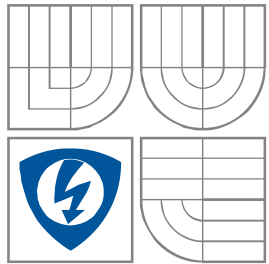


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

METODA BORCENÍ ČASOVÉ OSY V OBLASTI BIOSIGNÁLŮ

DYNAMIC TIME WARPING IN BIOLOGICAL SIGNAL PROCESSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

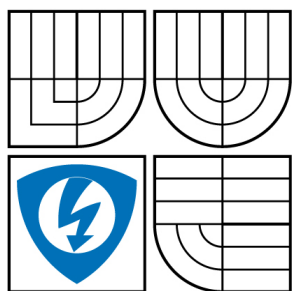
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Lukáš Brus

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Jana Bardoňová, 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: Brus Lukáš

ID: 10362

Ročník: 3

Akademický rok: 2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s metodou borcení časové osy v oblasti biosignálů, zejména pro elektrokardiogramy. V programovém prostředí Matlab navrhnete vlastní funkce pro využití metody. Navrhnete systém pro detekci charakteristických změn v EKG v průběhu experimentu. Použijte data z knihovny UBMI.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KEOGH, E.J., PAZZANI, M.J. Derivative Dynamic Time Warping. Dostupné na WWW:
<http://citeseer.nj.nec.com/480361.html>

[2] ACKENHUESEN, J.G. Real-time signal processing. New Jersey: Prentice Hall, 1999.

[3] PSUTKA, J. Komunikace s počítačem mluvenou řečí. Praha: Academia, 1995.

Termín zadání: 11.2.2008

Termín odevzdání: 6.6.2008

Vedoucí práce: Ing. Jana Bardoňová, 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: Lukáš Brus
Bytem: Drobného 50, Brno, 602 00
Narozen/a (datum a místo): 31. července 1982 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: Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, 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 užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských 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:

Metoda borcení časové osy (dynamic time warping) je jedna z moderních vědeckých metod, přispívajících k optimalizaci analýzy a vyhodnocování křivek různých procesů. Část bakalářské práce je věnována tématu vzniku a procesu biologických signálů, zejména elektrokardiogramu a jeho hodnocení. Dále je diskutována metoda borcení časové osy a na základě reálných datových podkladů experimentálně odzkoušena při hodnocení elektrokardiogramu. Jsou uvedeny omezení funkce DTW a navržen program s názvem EKG diagnose, který využívá programovacího prostředí Matlab a je použit jako systém hledající charakteristické změny v elektrokardiogramu v průběhu experimentu na zvířecím srdci.

Abstract:

The Method of dynamic time warping is one of the modern scientific methods. It can be used for optimalization of analysis and classification of diagrams with biological signals. One part of the bachelor's thesis is to witness the generation of a biological process while studying the electrocardiogram and ECG classifications. The final part of the thesis is the discussion of the dynamic time warping and using these methods on a real data base of ECG signals from an experiment on an animal heart. This thesis mentions the function of DTW and also discusses a self-designed program for ECG diagnosing. This program, entitled ECG diagnose, is used for characterizing changes of the ECG signals during experiments performed on animal hearts.

BRUS, L. *Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 51 s., 1 příl., Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, cenné rady při zpracování mé bakalářské práce a trpělivost.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora

Obsah:

1	VZNIK A PŮVOD BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ.....	1
2	BIOLOGICKÉ SIGNÁLY	2
2.1	Historie elektrokardiografie.....	2
2.2	Vznik a funkce bioelektrických signálů.....	2
2.3	Biosignály srdce - fyziologie.....	6
2.4	Biosignály srdce – vedení vzruchu	7
2.5	Elektrokardiograf, elektrokardiogram (EKG).....	12
2.6	Popis EKG křivky	12
2.7	Analýza EKG v časové oblasti.....	14
2.8	Popis EKG ve frekvenční oblasti.....	15
3	HODNOCENÍ EKG	16
3.1	Vznik výchylek elektrokardiogramu	16
3.2	Variabilita QRS komplexu a odchylky od normy	17
3.3	Obvyklý postup při hodnocení EKG	18
3.4	Moderní metoda hodnocení EKG	20
4	METODA BORCENÍ ČASOVÉ OSY.....	28
4.1	Metoda borcení časové osy (DTW)	28
4.2	Požadavky pro přípustnou oblast funkce DTW	30
5	PROGRAM EKG DIAGNOSE	32
5.1	Využití programovacího prostředí Matlab a metody DTW	32
5.2	Návrh grafického rozhraní v programovém prostředí Matlab – funkce programu EKG diagnose.	32
6	ZÁVĚR	48
7	POUŽITÉ ZKRATKY	49
8	POUŽITÁ LITERATURA.....	50
9	SEZNAM OBRÁZKŮ	51
10	PŘÍLOHY.....	52
	Příloha 1: mfile dtw barva.....	52

1 Vznik a původ biologických signálů

Existencí živého organismu je vyvoláván biologický signál. Tímto signálem tedy myslíme signál snímaný ze živého organismu. Základní složkou živých organismů jsou buňky, které nadále tvoří systémy a podsystemy. Tyto systémy se navenek projevují aktivitou určitého charakteru a tuto aktivitu jsme schopni měřit ve formě signálů. Procesy tedy nazýváme biosignály. Předpokládáme, že ve většině případů je biosignál vytvořen jako signál elektrický. Biosignál je tedy signál stochastický. Chování signálů je možné sledovat jejich měřením v čase a měřit je jako spojité nebo diskrétní. Elektrické signály mají důležitou funkci při řízení všech životně důležitých orgánů. Zajišťují rychlý přenos informací po celém organismu. Šíří se vlákny buněk nervového systému i svalovými buňkami. Elektrické signály patří mezi základní mechanismy funkcí smyslových orgánů. Vznikají na buněčné úrovni a jejich šíření je doprovázeno vznikem elektromagnetického pole. Registrace elektrických nebo magnetických signálů na povrchu těla je velmi důležitou součástí klinických diagnostických metod, především elektrokardiografie a elektroencefalografie, ale také například magnetokardiografie, elektromyografie nebo elektoretinografie. U některých biosignálů dochází k opakování určitého intervalu, který se opakuje v čase alespoň přibližně, má tedy periodu a je to signál periodický. Takovýto signál je například signál elektrokardiografický.

Lékařská diagnostika používá mnoho metod k zjištění stavu pacienta, nemoci nebo případných změn chování organismu a nefunkčnosti jednotlivých jeho částí. Jednou z těchto metod je zjišťování aktuálního stavu pacienta, jeho biologických procesů a porovnání těchto zjištění se signály zaznamenanými ze zdravého jedince. Změny v organismu se projevují poruchami biologických procesů, poruchami jejich projevů a chování. Stále používanou lékařskou metodou je rozměřování biosignálů, kdy jsou časové průběhy biosignálů rozděleny a popsány pomocí jejich charakteristických úseků, doby trvání, maximální dosažené hodnoty a počtu výskytů v čase. Pomocí současné techniky jsme schopni dnes používat mnohem náročnější matematické metody než dříve lékaři využívali. Můžeme podrobněji popisovat získaná data a máme širší možnosti při návrhu klasifikačních algoritmů. Případné dysfunkce organismu můžeme tedy odhalovat pomocí porovnání rozměřeného signálu v časové oblasti a tabulkových hodnot. Pro klasifikaci pomocí počítače a programové analýzy můžeme také využít metodu borcení časové osy (dynamic time warping). Tato metoda umožňuje rozměření signálu, které není závislé na čase. Bortí časovou osu a porovnává dva signály jako vektory, které jsou na čase nezávislé. Proces borcení časové osy při výpočtu podle potřeby signál v ose času nelineárně „natahuje“ nebo „smršťuje“.

Práce je zaměřena na popis srdeční činnosti organismu signálem EKG, jeho poznání a využití metody borcení časové osy k jeho analýze a diagnostice pacienta. První kapitola obsahuje krátký úvod, druhá kapitola je zaměřena na popis biosignálů, signálu EKG a funkce srdce. Třetí kapitola obsahuje popis současného rozměřování signálů a hodnocení EKG, ve čtvrté kapitole je popis funkce DTW, jejich omezení a diagnosticky významné body EKG signálu. V poslední kapitole je návrh využití metody DTW pro signál EKG a návrh funkcí, které jsou realizovány v programovém prostředí Matlab a zpracování grafického programu EKG diagnose, který umožňuje analyzovat biosignál EKG.

2 Biologické signály

2.1 Historie elektrokardiografie

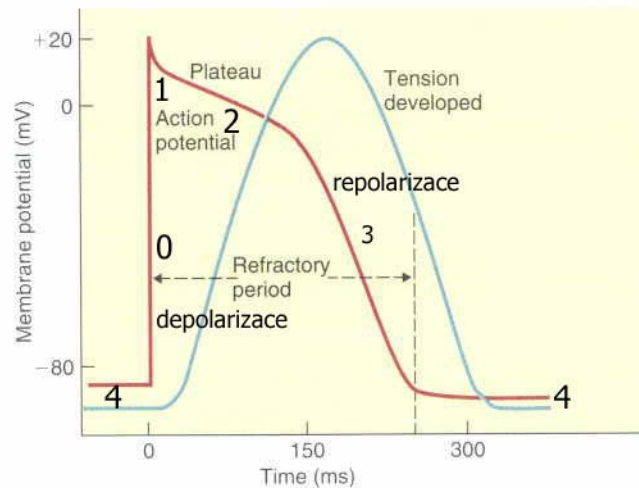
Stručný přehled historie elektrokardiografie (převzat z [3]):

- 1887 – A. D. Waller změnil (registroval) EKG s použitím kapilárního elektrometru
- 1903 – Willem Einthoven zdokonalil komerční galvanometr používaný v telegrafii a s jeho pomocí registroval srdeční aktivitu
- 1906 – registrace EKG s použitím strunového galvanometru
- 1906 – L. Aschoff spolu s S. Tawarou měří akční elektrické proudy v myokardu
- 1906 – první přímé měření fetálního elektrokardiogramu
- 1907 – A. Keith popsal aktivitu uzlíků myokardu
- 1909 – R. H. Kahn navrhl registrovat zvětšení unipolární kardiopotenciály
- 1911 – u firmy Siemens a Halske vyrobili první komerční elektrokardiograf
- 1913 – prof. Prusík přivezl z Paříže do Prahy elektrokardiograf (pravděpodobně první v Čechách)
- 1923 – zavedeny systolické časové intervaly
- 1924 – W. Einthoven obdržel Nobelovu cenu
- 1936 – W. H. Brown vymyslel používání hrudních svodů
- 1939 – vektorgrafie, smyčka QRS (Schellong)
- 1950 – objevení závislosti smyčky QRS na rozměrech srdečních komor
- 1956 – svodový systém se sedmi elektrodami pro VKG (E. Frank)
- 1960 – první experimenty s mapováním izopotenciálů na hrudníku
- 1961 – axiální svodový systém s 9ti elektrodami pro VKG
- 1978 – jícnová elektrokardiografie
- 1978 – první pozátěžová mapa izopotenciálů
- 1978 – první invazní telemetrie fetálního EKG (Hewlett-Packard)
- 1979 – derivovaný VKG (J. Husson)
- 1981 – použití autokorelačních funkcí u fonokardiogramu
- 1986 – neinvazní telemetrie FKG s použitím autokorelačních funkcí

2.2 Vznik a funkce bioelektrických signálů

Buňky živého organismu jsou ohraničeny lipoproteinovou membránou. Vnitřní prostředí živé buňky se ustaluje na jiném elektrickém potenciálu než okolní prostředí. Přesvědčit se o tom lze přímým měřením rozdílů potenciálů (membránového napětí) mezi elektrodou umístěnou mimo buňku a mikroelektrodou zavedenou přes povrchovou membránu dovnitř buňky. Membránový potenciál je základní pojem pro elektrické potenciálové rozdíly, které vznikají mezi vnitrobuněčným a vnějším prostorem srdeční buňky. Rozložení elektrických nábojů v blízkém okolí buněčné membrány souvisí s převahou sodíkových iontů vně buňky a draselných iontů uvnitř. Proto jsou na zevním povrchu membrány kladné náboje a na jejím vnitřním povrchu záporné náboje. Buňka v klidu má klidové membránové napětí, které se u živočišných buněk pohybuje v rozmezí -100 mV až -50 mV. Znaménko minus podle konvence značí, že vnitřní prostředí má záporný potenciál vzhledem k vnějšímu prostředí buňky. Klidový potenciál je membránový potenciál v klidovém stavu vzrušivé

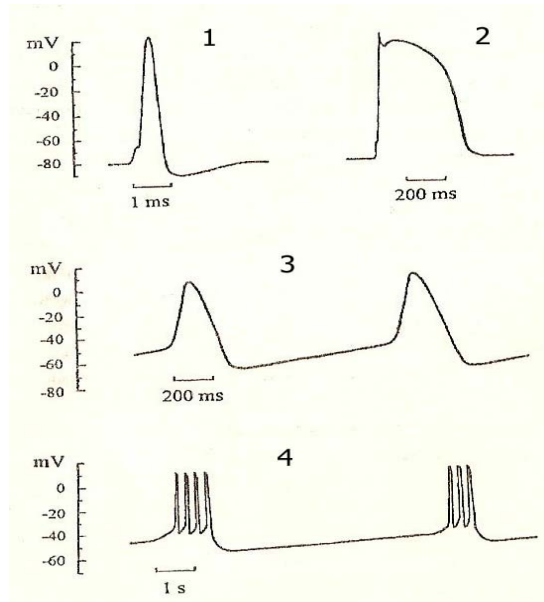
(srdeční) buňky. Uvnitř buňky je vysoká koncentrace K^+ iontů a nepatrná koncentrace Na^+ iontů, ve vnějším prostředí je to naopak. Tato nerovnováha je způsobena propustností membrány a aktivní Na/K pumpou. Uvnitř buňky je negativní náboj a buňka se snaží udržet klidový membránový potenciál. Nervové a srdeční buňky mají vlastnost vzrušit se. Vzrušivost se projevuje přechodnou změnou vlastností membrány, která mění průchod různých iontů a vzniká tak akční potenciál, který znamená schopnost vzrušivých buněk generovat elektrické impulsy. Akční potenciál je změna membránového potenciálu při vzruchu buňky. Na obrázku 2-I jsou znázorněny fáze akčního potenciálu.



Obrázek 2-I: Fáze akčního potenciálu

- fáze 0 – 1 vstup sodíkových iontů do buňky
- fáze 2 vstup kalciových iontů do buňky, tato fáze je nazývána plató (fáze 0 – 2 jsou projevem depolarizace buňky a probíhá změna membránového potenciálu buňky ze záporných hodnot)
- fáze 3 výstup draslíkových iontů (repolarizace, kdy probíhá změna potenciálu buňky z +30 mV na -90 mV)
- fáze 4 pomalá spontánní diastolická depolarizace, kdy se buňka zvolna depolarizuje na prahovou hodnotu

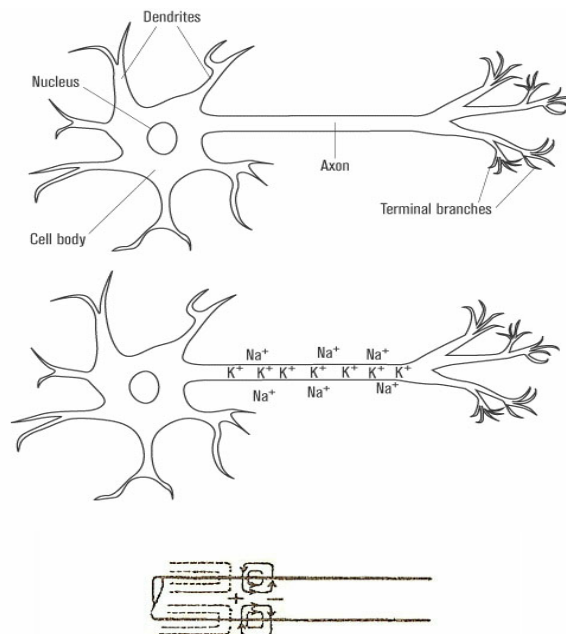
Akční potenciál vzniká v momentě, kdy membránové napětí při depolarizaci překročí hodnotu prahového napětí. Tím se uvede v činnost mechanismus zpětné vazby a depolarizace pokračuje spontánně. Zpravidla přitom membránové napětí změní na přechodu polaritu. Průběh akčního napětí prakticky nezávisí na velikosti vyvolávajícího podnětu. Akční potenciál má různé průběhy podle toho, o jakou vzrušivou buňku se jedná. Délka záleží na funkci, kterou v jednotlivých případech buňky plní. Čtyři základní fáze akčního potenciálu jsou velmi důležité k hodnocení a pochopení abnormalit. Na obrázku 2-II jsou ukázky charakteristických průběhů akčních napětí různých druhů buněk.



Obrázek 2-II: Charakteristické průběhy akčního napětí

(1 – nervové vlákno, 2 – buňka srdeční komory, 3 – buňka SA-uzlu, 4 – buňka hladkého svalu, v případě obrázku 3 a 4 se jedná o automatickou aktivitu) [1]

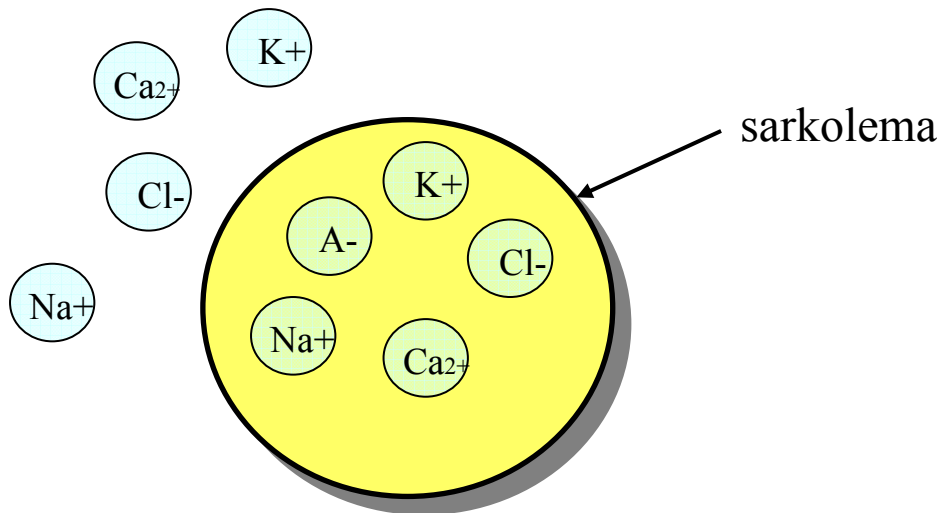
Impulsy akčního napětí generují membrány vzrušivých buněk. U buněčných vláken vznikne nejprve akční potenciál v místě podráždění. Odtud se pak šíří podél vlákna. Vybuzený úsek je vždy zdrojem podráždění pro sousední, doposud nevybuzený úsek. Různá polarizace membrány v sousedních úsecích vyvolá lokální elektrické proudy, které depolarizují membrány nepodrážděného úseku až k prahové hodnotě. Na obrázku 2-III je ukázka šíření nervového napětí vláknem.



Obrázek 2-III: Šíření akčního napětí nervovým vláknem (axonem)

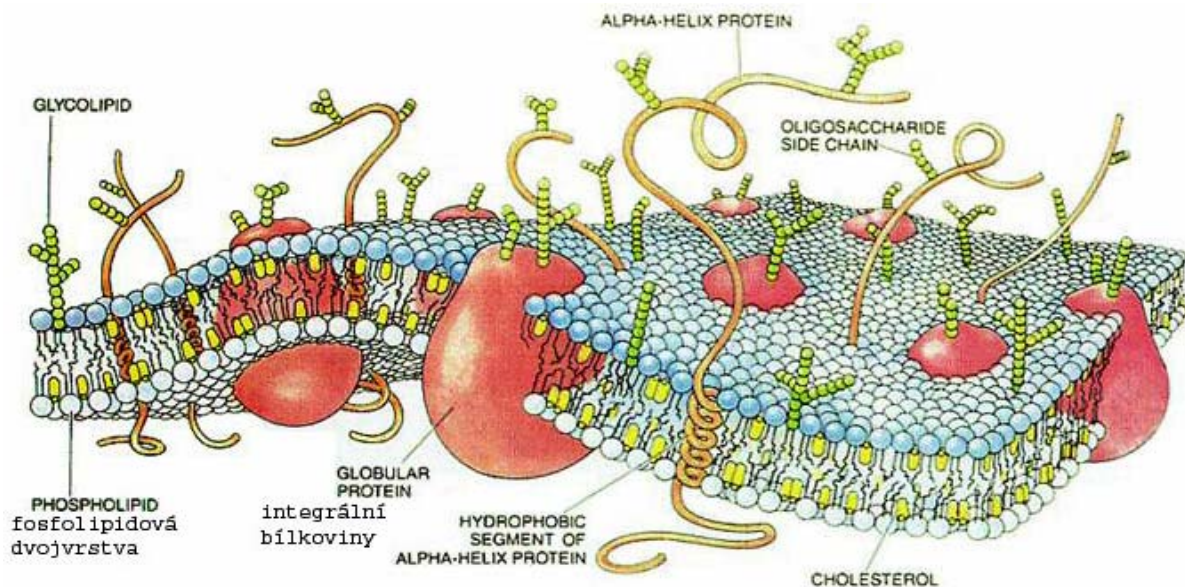
(Cell body – tělo buňky, Dendrites – dendridy, Nucleus – jádro buňky
Terminal branches – koncové větvení (převzat z [2]))

Představiteli vzrušivých buněčných vláken jsou axony neuronů, které vedou prostřednictvím akčních napětí informace v organismu. Jednoduchý model, v němž jsou vynechány všechny buněčné struktury, které není nutné z hlediska elektrických jevů uvažovat, zahrnuje pouze povrchovou membránu a vodní roztoky ve vnějším a vnitřním prostředí buňky, je na obrázku 2-IV.



Obrázek 2-IV: Jednoduchý model pro výklad elektrických jevů na buněčné úrovni - povrchová membrána a elektrolyty vně a uvnitř buňky

Hlavní anorganické ionty obsažené v obou prostředích jsou kationty Na^+ , K^+ , Ca^{2+} a anionty Cl^- . Ve vnitřním prostředí se navíc uplatní organické anionty A^- . K popisu vzniku klidového a akčního potenciálu je potřeba znát strukturu a vlastnosti povrchové membrány. Na následujícím obrázku je její popis.



Obrázek 2-V: Model struktury biologické membrány

(Phospholipid – fosfolipidová dvojrstva, Globular protein – integrální bílkovina)

Základem membrány je elektricky nevodivá tenká dvojvrstva (6 – 10 nm), tvořená molekulami fosfolipidů. Do této membrány jsou zabudovány makromolekuly bílkovin (proteinů). Pro elektrické jevy jsou podstatné dva druhy - přenašeče a kanály. Jsou to transportní mechanismy, umožňující přenos iontů přes nevodivou fosfolipidovou membránu.

Existuje více přenašečových systémů z nichž jeden je označován jako sodíko-draslíková pumpa (Na/K pumpa). Ta má pro vytvoření podmínek vzniku membránového napětí zásadní význam. Vytěšňuje Na-ionty z buňky výměnou za K-ionty a zajišťuje, že koncentrace obou iontů ve vnitrobuněčném a vnějším prostředí jsou rozdílné. Činnost Na/K pumpy můžeme volně přirovnat k současnému nabíjení dvou akumulátorových zdrojů. Na/K pumpa vyžaduje stálý přísun energie, kterou molekulám přenašeče poskytují ve vnitrobuněčném prostředí molekuly adenosintrifosfátu. Koncentrační gradienty iontů Na⁺ a K⁺ jsou zase zdrojem energie, nutné k uskutečnění procesů generování a šíření impulsů akčního napětí u vzrušivých buněk.

Dalším způsobem, jak lze vyměňovat ionty mezi vnitřním a vnějším prostředím buňky, jsou membránové kanály. Jsou to také bílkovinné molekuly, ale na rozdíl od přenašečů, které mají pevná vazebná místa pro přenášené ionty, vytvářejí v membráně póry prostupné pro vodu. Otevírání a uzavírání těchto pórů probíhá náhodně a je závislé na intenzitě elektrického pole v membráně. Ve vodním prostředí mohou ionty otevřeným kanálem prostupovat. Přesto to však není volná difuze. Většina kanálů je charakterizována menší či větší mírou selektivity vzhledem k propustnosti iontů. Kanály jsou většinou charakterizovány velikostí propustnosti daného iontu, hovoříme tedy o sodíkových, draslíkových, vápníkových nebo chlorových kanálech.

2.3 Biosignály srdce - fyziologie

Srdce čerpá krev do cévního systému: pravá komora do malého (plicního) oběhu, levá komora do velkého (systémového) oběhu. Srdce a cévy tvoří uzavřený systém. Ze srdce prochází krev tepnami a do srdce se krev vrací žilami. Nejtenčí cévy ve tkáních jsou vlásečnice. Srdeční činnost charakterizuje několik vlastností:

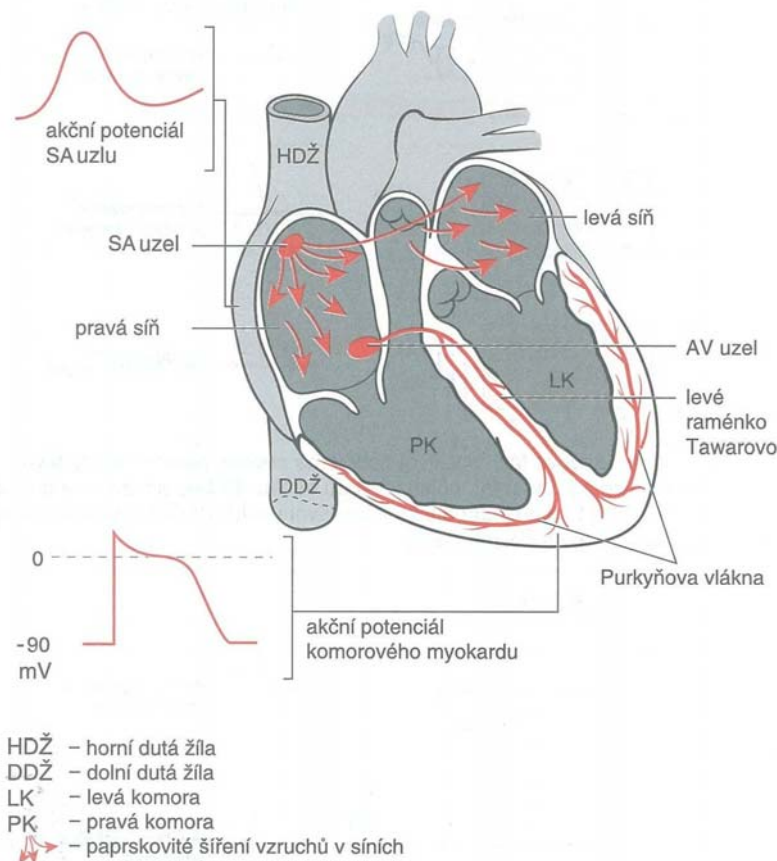
- samovolný pohyb – schopnost stahovat se bez vnějších podnětů, která je dána spontánní elektrickou aktivitou buněk převodního systému
- rytmicita – pravidelné střídání stahu a relaxace
- vodivost – koordinování šíření vzruchové aktivity v srdci
- dráždivost – vznik vzruchů a podnětů
- kontraktilita – stažlivost

Srdce má čtyři dutiny: dvě síně a dvě komory. Z těla přitéká odkysličená krev dutými žilami do pravé síně a z ní přes trojcípou chlopeň do pravé komory. Z pravé komory jde krev plicními tepnami do plic a okysličená se vrací čtyřmi plicními žilami do levé síně. Přes dvojcípou chlopeň teče krev do levé komory, pak do srdečnice a do těla. Poloměsíčitě chlopně na začátku aorty a plicnice brání zpětnému toku krve z těchto tepen do komor. Pravá síň a komora tvoří pravé srdce, které je přepážkou odděleno od levé síně a komory. Srdce zaujímá v hrudníku průměrně 730 cm³. Průměrná hmotnost u dospělého muže je 320g a ženy 275g. U fyzicky trénovaných

jedinců vzrůstá objem až o 50% a hmotnost může být i 500g. V klidu je u mužů normálně 60 – 80 tepů za minutu (u žen je tep vyšší o 6 – 8 tepů za minutu). Po těžkém tělesném vypětí se může minutový tep zrychlit na 200 i více. (převzato z [2]) Srdeční buňky můžeme rozdělit na pracovní svalovinu a buňky určené ke vzniku a vedení vzruchu.

2.4 Biosignály srdce – vedení vzruchu

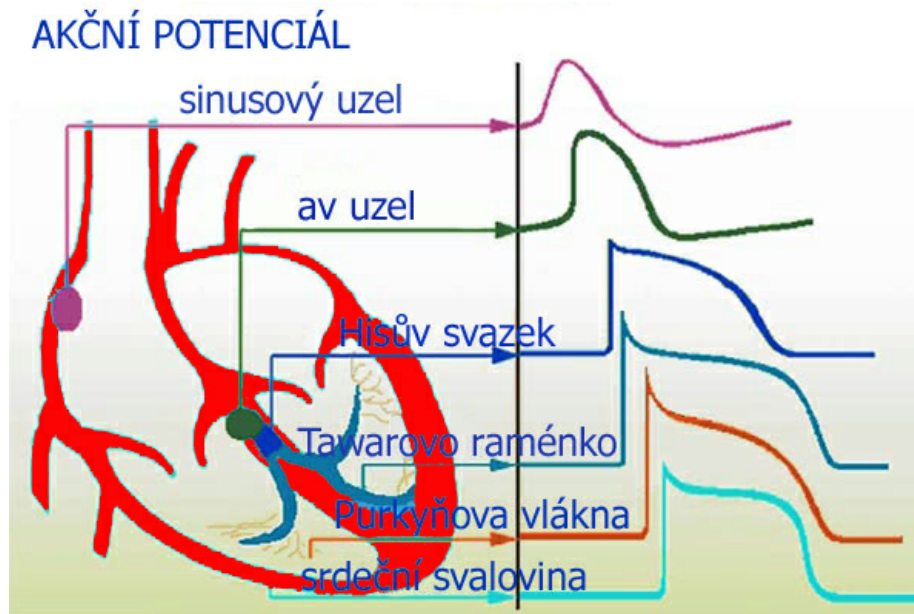
Srdce je sval, který pracuje jako pumpa v uzavřeném systému. Před každým stahem srdce dochází k vlně podráždění, která je řízená elektrickými stimuly vycházejícími se sinoatriálního uzlu. Rozdíly elektrických potenciálů pak vytvářejí napětí, které můžeme měřit na různých částech lidského těla. Všechny srdeční buňky jsou spojeny do funkční jednotky. Podráždění (vzruch) vzniklé na některém místě v srdci se šíří po celém srdci (výjimkou je AV-uzel, který většinou nepřeveďe vzruch vzniklý v komoře na síně). Důležitým poznatkem je, že záznam z SA uzlu nemá žádný stálý klidový potenciál. Spontánní repolarizace a depolarizace SA uzlu probíhá automaticky a je zdrojem impulzů aktivujících síně a AV uzel. Ten vede dále impulzy k Tawarovým raménkům, které aktivují svalovinu komor.



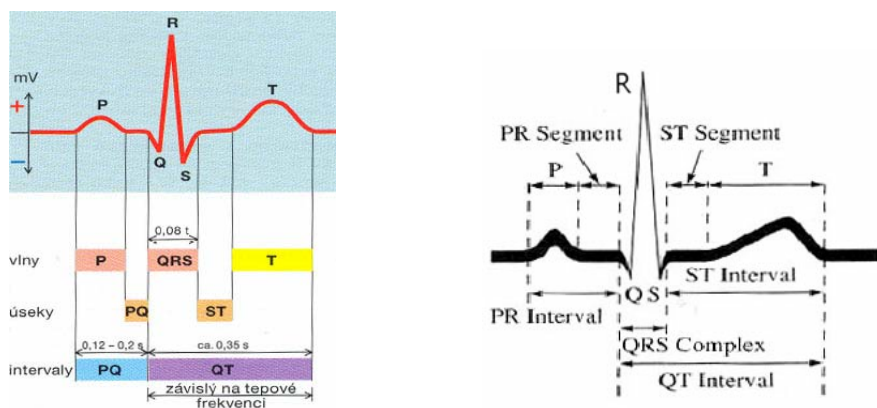
obrázek 2-VI Vedení vzruchu v srdci

Vznik a vedení vzruchu v srdci je naznačen na obrázku 2-VI (převzat z [11]) spolu s akčním potenciálem jednotlivých míst vedení vzruchu (obrázek 2-VII). Vznik vzruchu za fyziologických okolností v sinusovém uzlu, šíření vzruchu po síních, přes

AV-uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňovými vlákny na svalovinu komor. Signál elektrokardiogramu je na obrázcích 2-VII a 2-VIII.



Obrázek 2-VII: Akční potenciály různých skupin svalových



Obrázek 2-VIII: Elektrokardiogram

(záznam potenciálů z různých svodů, velikost 0,5 – 4 mV, převzat z [3])

P vlna–depolarizace síní, 0 –3 mV, do 100 ms

P-R segment–do depolarizace komor, 120 až 200 ms

Q vlna–negativní, 0 –25%R vlny, do 30 ms

R vlna–několik mV, do 100 ms

S vlna–0 až 0.8 mV, do 50 ms

QRS–depolarizace komor

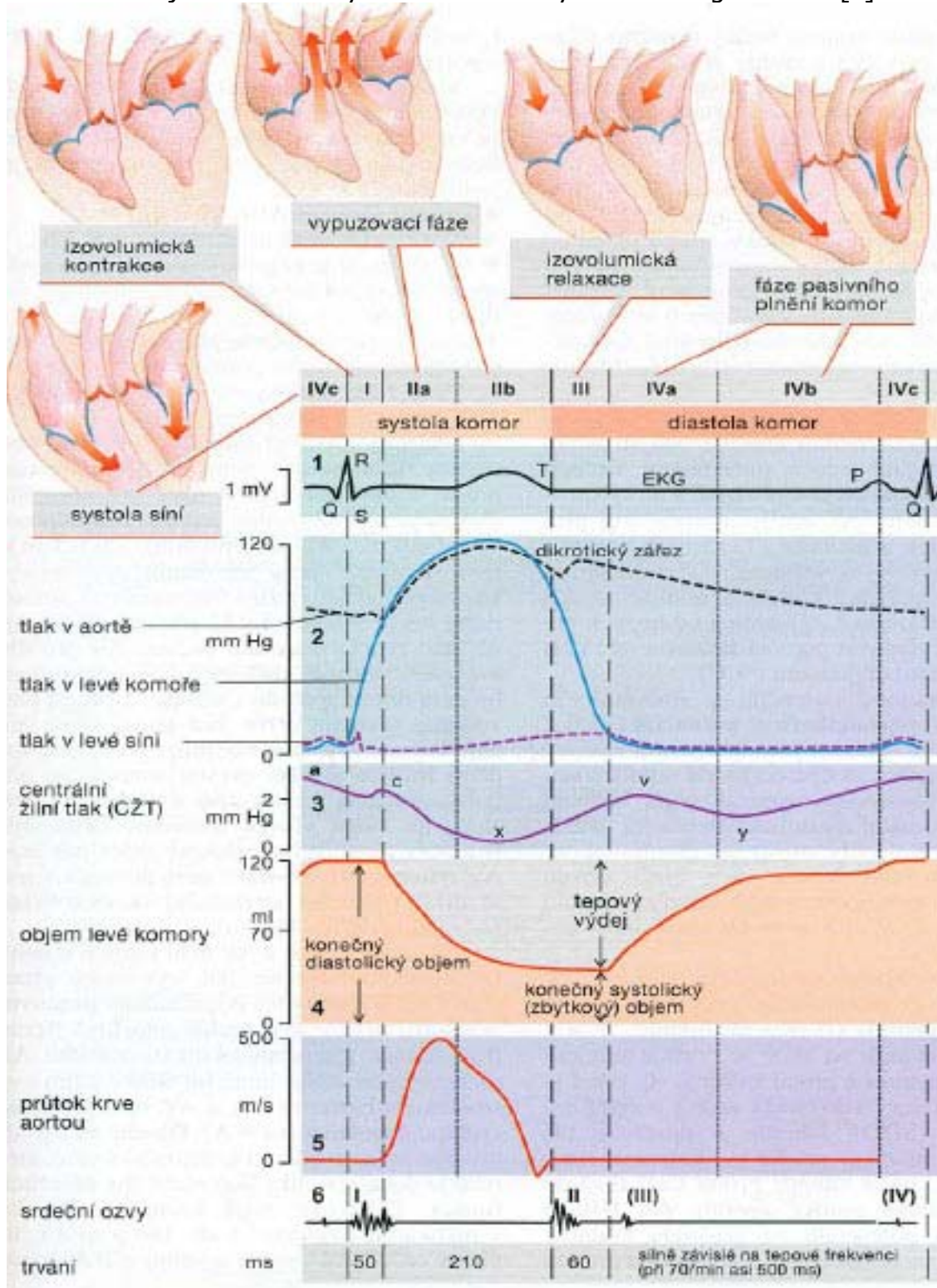
S-T segment–pokles nebo vzrůst do 0.1 mV

Q-T interval–elektrická systola, kolem 400 ms

T vlna–repolarizace komor, do 8.8 mV, od 100 do 250ms

U vlna–malá pozitivní výchylka, někdy měřitelná po T vlně

Na obrázku 2-IX jsou znázorněny fáze srdečního cyklu a fáze signálu EKG [3]:



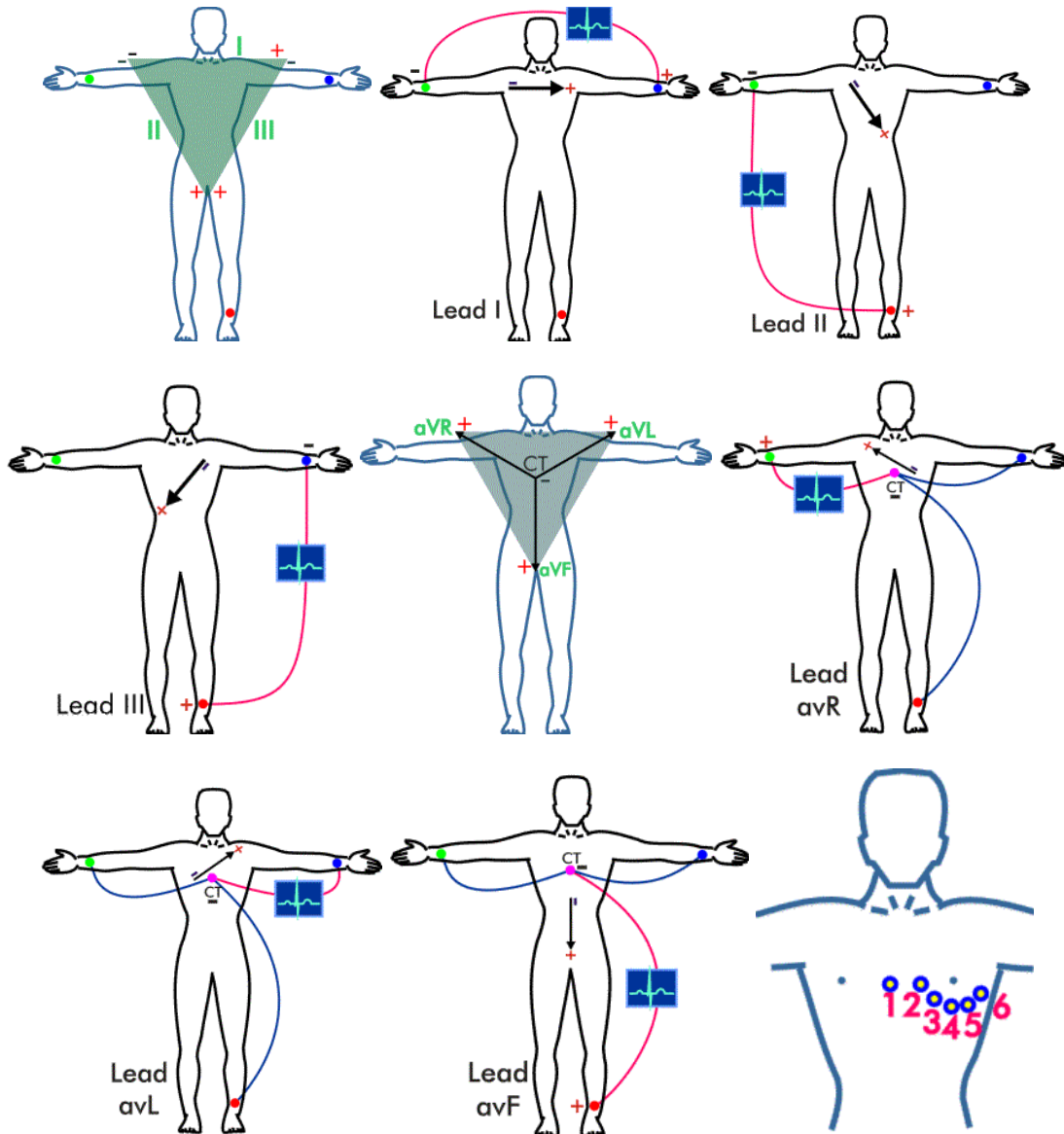
Obrázek 2-IX: Fáze srdečního cyklu (srdeční revoluce)

Fáze komorového cyklu:
 I – napínací fáze systoly
 II – vypuzovací fáze systoly
 III – uvolňovací fáze diastoly
 IV – plnicí fáze diastoly

V normálních podmínkách je místem tvorby vzruchů sinusový uzel. Je asi 2 mm široký a je umístěn v pravé předsíni v oblasti horní duté žíly. V srdci udává základní rytmus (frekvenci 70/minutu). Od sinusového uzlu se šíří vzruch po síních. V tomto místě vzniká pozitivní akční potenciál. Sousední buňky jsou ještě v klidovém stavu a mají negativní nitrobuněčný potenciál a jsou tak splněny podmínky k pohybu iontů draslíku buněčnou membránou. V první fázi akčního potenciálu proudí rychlými kanály do buněk sodíkové ionty a vystupují jimi ionty draslíku. Tato Na/K pumpa je předpokladem pro depolarizaci síní nad prahovou hodnotu. Po přesunu Na⁺ do buněk a K⁺ z buněk rychlými kanály proudí do buněk z extracelulárních prostorů Ca²⁺, a to pomalými či vápníkovými kanály. Přestup Ca²⁺ do buněk pomalými kanály se omezuje blokadou vápníku.

Ze sinusového uzlu se podráždění rozšiřuje do předsíní rovnoměrně všemi směry. Rychlost vedení podráždění postupně vzrůstá. Vlivem Purkyněho vláken na dráze mezi sinusovým uzlem a atrioventrikulárním uzlem (AV-uzlem) zde dosahuje rychlost 0,8 – 1,8 m/s [5]. AV-uzel je jediným přechodem pro podráždění (přechod vzruchu) ze síní na komory. Oblast kolem uzlu je sekundárním pacemakerem (frekvence 40 – 60/minutu). V AV-uzlu se rychlost vedení podráždění značně sníží (řádově na hodnotu 0,05 m/s) [5]. Proto časové zpoždění aktivace Hisova svazku vůči podráždění AV-uzlu je přibližně 40 ms. Hisův svazek je část vodivé soustavy srdce začínající v AV-uzlu, procházející mezikomorovými přepážkami a dělící se na pravé a levé Tawarovo raménko. Konečnými rozvětveními Hisova svazku jsou Purkyněho vlákna, která vedou vzruch po přepážce a pak v myokardu komor. Vzruch je v myokardu rozveden téměř současně. V komorovém myokardu je terciální pacemaker (frekvence 30 – 40/minutu) [5]. Pokud vzruchy vzniknou v tomto centru, pak tento rytmus označujeme jako idioventrikulární rytmus. Spojení podráždění buněk a kontrakce srdečních buněk je uskutečněno pomocí Ca²⁺ iontů. Akční potenciál spouští kontrakci srdečních buněk. Buňky Hisova svazku vykazují vysoké hodnoty membránového potenciálu a v porovnání s buňkami AV-uzlu velkou rychlost. Po krátkém zpoždění v AV-uzlu prochází podráždění společným Hisovým svazkem a pak na jeho rozvětvení. Tyto výsledky podráždění jsou ve svodu I. reprezentovány vlnou Q a ve svodu aVF reprezentovány vlnou R. Podráždění se šíří v obou komorách současně. Protože se protichůdné depolarizace svaloviny komor vzájemně vyruší, je na EKG vidět ta část depolarizace, která vznikla tím, že pravá komora je slabší než levá. A poněvadž je normálně levá komora uložena více vzadu, vlevo a dole, směřuje směr podráždění v této fázi ve směru levé komory. Výsledkem je pozitivní napěťová změna ve svodu I i ve svodu aVF (tvorí náběh vlny R). Je to fáze vrcholové a včasné komorové depolarizace. Jak depolarizační proces postupuje přes komory, mění se orientace elektrického vektoru. V této fázi dochází ve svodu I. k prodlužování vlny R a ve svodu aVF se vytváří negativní potenciál (vlna S). Struktura vodivého systému srdce je značně individuálně variabilní, a proto i průběhy EKG různých osob jsou v tomto časovém období dosti odlišné. Když je myokard plně depolarizován, není po krátký, ale diagnosticky velmi významný úsek myokard elektricky aktivní. Akční potenciály všech buněk mají totiž po skončení depolarizace komor stejnou hodnotu. V elektrickém poli srdce se nedají zjistit rozdíly potenciálů. Pokud by další fáze akčních potenciálů probíhaly u všech buněk srdeční svaloviny synchronně a měly by identický průběh, pak by se v období repolarizace vůbec neobjevila vlna T. Repolarizace (ústup podráždění) nenastupuje v buňkách synchronně a v buňkách myokardu se vytvářejí potenciálové změny. Dříve se objevuje repolarizace

v oblastech, které byly depolarizované nejdříve. Vyvolaný proud je v EKG reprezentován vlnou T v obou svodech I. a aVF. Pak následuje opět období bez elektrické aktivity až do následujícího impulsu v sinoatriálním uzlu (SA-uzel). Svody pro měření EKG signálu jsou znázorněny na obrázku č. 2-X (převzat z [3]).



Obrázek 2-X: Svody pro měření EKG signálu

Dvanáct svodů je používáno k získání dvanácti pohledů na elektrickou činnost srdce. Srdce se nachází uprostřed rovnostranného trojúhelníku. Svody se dělí na končetinové svody, které jsou umístěné na končetinách. Mají stejnou voltáž po celé délce končetiny, chovají se jako lineární vodiče a obvykle se umísťují a značí jako aVR svod pravé končetiny, aVL svod levé končetiny a aVF svod levé dolní končetiny. Svorka propojující svody R, L a F dohromady slouží jako referenční svod a označuje se svod V, proto označení s písmenem V. Tyto svody registrují akční potenciál ve frontální rovině. Dalšími svody jsou svody I, II a III. Svod I propojuje obě paže připojením L svodu k pozitivnímu výstupu a R svodu k negativnímu výstupu

galvanometru. Svod II ukazuje pohled na srdce z místa vlevo od levého třísla a F svodu. Svod III nahlíží na srdce naopak z místa vpravo od levého třísla a F svodu.

Další diagnostické svody jsou svody hrudní, V1 – V6, které jsou umístěny na přední straně hrudníku. Jsou blízko nad stěnou pravé komory srdeční. Svody V2 a V3 se nacházejí blízko mezikomorové přepážky, svody V4 a V5 pohlížejí na přední plochu levé komory. Svody V5 a V6 jsou podobné svodům I a aVL a navzájem se obvykle velmi podobají. Záznam ukazuje pohled na anterolaterální stěnu levé komory.

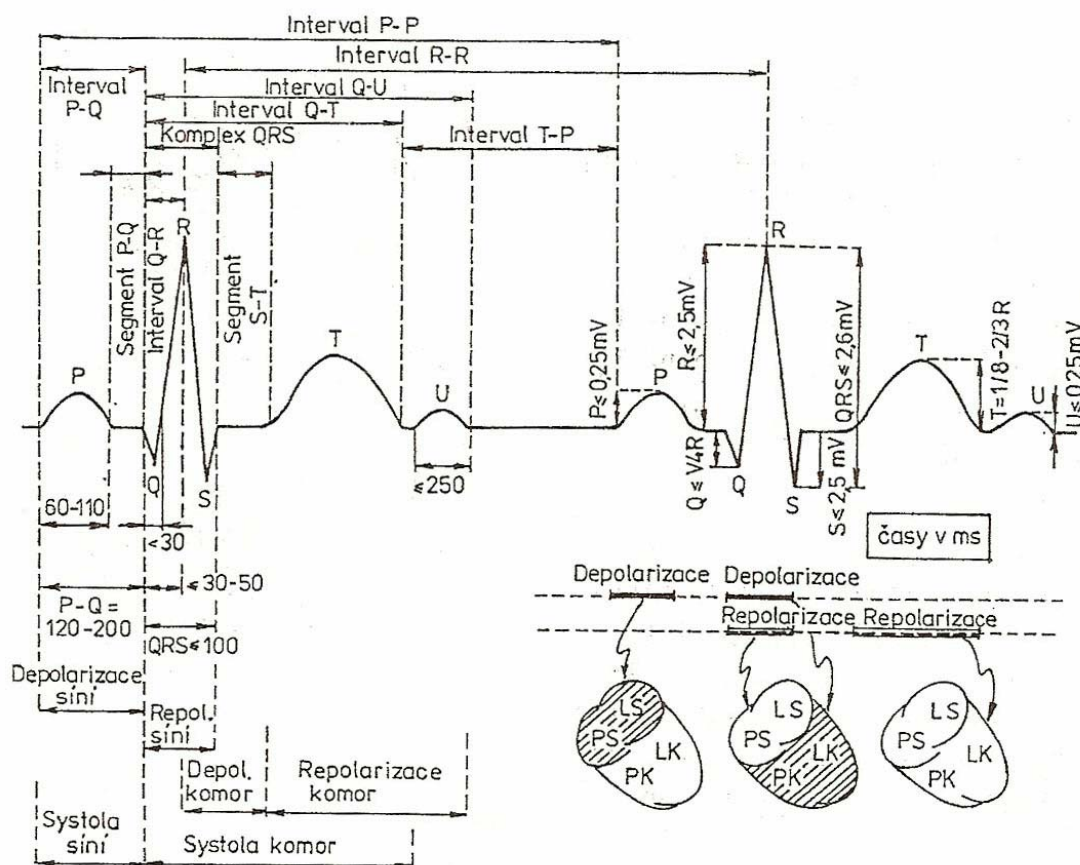
2.5 Elektrokardiograf, elektrokardiogram (EKG)

Elektrokardiograf je přístroj ke snímání elektrických signálů srdce, který snímá rozdíly elektrických potenciálů na povrchu kůže. Tyto signály vznikají díky depolarizaci a repolarizaci srdečního svalu. Srdeční sval tvoří tisíce svalových buněk (kolem 10^{10}), každý okamžik repolarizace a depolarizace znamená rozdílné aktivity pro různé skupiny buněk. Elektrickou činnost každé této skupiny si můžeme představit jako vektor síly a EKG zaznamenává všechny okamžité vektory, které jsou vytvářeny elektrickou srdeční aktivitou.

Grafický záznam se nazývá elektrokardiogramem (EKG). Tento záznam je sejmut pomocí elektrod, zesílen pomocí zesilovačů a převeden graficky na papír nebo uložen jako data v počítači. Metoda byla vyvinuta na přelomu století Willemem Einthovenem a Augustem Wallerem. EKG zobrazuje podráždění srdce, neukazuje však kontrakci (tu můžeme zobrazit například pomocí echokardiografie nebo vyšetřením srdce ultrazvukem). Srdeční cyklus se skládá z depolarizace a repolarizace síní a depolarizace a repolarizace komor. Kmity a vlny EKG jsou výsledkem projekce celkového elektrického dipólu srdeční svaloviny. Vektor EKG je směr šíření výsledného elektrického potenciálu. Výsledný vektor EKG je dán velikostí a umístěním jednotlivých částí srdce. Elektrická osa srdeční je směr výsledného vektoru v okamžiku R kmity (depolarizace komor). Elektrická osa srdeční se shoduje s anatomickým uložením srdce v hrudníku.

2.6 Popis EKG křivky

Základní vlny v EKG se od Einthovenových dob značí písmeny P, Q, R, S, T, U (obrázek 2-XI na následující straně (převzat z [7])). Z nich se odvozuje označení a trvání intervalů a segmentů. Časové údaje jsou obvykle v ms, napětí v mV.



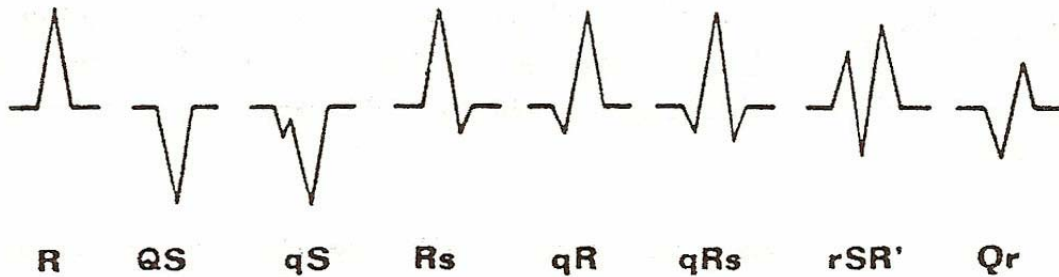
Obrázek 2-XI: Intervaly a segmenty signálu EKG

Vlna P vzniká při depolarizaci síní a v I. a II. svodu je pozitivní, ve III. svodu může být bipolární nebo negativní.

Interval P-Q se měří od začátku vlny P do začátku vlny Q (není-li Q, tak do začátku vlny R a označujeme pak tento interval P-R). Uvedený interval je čas depolarizace síní (vlna P) a doby šíření vzruchu trioventrikulárním vedením, Hisovým svazkem a jeho větvemi. Trvání intervalu závisí na srdeční tepové frekvenci.

Vlna Q vyjadřuje depolarizaci mezikomorové přepážky (u některých lidí není vlna Q vyjádřena). V normě vlna Q může být hluboká, dokonce může i převládat ve svodu aVR. Pozitivní vlna Q se obvykle hodně zmenšuje nebo vymizí úplně při intenzivním vdechu, takže je závislá na poloze srdce.

Vlna R je libovolná pozitivní vlna QRS komplexu – vyjadřuje depolarizaci přední, zadní a bočních stěn srdečních komor, takže reprezentuje začátek systol komor. Při rozštěpení QRS komplexu může mít dvě nebo dokonce tři vlny R (což je obvykle patologickým příznakem). Snížená amplituda kmitu R se vyskytuje jak při onemocněních mimosrdečních, tak i při rozsáhlých procesech v myokardu. Podle polarity v QRS komplexu se v klinické praxi používá symbolické označování. Příklady jsou uvedeny na obrázku 2-XII (převzat z [7]). Malé r znamená, že r vlna je menší než převažující hluboká S vlna. Čárkou označené symboly odpovídají druhému kmitu příslušné vlny.



Obrázek 2-XII: Příklady jednotlivých vln QRS komplexu

Interval P – R představuje dobu vedení Hisovým svazkem

Úsek (segment) ST – časové období od konce komplexu QRS do začátku vlny T (není-li vlna S, označujeme segment RT). Odpovídá momentu ukončování depolarizace komor a začátku jejich pomalé repolarizace. Normálně je úsek ST vždy izoelektrický. V úseku ST se pohybují ionty proti jejich koncentračnímu spádu. Proto je tento úsek velmi citlivý na řadu faktorů, zasahujících do buněčného mechanismu a je nejlabilnější částí EKG.

Vlna T – reprezentuje rychlou repolarizaci komor. U vlny T je nutno hodnotit orientaci a její amplitudu. Obvykle je vlna T orientována na stranu hlavní vlny QRS komplexu. V normě je vlna T pozitivní ve všech svodech (kromě aVR, kde je vždy záporná). Ve svodech III. a V1 bývá také někdy záporná. Trvání vlny T obvykle netrvá déle než 250 ms. Odchytky vlny T (a úseku ST) od normálu jsou obvykle způsobeny ischemií myokardu nebo předózováním digitalismu.

Interval Q-T se měří od začátku vlny Q (R) do konce vlny T. Tento interval závisí na srdeční frekvenci a dalších faktorech. Maximální délka trvání normálního Q-T intervalu by mělo být asi 420 ms.

U vlna se objevuje nepravidelně. Pravděpodobně je způsobena repolarizací Purkyňových vláken, která mají delší fázi plató ve srovnání s ostatními srdečními buňkami.

Při zaměření se na hodnocení EKG signálu jsou nejdůležitější následující části EKG záznamu:

- tři vlny a kmity (vlna P, komplex kmitů QRS, vlna T)
- dva časové intervaly (interval PR, délka QRS)
- úsek ST (jedna z nejdůležitějších částí EKG)

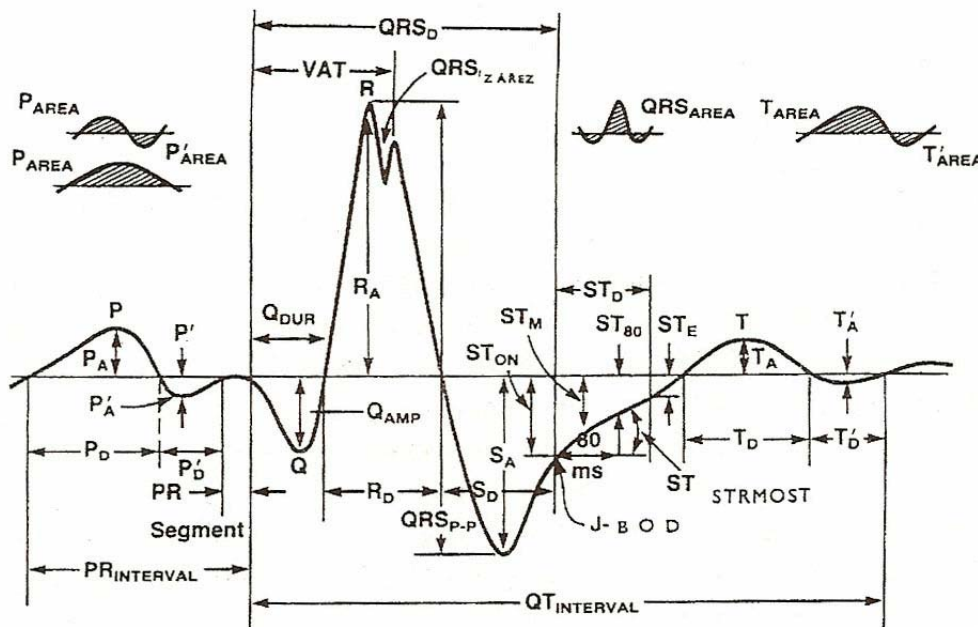
2.7 Analýza EKG v časové oblasti

Analýza EKG se v lékařské praxi téměř výhradně provádí v časové oblasti. Předpokladem jsou po technické stránce dokonalé signály EKG (tj. jejich dynamika a minimum artefaktů). Na obrázku 2-XIII je naznačena množina charakteristických bodů jedné periody signálu EKG. Obvykle se rozlišují tři na sebe navazující úlohy:

- rozpoznání některých primárních charakteristik složek EKG – ve vybraném segmentu EKG se jeho elementy rozdělují na ty, které náleží isolinii a na elementy, reprezentující vlny, komplexy a jiné grafoelementy u nichž známe nebo předpokládáme určitý diagnostický význam

- kvantifikace grafoelementů – vypočítají se křivosti oblouků, trvání vln a komplexů, změří se jejich amplituda apod. Důležité je měření jednotlivých kardiointervalů; při automatické analýze elektrogramů se obvykle používá standardních dvanáct EKG (tři končetinové Einshovenovy, Goldbergovy aVR, aVF, aVL, a šest hrudních V1 až V6);
- při analýze QRS komplexu a vln P a T se také někdy počítá příslušná plocha nad a pod isolinií a určuje se rychlost změn napětí v oblasti QRS komplexu třídění do určitých diagnostických tříd – provede se na základě vhodné stanovených příznaků;

Při klasifikaci používané algoritmy se postupně větví a tím modelují logické uvažování lékaře. Počítačové rozhodování (používá se i více než 400 parametrů) umožňuje podstatně jemnější a rychlejší rozhodování a třídění než při vizuálním hodnocení EKG. Obrázek 2-XIII (převzat z [4]):



Obrázek 2-XIII: Množina charakteristických bodů na jedné periodě signálu EKG

2.8 Popis EKG ve frekvenční oblasti

Popis ve frekvenční oblasti je další forma reprezentace elektrických projevů srdeční činnosti. Pomocí Fourierovy transformace lze vypočítat frekvenční spektrum EKG signálu. Fourierova transformace je matematický aparát, který umožňuje určení spektra signálu a zobrazuje zastoupení frekvencí v signálu. Odvozena je z Fourierovy řady periodického signálu s periodou P pro $P \rightarrow \infty$. Vztahy definující přímou a zpětnou transformaci jsou:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{+j\omega t} d\omega \quad (\text{rovnice 2-1}) \quad [14]$$

Takto se také obvykle analyzují technické i přirozené zdroje rušení elektrické aktivity srdce. Průběh EKG je totiž většinou zkreslen aktivitou svalů, pohybovými artefakty a síťovým rušením. Informace však nemají lokalizační charakter, takže nelze zjistit, ve kterém místě analyzovaného signálu se rušení nebo hledaná vlna či kmit vyskytuje.

3 Hodnocení EKG

3.1 Vznik výchylek elektrokardiogramu

EKG je potřeba rozdělit na jednotlivé části a každou část popsat základními fyziologickými vlastnostmi. Dále je potřeba popsat vznik výchylek EKG signálu.

➤ **Vlna P:**

První výchylkou elektrokardiogramu je vlna P, která předchází komplexu kmitů QRS. Její první část zobrazuje elektrickou aktivitu pravé síně a její střední část zobrazuje dokončení aktivace pravé síně a začátek aktivace síně levé.

➤ **Interval PR:**

Elektrický impulz, který prochází ze síní AV uzlem, Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny k počátku depolarizace srdeční svaloviny, potřebuje pro tento průchod časový interval, který označujeme jako interval PR.

➤ **Komplex QRS:**

Kmity s ostrou špičkou jsou označovány jako komplex QRS a nezáleží na tom zda kmit směřuje vzhůru nebo směřuje dolů. QRS komplex je obrazem postupné elektrické aktivace srdeční svaloviny komor. Depolarizaci svaloviny komor se projevuje na EKG jako ostré kmity. Postupující elektrický vzruch je zpomalen v AV uzlu a pak se rychle šíří Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny do srdeční svaloviny komor. Depolarizace, tedy šíření elektrického vzruchu srdeční svalovinou přepážky komor, je tedy příčinou vzniku kmitů QRS komplexu na EKG.

➤ **Úsek ST:**

Úsek ST se nachází mezi koncem QRS komplexu a počátkem vlny T. Je to moment, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány nebo jsou už vyrovnány všechny elektrické síly končící depolarizace a začínající repolarizace. Za běžných okolností nemá úsek ST svírat se vzestupnou částí vlny T ostrý úhel a nemá probíhat zcela vodorovně. Měl by plynule přecházet do vzestupné části vlny T. Tato část je také diagnosticky významná.

➤ **Vlna T:**

Je široká zaoblená vlna vznikající při repolarizaci komor, která následuje po každém QRS komplexu. Polarita vektoru T vlny je podobná jako polarita QRS komplexu, protože směr regenerace komor je stejný jako směr jejich aktivace. Vlna T vzniká v momentě mechanického stahu svalů srdečních komor. Repolarizace T vlny může být velmi ovlivněna některými fyziologickými okolnostmi. Díky tomu je i

významně ovlivněná celá T vlna a existuje mnoho příčin, kterými je možno ji ovlivnit. Ke stanovení diagnózy je potřeba důkladná znalost variability T vlny.

➤ Vlna U:

Vlna U následuje v záznamu pacientova EKG po T vlně a není vždy patrná. Obtížně se nachází v některých svodech a zaznamenat ji lze pouze u některých jedinců.

3.2 Variabilita QRS komplexu a odchylky od normy

➤ Rotace ve směru a proti směru hodinových ručiček

Pootočení srdce způsobuje mírné změny tvaru QRS od normálního stavu. Pokud je srdce výrazně pootočeno ve směru nebo proti směru hodinových ručiček, způsobuje to změny tvaru QRS komplexu a je na to potřeba při hodnocení EKG brát zřetel, aby nedošlo ke špatnému vyhodnocení. Při výrazném pootočení ve směru hodinových ručiček může nastat případ, kdy se na normálním EKG může objevit kmit QS a ve svodu V6 může chybět kmit q.

➤ Vysoké kmity R

Pokud má pacient hypertrofii levé komory, tak roste velikost vektoru II a ve svodech V5 a V6 jsou vysoké kmity R. Při hypertrofii pravé komory se ovšem zvětšuje vektor I a vysoký kmit R je vidět ve svodech V1 a V2.

➤ Q kmity

Pokud dojde k přerušení přívodu krve do určité oblasti srdeční svaloviny, dochází k srdečnímu infarktu a ten je oblastí nekrotických svalových buněk. Mohou nastat následující případy:

- Špatný nárůst voltáže kmitů R, které znamená, že se na EKG neobjeví žádný kmit R nebo bude voltáž kmitu R velmi nízká ve svodech V3 – V5. Pokud v EKG kmit R chybí nebo je nízký a špatně narůstá ve svodech V3 – V5, jde pravděpodobně o infarkt přední stěny.
- Pokud se kmity R vyskytují ve svodech V1 – V2 a chybí v následujících je pravděpodobný anterolaterální infarkt
- V případě infarktu mezikomorové přepážky dojde k vymizení vektoru I a kmit R chybí ve svodech V1 – V2. Tam se může objevit kmit Q a ten potom znamená anteroseptální infarkt.
- Příčinou kmitů q ve svodech III, aVF a aVL jsou změny sklonu elektrické osy srdeční. Velká rotace proti směru hodinových ručiček může způsobit výskyt kmitu q ve svodech V1 – V6.
- U zdravých osob se může objevovat štíhlý kmit Q hloubky až 10 mm ve svodech III a aVF. Ve svodu III má být šířka fyziologického $Q \leq 0,04$ s a ve všech ostatních svodech má délku kratší než 0,04s a voltáž do 3 mm. Pokud kmit Q není ve svodech II a aVF, je jeho přítomnost ve svodu III fyziologická.
- Při výskytu hlubokého kmitu Q můžeme předpokládat hypertrofii mezikomorové přepážky.
- Mezi případy, které je potřeba také brát v potaz, patří záměna umístění elektrod. Při přiložení elektrod horních končetin na dolní končetiny a naopak dojde k zápisu

kmitu Q ve svodech II, III a aVF, proto je potřeba myslet také na tento případ, pokud nenajdeme žádné výchylky ve svodu I.

- Dále je nutné dát pozor na to, že vznik elektrického okna a patologických kmitů Q může imitovat srdeční infarkt, způsobit nádor srdce, fibrózu, sarkoidózu nebo jiný granulomatózní proces.
- Svod aVR popisuje negativní kmity QRS nebo kmit QS, ukazuje nám pohled do dutiny komor a na jejich povrch a šířící se aktivační proud. Velký význam v diagnostice akutního infarktu myokardu má elevace úseku ST v aVR svodu.

3.3 Obvyklý postup při hodnocení EKG

Každý EKG záznam je potřeba důkladně a systematicky prozkoumat. Jednotlivé znaky, které je potřeba sledovat, jsou následující:

- rytmus
- frekvenci
- vlny P
- interval PR
- komorový komplex QRS a jeho délku
- úsek ST
- vlny T
- sklon elektrické osy srdeční
- vlny U
- délku intervalu QT

Na následující straně jsou uvedeny tabulky 3-I a 3-II (převzaty z [11]) pro hodnoty normálního EKG.

Interval PR	0,12 – 0,2 s (u dospělých až do 0,22 s)
Vlny P	šíře (= délka trvání) <3 malé čtverečky (0,12 s), výše <3 mm. Pozitivní ve svodu I, negativní v aVR (je-li obraz na křivce opačný, pomýšlejte na záměnu končetinových svodů** nebo na dextrokardii)
Šíře QRS	0,05 – 0,1 s; při šíři ≥0,1 s pomýšlejte na nekompletní BLRT, nekompletní BPRT, nebo na WPW syndrom
Kmity Q	Fyziologicky přítomné ve svodech aVR, občas v aVL a V ₁ nebo v aVL (při vertikálním sklonu el. osy) Často přítomné ve svodu III: aby byly fyziologické, měly by mít šíři ≤0,04 s V ostatních svodech mimo svod I: fyziologický kmit Q šíře <0,04 s a hloubky ≤3 mm; ve svodu I a u osob starších 30 let hloubky ≤1,5 mm U osob starších 30 let mohou mít kmity Q v některých svodech hloubku až 5 mm
Kmity R	V ₁ : 0 – 15 mm u osob věku 12 – 20 let u osob věku 20 – 30 let 0 – 8 mm, u osob starších 30 let 0 – 6 mm*** V ₂ : ve věku <30 let 0,2 – 12 mm* V ₃ : ve věku >30 let 1 – 20 mm*
Úsek ST	V končetinových svodech izoelektrický nebo elevace < 1 mm, v hrudních svodech rovněž elevace < 1 mm krom fyziologických variací křivky
Vlna T	Invertovaná (negativní) v aVR; pozitivní v I, II, a ve V ₃ – V ₆ . Variabilní ve III, aVF, aVL, V ₁ a V ₂
Osa srdeční	Ve věku <40 let 0° až +110° Ve věku >40 let -30° až +90°
Interval QT	Viz tabulka

tabulka 3-I Důležité parametry normálního EKG

- * při rychlosti posunu registračního papíru 25 mm/s
- ** tvar v hrudních svodech je normální
- *** ve věku >30 je třeba myslet na možnost IM

Přibližná horní mez délky intervalu QT (v sekundách)		
srdeční frekvence/min	muži	ženy
45 – 65	<0,47	<0,48
66 – 100	<0,41	<0,43
>100	<0,36	<0,37

tabulka 3-II Interval QT signálu EKG

3.4 Moderní metoda hodnocení EKG

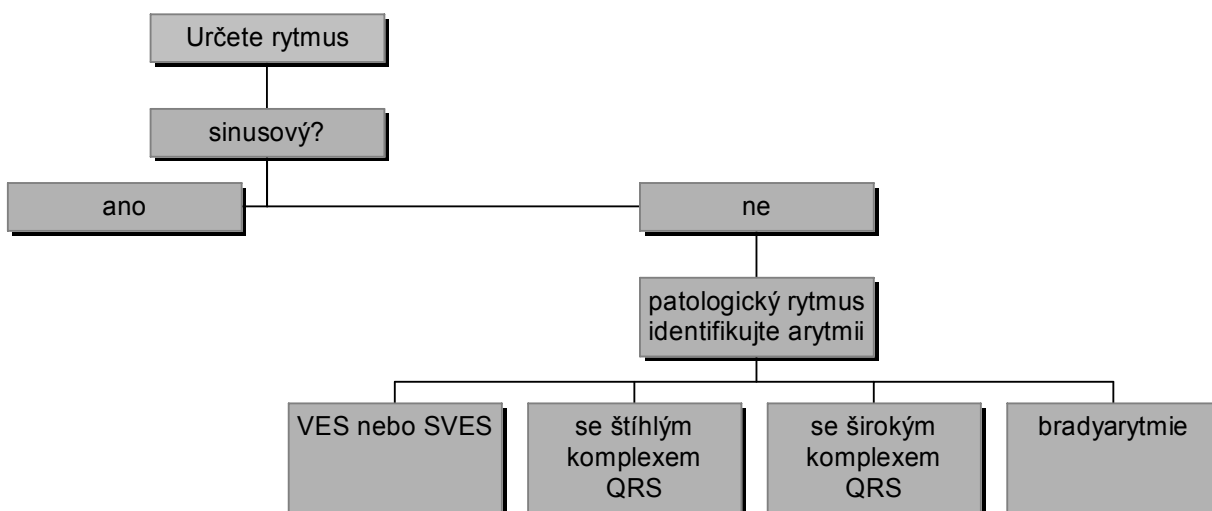
V poslední době se přistupuje k nekonvenčnímu postupu hodnocení EKG. Tento nový přístup vychází ze současné kardiologické praxe a změn, které si kardiologie v posledních několika letech vyžádala. Hlavní změnu vyvolala častá diagnóza akutního infarktu myokardu, kde je důležité, aby doba vyšetření a počátek následné léčby nebyl časově delší jak 20 minut. Důraz je tedy kladen na prohlédnutí úseku ST.

– Krok 1

Je potřeba zjistit rytmus a potom frekvenci a zaměřit se přitom na svody V1, V2 a II. Pro zjišťování sinusového rytmu nebo arytmiie se vlna P nejlépe odečítá ve svodech V1 a II. Bloky ramének se sledují ve svodech V1 a V2. Pokud vlna P není dobře čitelná ve svodu V1, je nutné ji vyhledat ve svodu II. Nalezení vlny P a délka intervalu PR umožňuje zjistit, zda je rytmus sinusový nebo jiný. Je potřeba vyhodnotit následující body:

- je-li je rytmus sinusový, vzdálenosti RR identické, vlna P je ve svodu II pozitivní a vzdálenosti PP jsou shodné se vzdálenostmi RR
- při abnormálním rytmu je třeba identifikovat arytmiie
- odečíst srdeční frekvenci

1. krok: Prohlédnutí vlny P a intervalů RR ve svodech II a V1



obrázek 3-I Krok 1 hodnocení záznamu EKG

– Krok 2

V tomto okamžiku se zjišťuje délka intervalu PR a délka trvání komplexu QRS pro vyhodnocení bloků. Rozšířený komplex QRS a jeho větší délka trvání ukazuje na blokádu pravého Tawarova raménka nebo levého Tawarova raménka.

- Pokud je odečtený interval PR abnormální ($> 0,2$ s), ukazuje jeho délka na síňokomorový blok (AV) I. stupně

- Změřená délka trvání komplexu QRS se používá pro diagnostiku bloku raménka: pokud je $\geq 0,12$ s, ukazuje to přítomnost bloku některého Tawarova raménka. Dále se prohlíží svody V1 a V6.

Kritéria pro blok pravého raménka Tawarova:

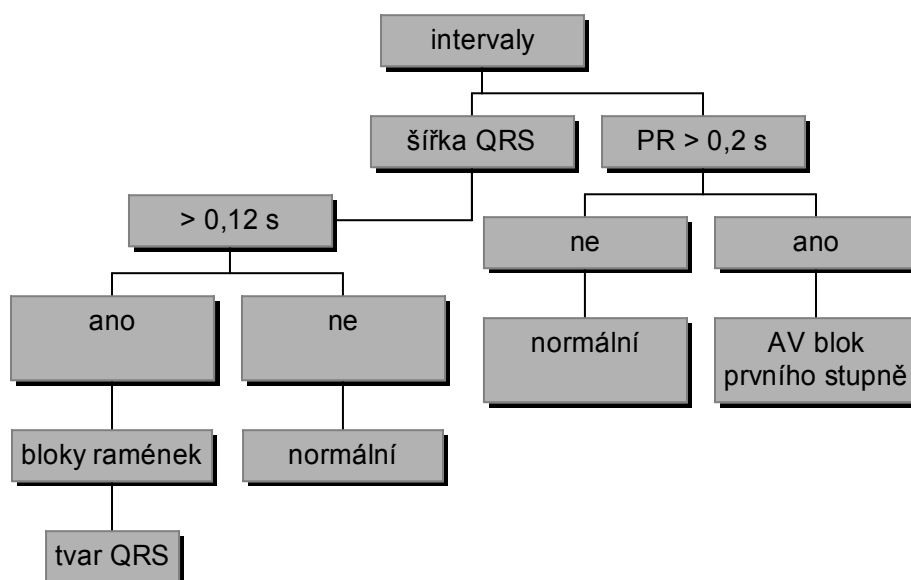
trvání QRS $\geq 0,12$ s, komplex QRS je ve svodech V1 a V2 tvaru písmene M, široký otupený kmit S ve svodech V5, V6 a I

Kritéria pro blok levého raménka Tawarova:

trvání QRS $\geq 0,12$ s, rudimentární kmit r nebo QS ve svodech V1 a V2, dvouvrcholový kmit R ve svodech V5, V6 a I

Při blokádě levého Tawarova raménka (BLRT) je orientace okamžitých vektorů atypická a EKG nelze použít k diagnostice ischemie nebo hypertrofie komor. Je velice náročné diagnostikovat akutní infarkt myokardu (AIM) a diagnóza může být často chybná.

2. krok: Odečtení intervalů a bloků



obrázek 3-II Krok 2 hodnocení záznamu EKG

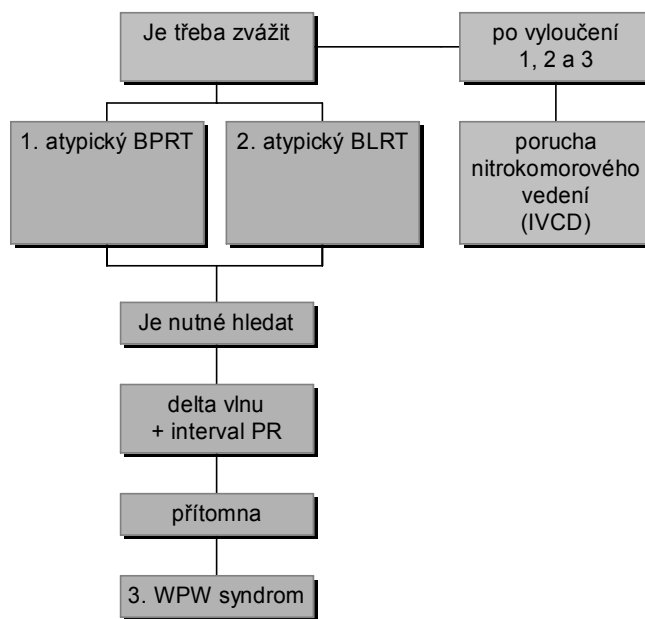
– Krok 3

Pokud není zjištěn blok pravého nebo levého Tawarova raménka a délka komplexu QRS je větší než by měla být, je potřeba vzít v úvahu nespecifické prodloužení intraventrikulárního vedení a syndrom Wolffův-Parkynsonův-Whiteův. Při hodnocení EKG patří mezi nejdůležitější diagnózu vyloučit cokoli co může ukazovat na infarkt myokardu, což je i právě WPW syndrom. Při BPRT může dojít k přítomnosti Q kmitu ve svodech III a aVF a je důležité ho špatně neinterpretovat jako známku AIM. Zjištění přítomnosti BLRT je zase spojeno s jinými patologickými změnami, kterými mohou být hypertrofie nebo ischemie, které způsobují obtížnější diagnostiku AIM. Změny EKG u bloku ramének jsou nejlépe vidět ve svodech V1 a V2

a ve svodu V1 je také dobře patrná vlna P. Dobře se v něm odečítají přítomnost sinusového rytmu, arytmie, délka intervalu PR a možné zvětšení levé síně. Analýzou svodů V1, V2 a V3 lze diagnostikovat syndrom Brudarův a arytmogenní dysplazie pravé komory, která může znamenat zvláštní tvar blokady pravého raménka Tawarova (BPRT), která může být příčinou náhlého srdečního úmrtí mladých lidí.

- Pokud je délka komplexu QRS $\geq 0,11$ s a zdánlivá přítomnost atypického bloku, je potřeba přemýšlet nad WPW syndromem, hlavně pokud se ve svodech V1 a V2 nalézá vysoký kmit R.
- Je nutné hledat zkrácený interval PR, zda není $\leq 0,12$ s, a dále přítomnost delta vlny.

3. krok: Komplex QRS $> 0,11$ s, ale bez typického tvaru BPRT nebo BLRT



obrázek 3-III Krok 3 hodnocení záznamu EKG

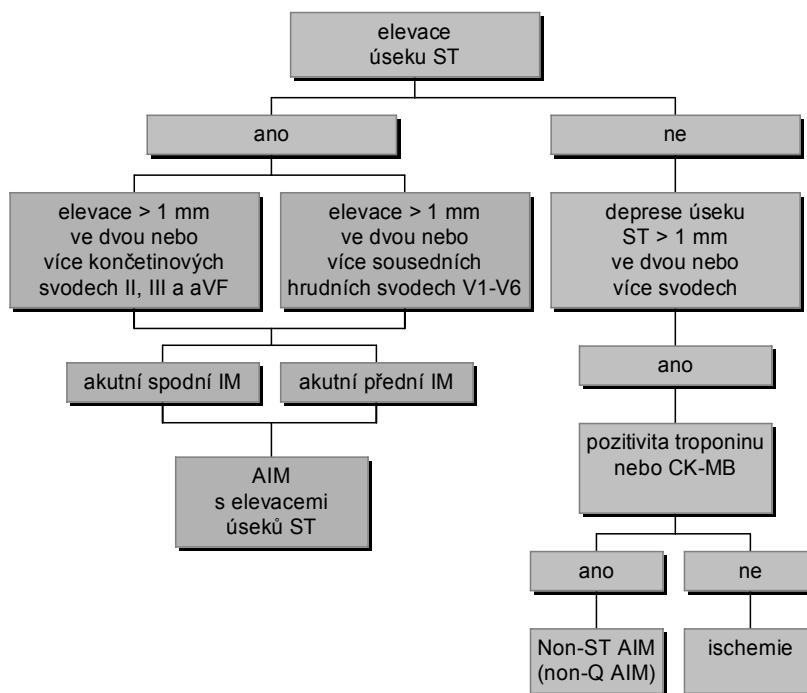
– Krok 4

Jedním z nejdůležitějších parametrů je úsek ST. Je nutné správně vyhodnotit změny tohoto úseku. Diagnóza AIM je v posledních letech velice častá. Rozdělují se na AIM s elevacemi a AIM bez elevací úseku ST

- Pokud se v EKG vyskytují elevace nebo deprese úseku ST. Elevace úseku ST ≥ 1 mm (0,1 mV) ve dvou nebo více sousedních svodech u nemocného s anamnézou bolestí na hrudi ukazuje na AIM s elevacemi úseku ST a pravděpodobně Q AIM. Pokud jsou zároveň v kontralaterálních svodech přítomné deprese ST je diagnóza AIM ještě pravděpodobnější.
- Výrazné elevace úseku ST, ve svodech II, III a aVF s význačnými kontralaterálními depresemi úseku ST ve svodech I a aVL svědčí pro akutní spodní AIM.
- Pokud jsou nalezeny výrazné elevace úseku ST ve svodech V1 až V6, budou pravděpodobně zapříčiněny anteroextenzivním AIM.

- Znakem patologie levé věnčité tepny je elevace ST v aVR svodu, která je výraznější než elevace úseku ST ve svodu V1.
- Výrazné deprese úseku ST dohromady se zvýšenými hodnotami kreatinkinázy ukazují na non-Q AIM.
- Dále je nutné vyloučit ostatní příčiny elevace úseku ST, jako například fyziologická elevace 1 – 2 mm, elevace úseku ST, hlavně ve svodech V2 až V4, je nekonvexní, ale proximálně konkávní.
- Další příčinou může být spazmus věnčité tepny, kdy se úsek ST vrací k normálnímu uložení při spontánním ústupu bolesti nebo po nitroglycerinu.
- Jedním z možných případů je také BLRT – komplex QRS je větší než 0,12 s typickou konfigurací.
- A aneuryzma levé komory a známý starý AIM s patologickými kmity Q.

4. krok: Hledání elevací a depresí úseku ST



obrázek 3-IV Krok 4 hodnocení záznamu EKG

– Krok 5

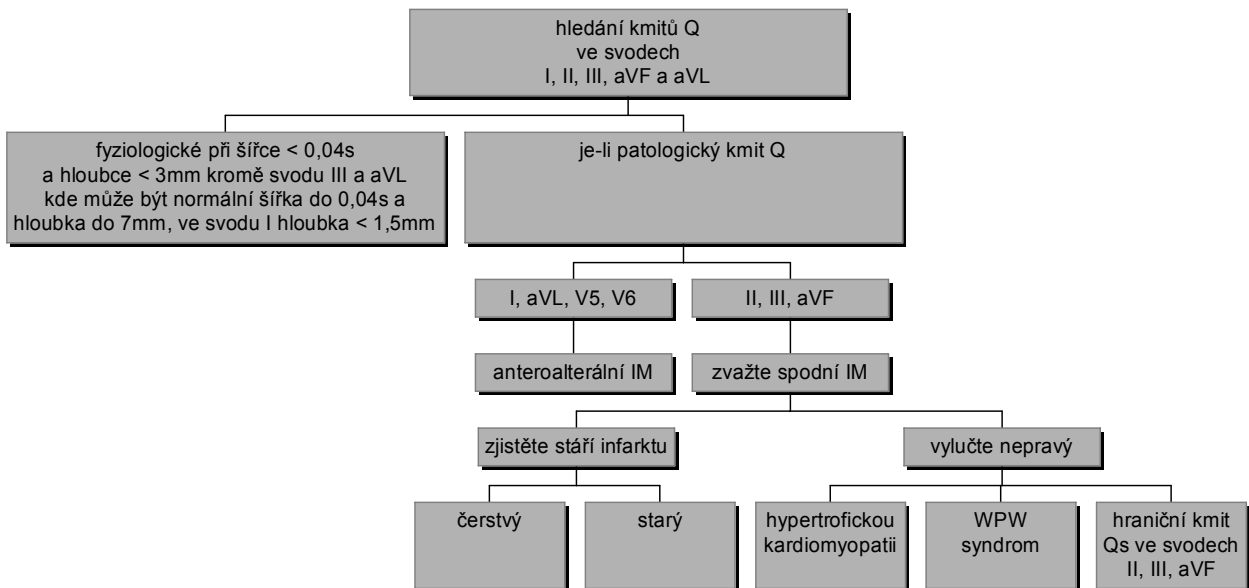
Hledá se přítomnost patologických kmitů Q v naměřeném EKG. Tyto poznatky a dříve prověřený úsek ST mohou ukázat na prodělaný či čerstvý AIM. Ve svodech V je potřeba prozkoumat chybějící kmity R nebo jejich nepřiměřeně malou voltáž. Oboje může ukazovat na přítomnost AIM, technické artefakty při opačně přiložených elektrodách nebo o dalších příčinách.

- Je třeba zkoumat vymizení kmitů R v patologických kmitech Q ve svodech I, II, II, aVL a aVF.
- Dále je třeba hledat nárůst voltáže kmitů R ve svodech V2 – V4. Amplituda kmitu R má kolísat od 1 mm do 20 mm ve svodech V3 a V4. Pokud není kmit R ve svodech V1 – V4 spolu s elevací úseku ST, ukazuje to na přední AIM.

- Pokud chybí kmity R ve svodech V1 – V3 s izoelektrickým uložením úseku ST a inverzí vln T hodnotíme to jako anteroseptální IM nejistého stáří.
- Nedostatečný nárůst voltáže kmitu R ve svodech V2 – V4 může mít tyto příčiny: nesprávné uložení elektrody; rotaci srdeční osy ve směru hodinových ručiček; anteroseptální nebo anteroapikální AIM; hypertrofii levé komory; závažnou chronickou obstruktivní plicní nemoc (CHOPN). Na tuto diagnózu ukazuje zejména výrazný emfyzém, ten může být příčinou QS kmitu ve svodech V1 – V4 a může imitovat AIM. Když budeme opakovat záznam EKG a přiložíme elektrody o jedno mezižebří níže než obvykle, měly by být patrné kmity R ve svodech V2 – V4; hypertrofii kardiomyopatii; BLRT.

U žen se někdy vzácně vyskytuje ve svodech V2 a V3 nižší voltáž kmitu R než 1 mm. Abnormální patologický kmit je u dospělých osob definován délkou trvání > 40 ms. Ve svodech aVR a V1 může však i u zdravých pacientů chybět iniciální kmit R. Ten může také navíc chybět i ve svodech III, aVF a aVL a výsledný tvar QS nebo QR je normální variantou. QS můžeme často vidět ve svodu aVL u štíhlých pacientů, kteří mají vertikální sklon osy srdeční. QS tvar je také možno najít ve svodu III u osob s horizontálním sklonem elektrické osy, často obézních.

5. krok: Hledání patologických kmitů Q



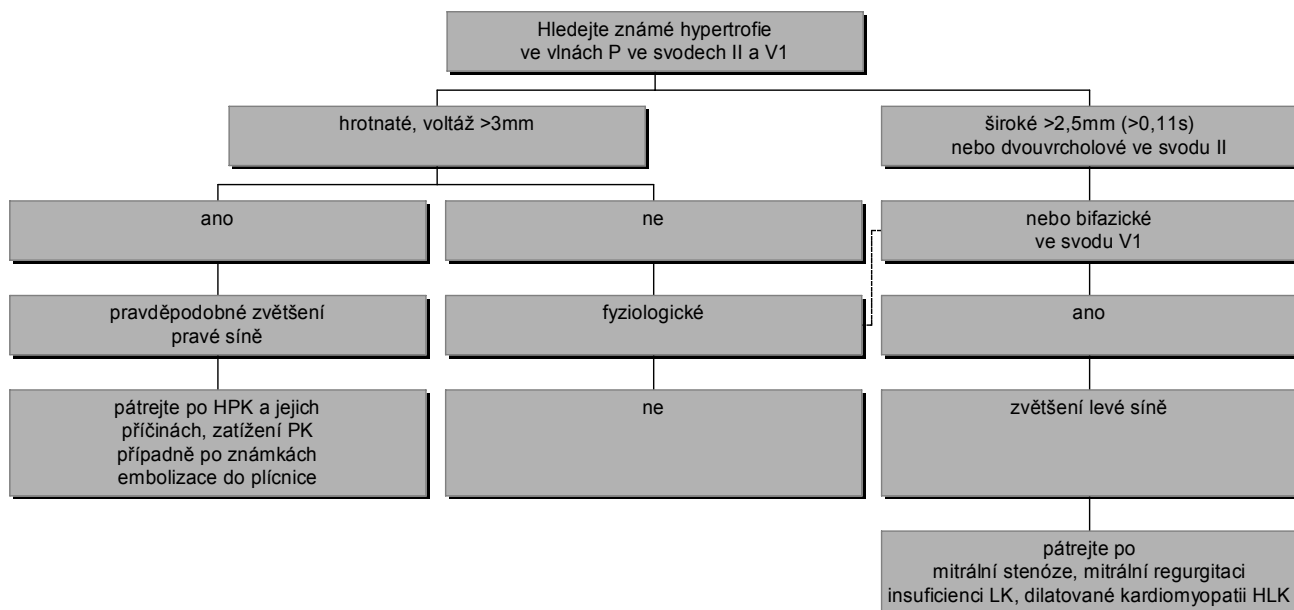
obrázek 3-V Krok 5 hodnocení záznamu EKG

– Krok 6

Zhodnocení vlny P, vyřešení otázky možného zvětšení síní, prozkoumání případné odchylky od normy a známky hypertrofie síní. (blokové schéma na následující straně – obrázek 3-VI)

Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů

6. krok: Zkoumání vln P, patologie levé síně, dilatace, hypertrofie nebo zvětšený objem či tlak síně

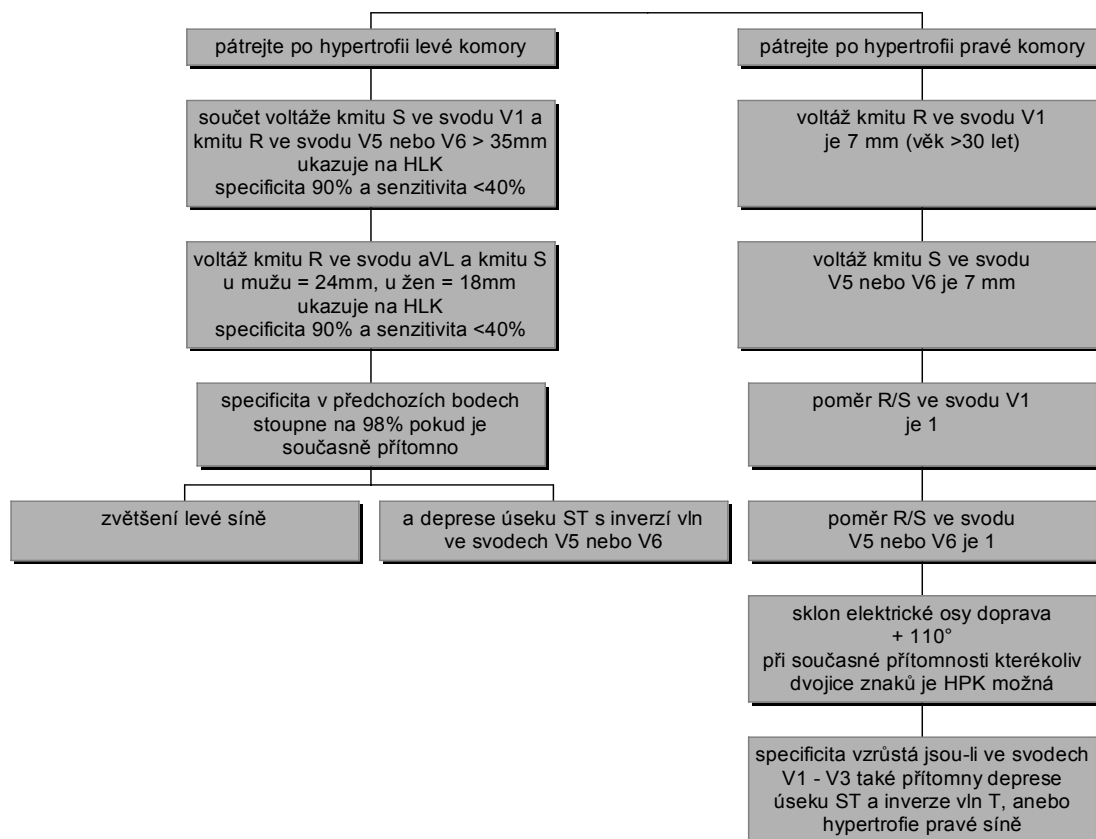


obrázek 3-VI Krok 6 hodnocení záznamu EKG

– Krok 7

Je potřeba hledat možnou hypertrofii levé (HLK) nebo pravé komory (HPK). Při hodnocení EKG křivky je potřeba vyloučit dříve přítomnost BLRT a BPRT, protože jinak nelze úspěšně vyhodnotit HLK a HPK.

7. krok: Hledání známek HLK a HPK

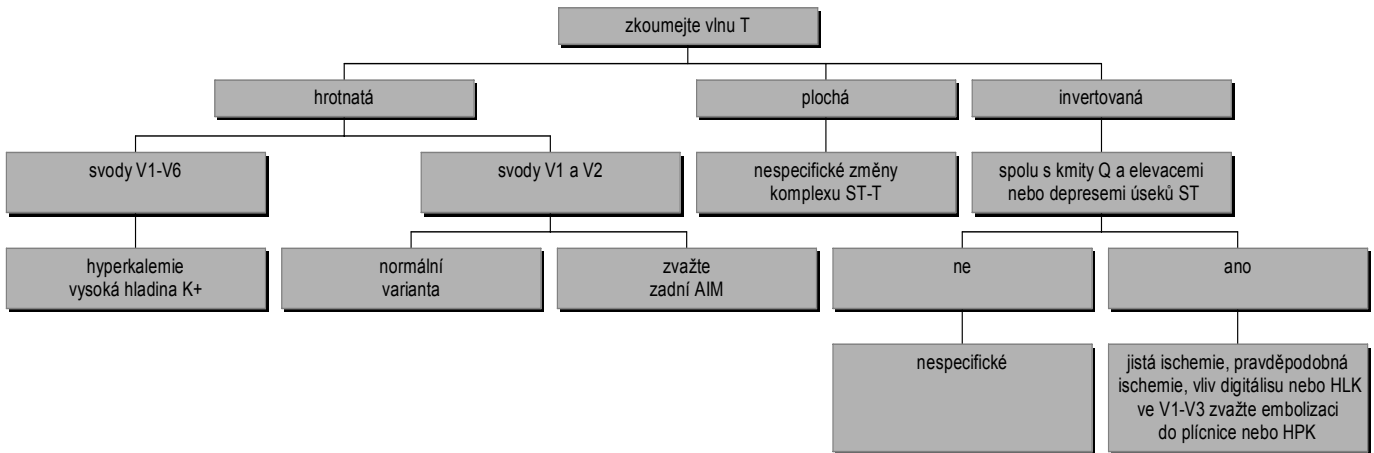


obrázek 3-VII Krok 7 hodnocení záznamu EKG

– Krok 8

Hodnocení inverze vln T, které mají řadu příčin, a zkontrolovat tvar vlny T. Inverze vln T spolu s elevacemi nebo depresemi úseku ST jsou známkou ischemie srdeční svaloviny.

8. krok: Pátrání po změnách vlny T

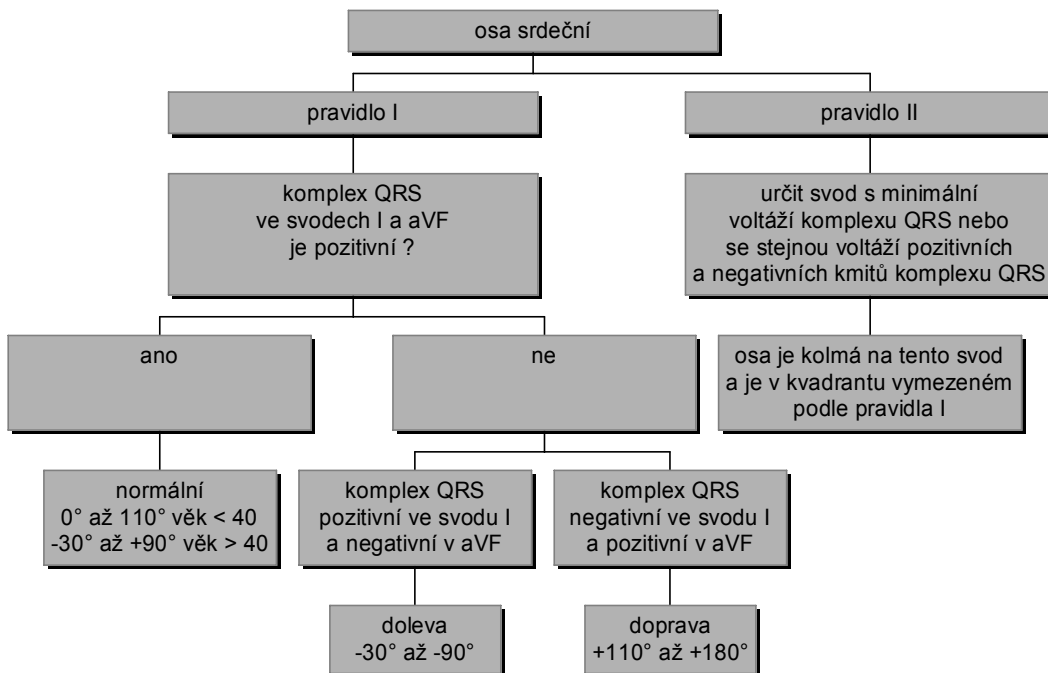


obrázek 3-VIII Krok 8 hodnocení záznamu EKG

– Krok 9

Dále se stanovuje elektrická osa srdeční a možný fascikulární blok. Sklon elektrické osy srdeční má pouze pomocnou úlohu. Převažuje-li ve svodech I a aVF kmit komplexu QRS v pozitivní části, sklon elektrické osy je normální. Elektrická osa srdeční je kolmá na linii svodu, který obsahuje nejnižší voltáž všech výchylek komplexu QRS nebo ve kterém je voltáž stejná u pozitivních a negativních kmitů.

9. krok: Stanovení sklonu elektrické osy srdeční

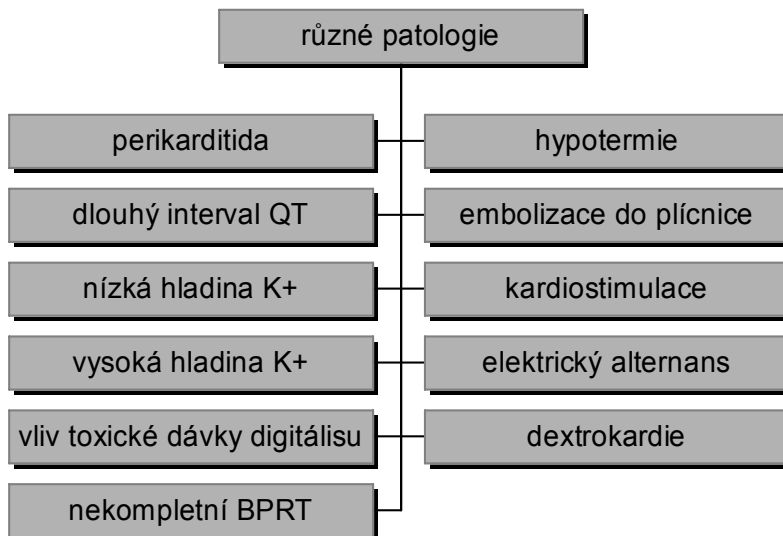


obrázek 3-IX Krok 9 hodnocení záznamu EKG

– Krok 10

Vyhledávání různých patologií jako jsou například dlouhý interval QT, perikarditida, kardiostimulace, nebo EKG známky embolizace do plicnice. Pokud je zjištěna přítomnost pacemakeru, nelze dále z EKG vyvozovat jakékoliv jiné závěry.

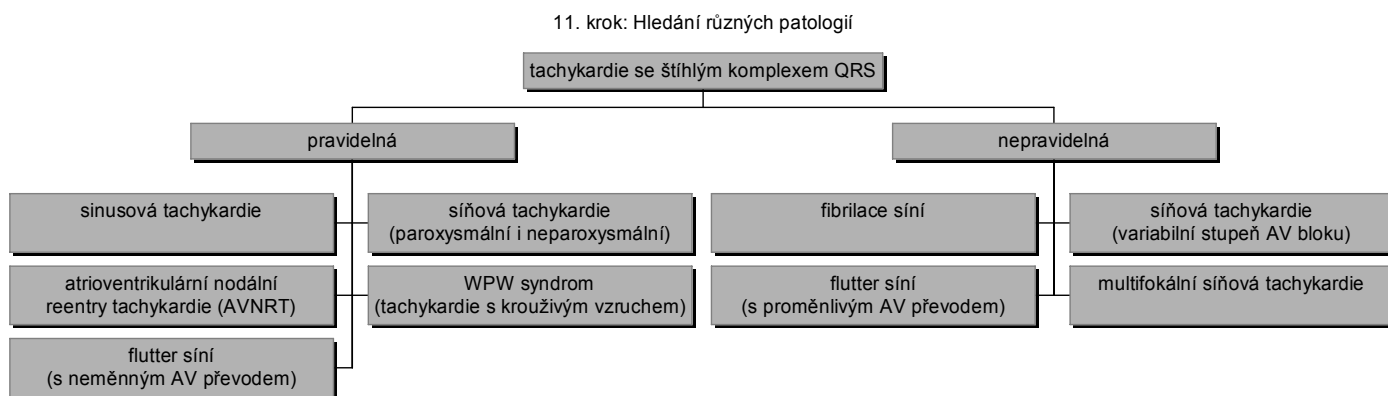
10. krok: Hledání různých patologií



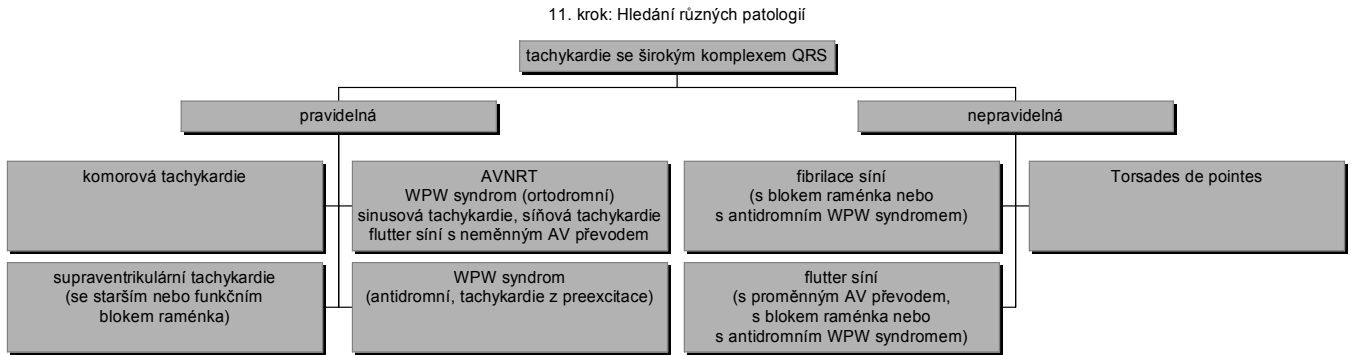
obrázek 3-X Krok 10 hodnocení záznamu EKG

– Krok 11

Jako poslední krok se provádí pátrání po arytmiích. Pokud je arytmie zjištěna již na začátku v prvním kroku, pak se tento krok 11 provádí a hodnotí zároveň s vyšetřením v prvním kroku. Je třeba analyzovat a rozdělit tachyarytmie na tachykardii se štíhlým komorovým komplexem QRS a tachykardie se širokým komorovým komplexem.



obrázek 3-XI Krok 11a) hodnocení záznamu EKG



obrázek 3-XII Krok 11b) hodnocení záznamu EKG

Pořadí kroků se nedodrhuje vždy, ale přizpůsobuje se nalezeným obtížím. Pro příklad je možné při nalezení závažných změn v kroku 4, které ukazují na prodělaný nebo akutní IM, mohou být kroky 7 a 9 prohozeny. Pro celkové vyšetření a stanovení je kladen důraz na důkladné a systematické prošetření všech jedenácti kroků vyšetření. Dost často rozhoduje o úspěchu následné léčby rychlost a kvalita vyšetření.

Popis EKG se zakončuje jedním ze závěrů:

- normální EKG
- EKG v mezích normy
- hraniční EKG
- patologické EKG

4 Metoda borcení časové osy

4.1 Metoda borcení časové osy (DTW)

Problémem biologických signálů a signálu EKG je zkreslení vůči časové ose. Každý člověk má jinak dlouhou celkovou periodu signálu a také doby trvání jednotlivých segmentů a intervalů. S těmito potížemi se můžeme vypořádat tak, že vzorky naměřeného signálu EKG převedeme na určitou konstantní délku. Potom je pomocí metody DTW porovnáme. Metoda připouští odchylky v čase, což dává pro signál EKG nástroj pro porovnání signálů zdravého pacienta a nemocného pacienta i při jeho časové odlišnosti. Metoda DTW se převážně používá pro porovnání dvou úseků promluv (dvou slov), vyjádřených posloupností vektorů, vzniklých rozdělením slov na malé intervaly a jejich klasifikací souborem krátkodobých charakteristik. Algoritmus borcení časové osy odstraňuje časové nerovnosti v akustickém signálu a vychází z mechanismu určování vzdáleností mezi dvěma posloupnostmi. A tyto vlastnosti se budou aplikovat na záznam signálu EKG.

Pro výpočet těchto vzdáleností již zmíněných řetězců je využita metoda borcení jednoho z porovnávaných obrazů. Při použití lineárního natažení nebo smrštění časových intervalů neodstraníme nelinearity v časové ose. Touto metodou lze optimálně přizpůsobit dva signály na stejnou délku tak, aby si odpovídaly lokální

extrémy průběhu signálu. Následně pak můžeme porovnávat různé průběhy signálů EKG s již předvoleným referenčním obrazem. Pro porovnávání musí existovat předem připravený referenční obraz (vzor). Vzorem by měl být typický průběh biosignálu zdravého pacienta. Signály jsou popsány dvěma posloupnostmi vektorů. Tyto posloupnosti jsou obrazy testovaného a referenčního signálu. Při zpracování metodou DTW jsou brány postupně jednotlivé prvky vektoru zkoumaného obrazu a porovnávány s příslušným prvkem v referenčním obrazu a jeho prvky sousedícími. Ze zjištěných vzdáleností algoritmus bere tu nejkratší a tím určí správný obraz pro hledaný prvek. Po určení jednoho prvku se posune o krok dále a začne opět porovnávat další prvek vektoru porovnávaného s vektorem referenčním. Algoritmus metody je definován takto:

obraz testovaného signálu délky I:

$$\mathbf{A} = \{\mathbf{a}(1), \mathbf{a}(2), \dots, \mathbf{a}(n), \dots, \mathbf{a}(I)\} \quad (\text{Rovnice 4-1}) \quad [6]$$

a obraz referenčního signálu délky J

$$\mathbf{B} = \{\mathbf{b}(1), \mathbf{b}(2), \dots, \mathbf{b}(n), \dots, \mathbf{a}(J)\} \quad (\text{Rovnice 4-2}) \quad [6]$$

Algoritmus metody DTW pak hledá v rovině (n, m) funkci DTW $m = \psi(n)$. Tato funkce je značena jako optimální cesta a hledá minima funkce D celkové vzdálenosti mezi oběma obrazy A a B.

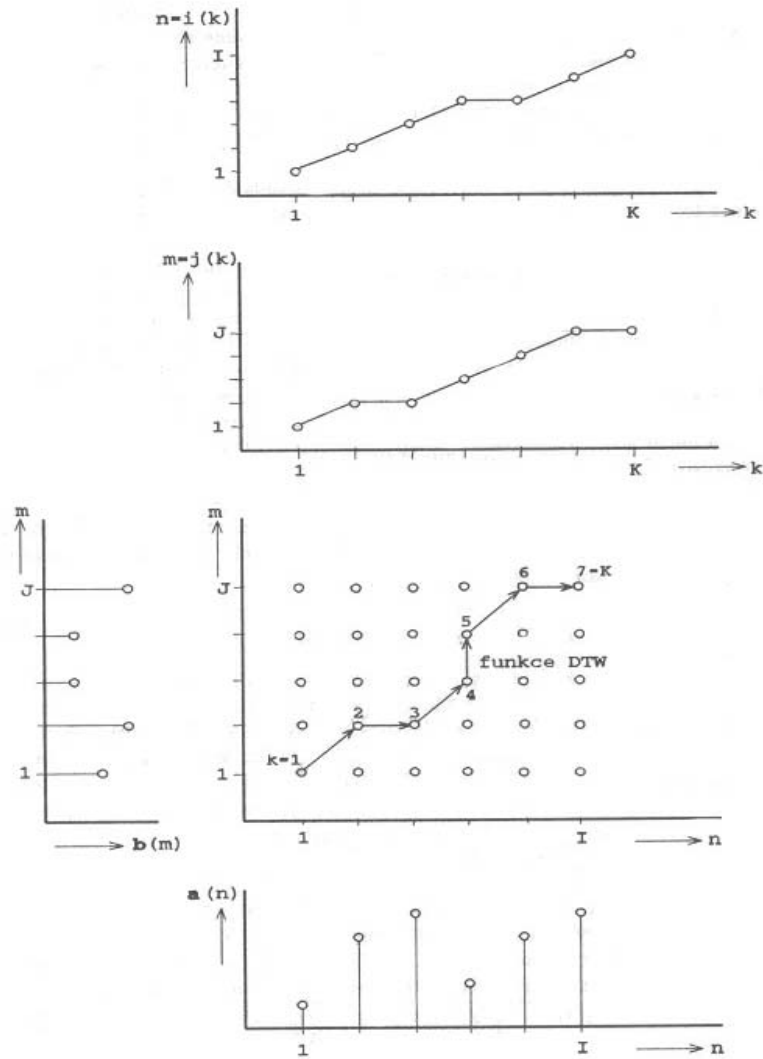
$$\mathbf{D}(\mathbf{A}, \mathbf{B}) = \sum_{n=1}^I d[a(n), b(\psi(n))] \quad (\text{Rovnice 4-3}) \quad [6]$$

kde $d[a(n), b(\psi(n))]$ je lokální vzdálenost mezi n-tým prvkem obrazu A a m-tým prvkem obrazu B.

Dále je hledána algoritmem optimální cesta, která je vyjádřena jednoduchou funkcí a vztahem mezi m a n. Zavedením obecné časové proměnné k se obě časové proměnné m a n vyjádří jako funkce k:

$$\begin{aligned} n &= i(k) & k &= 1, \dots, K \\ \mathbf{m} &= \mathbf{j}(k) & \mathbf{k} &= \mathbf{1}, \dots, \mathbf{K} \end{aligned} \quad (\text{Rovnice 4-4}) \quad [6]$$

kde K je délka obecné časové osy pro dané porovnání obrazů A a B. Hledání optimální cesty funkce DTW znázorňuje obrázek č. 4-I na následující straně (převzat z [10]).



Obrázek 4-I: Aplikace funkce DTW

4.2 Požadavky pro přípustnou oblast funkce DTW

- omezení na hraniční body
- omezení na lokální souvislosti a lokální strmost
- globální vymezení oblasti pohybu funkce DTW
- orientace souřadných os
- měření vzdálenosti

Při zpracování algoritmem je potřeba dbát podmínek pro přípustnou oblast, aby mohla být metoda DTW použita. Práce zpracovává izolované části periodického EKG signálu a jsou přesně určeny počáteční i koncové body testovaných i referenčních obrazů. Omezení na hraniční body funkce DTW se tedy vyjádří podmínkami:

$$i(1) = 1 \quad j(1) = 1 \quad i(K) = I \quad j(K) = J \quad [10]$$

Kvůli nutnosti vyhnout se nadměrné kompresi či expanzi časového měřítka je aplikována funkce DTW omezení na monotónnost a souvislost:

$$\begin{aligned} 0 \leq i(k) - i(k-1) \leq I^* & \qquad \qquad \qquad \text{(Rovnice 4-5) [10]} \\ 0 \leq j(k) - j(k-1) \leq J^* & \end{aligned}$$

V praxi se obvykle používá $I^*, J^* = 1, 2, 3$. Při zvolení hodnoty větší než 1 to znamená, že funkce DTW může při porovnávání vynechat některé mikrosegmenty.

Při zobecnění podmínky pro lokální omezení strmosti funkce DTW na celou rovinu (m, n) lze zároveň se splněním počáteční a koncové hraniční podmínky vymezit přípustnou oblast průchodu funkce DTW:

$$1 + \alpha[i(k)-1] \leq j(k) \leq 1 + \beta[i(k)-1] \quad J + \beta[i(k)-I] \leq j(k) \leq J + \alpha[i(k)-I] \quad \text{(Rovnice 4-6) [10]}$$

kde α je minimální a β je maximální směrnice přímky vymezující přípustnou oblast. Díky zkoumání prakticky stejných signálů se nemohou vyskytovat zásadní časové rozdíly mezi příslušnými obrazy testovaného a referenčního signálu a lze navíc stanovit podmínku:

$$|i(k) - j(k)| \leq w \quad \text{po úpravě:} \quad \left| \frac{J}{I} i(k) - j(k) \right| \leq w \quad \text{(Rovnice 4-7) [10]}$$

kde w je vhodné celé číslo – šířka okénka. Šířka okénka musí být vždy větší než $|J - I|$, aby mohly být zahrnuty i počáteční a koncový bod. Při výpočtu funkce DTW se obvykle předpokládá, že příznaky testovaného obrazu A jsou vynášeny podél osy n , kdežto referenčního obrazu B podél osy m .

Obecný tvar pro určení skutečné minimální celkové vzdálenosti mezi obrazy A a B lze vyjádřit vztahem:

$$D(A, B) = \min_{i(k), j(k), K} \left[\frac{\sum_{k=1}^K d[i(k), j(k)] \hat{W}(k)}{N(\hat{W})} \right] \quad \text{(Rovnice 4-8) [10]}$$

kde $d[i(k), j(k)]$ je lokální vzdálenost mezi $n = i(k)$ -tým prvkem testovaného obrazu A a $m = j(k)$ -tým prvkem referenčního obrazu B, $\hat{W}(k)$ je hodnota váhové funkce pro k -tý úsek funkce DTW a $N(\hat{W})$ je normalizační faktor a je funkcí váhové funkce.

Výpočet lokálních vzdáleností je závislý na konkrétním typu měřených příznaků a váhová funkce závisí jen na lokální cestě.

5 Program EKG diagnose

5.1 Využití programovacího prostředí Matlab a metody DTW

V programovém prostředí Matlab je pro práci využita aplikace Guide, která umožňuje vytvořit program s jednoduchým a přehledným grafickým rozhraním pro uživatele. Program je schopen zhodnotit EKG signál pomocí metody DTW. Volba reference není předmětem této práce, proto jsou použity EKG signály, které byly naměřeny v dřívějším experimentu. Referenční obraz i zkoumaný signál je vždy zvolen uživatelem nebo samotným programem. Byly použity naměřené hodnoty EKG signálu z experimentu, ve kterém byl měřen signál EKG na izolovaném zvířecím srdci v průběhu tří fází: v klidovém stavu(fáze kontrola), při aplikaci citlivého barviva di4 ANEPPS(fáze barva) a při vyplavení barvy nenavázané na tkáň(fáze washout). Změřeno bylo 15 period signálu během prostupování barviva, 12 period signálu během vyplavování barvy a jedna perioda při kontrole. Signál ve fázi bavení byl měřen po dobu 15ti minut vždy na začátku každé minuty. Signál z fáze washout má zaznamenáno pouze 12 měření a kontrolní signál byl naměřen pouze jeden. Signály jsou vzorkované vzorkovací frekvencí $f_{vz} = 2 \text{ kHz}$.

Metoda DTW je více využívána pro rozpoznávání řečových signálů, zkušenosti v této oblasti však mohou pomoci v problematice zpracování biologického signálu. Spojení teorie EKG signálu, jeho chování a změn v případě zdravotních potíží pacienta a metody DTW otevírá možnost, jak efektivně zkoumat signál EKG. Pro zkušeného lékaře to pak je dobrá diagnostická pomůcka, která zefektivňuje a zrychluje stanovení diagnózy pacienta. V běžné praxi by byla potřeba k vyhodnocení rozsáhlá databáze záznamů zdravých pacientů. Práce je zaměřena na rozpoznávání jednotlivých period neoznačeného a tedy neznámého EKG signálu. Jako referenční signály byla použita jedna perioda z každé fáze měřeného experimentu.

5.2 Návrh grafického rozhraní v programovém prostředí Matlab – funkce programu EKG diagnose

Pro tuto práci je v programovém prostředí Matlab navrženo grafické rozhraní a naprogramován program EKG diagnose, který usnadní práci se zkoumáním signálů EKG a jejich vyhodnocováním. Grafická aplikace umožňuje načtení signálu, který se snažíme analyzovat a následně vyhodnotit pomocí aplikace metody DTW. Vyhodnocovací část provede výpočty vzdáleností vektorů pro zjištění optimální cesty funkce DTW. Veškerá vypočtená data následně zobrazí v přehledných grafech, které obrazově informují o porovnání s jednotlivými fázemi experimentu. Výsledkem celého vyhodnocovacího procesu jsou určené vzdálenosti námi zvolené periody neznámého signálu porovnané s každou fází experimentu a určení, o kterou fázi experimentu se jedná. Metoda DTW umožňuje rozměření EKG signálů nezávisle na čase a určení

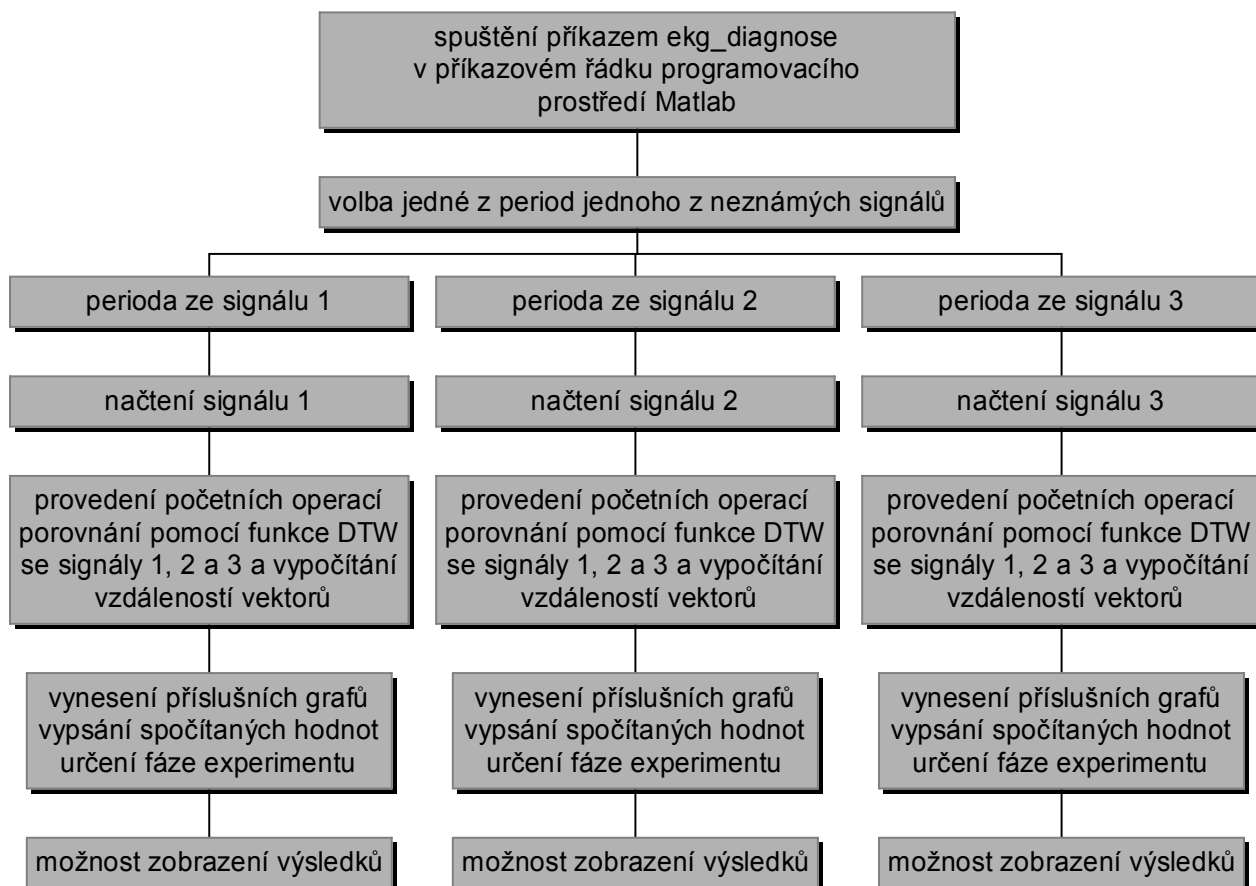
vzdáleností vektorů a díky tomu následné vyhodnocení, z které fáze experimentu je zvolený neznámý EKG signál.

Popis programu EKG diagnose:

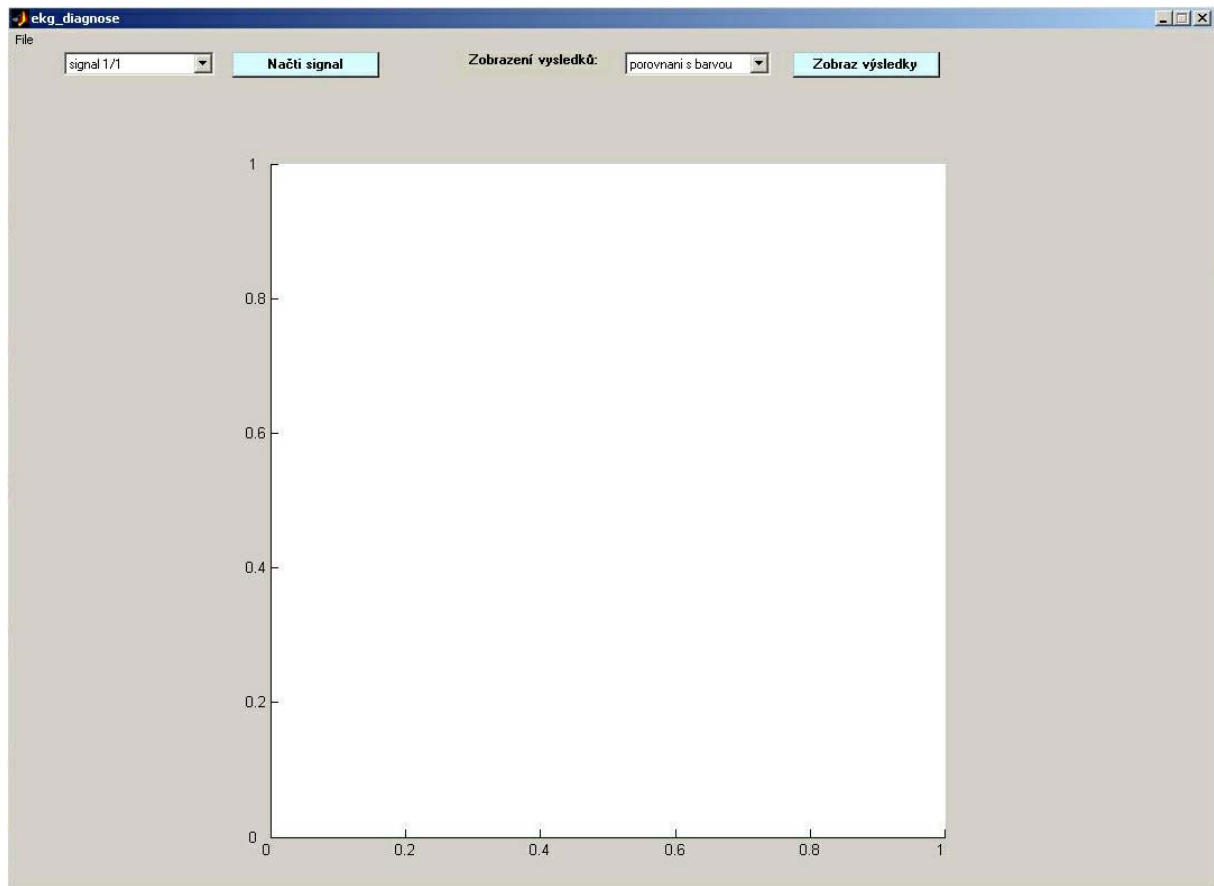
- Blokové schéma funkčnosti programu ukazuje obrázek 5-I.
- Program se spouští napsáním jeho názvu `ekg_diagnose` a potvrzení enterem do příkazového řádku programu Matlab. Po spuštění v programu Matlab se objeví úvodní graf a nabídková menu s tlačítky. V první nabídkové liště (popup menu 1) se zvolí z uvedených možností perioda signálu a tím i signál, který je potřeba zkoumat a ověřit (obrázek 5-II a 5-III).
- Pro nahrání daného signálu je potřeba stlačit tlačítko „Načti signál“ a zvolit signál podle předchozí volby v nabídkové liště 1 (popup menu 1). Tedy pokud byla zvolena jakákoliv perioda signálu 1, je třeba načíst signál 1, pokud byla zvolena jakákoliv periodu signálu 2, je třeba načíst signál 2 nebo zvolena perioda signálu 3, tak načíst signál 3 (obrázek 5-III). Po zvolení signálu a potvrzení volby program EKG diagnose provede veškeré početní operace a zobrazení grafů sám (obrázky 5-IV až 5-X).
- Pro lepší porovnání je možné si všechny zobrazené grafy a vypočtené vzdálenosti srovnat vedle sebe na obrazovku. V grafech, které zobrazují optimální cestu funkce DTW, je uvedena vzdálenost porovnávaných signálů (obrázky 5-XI a 5-XII).
- Další funkcí programu je zobrazení výsledků v jednom okně pro každou fázi experimentu zvlášť. V druhé nabídkové liště 2 (popup menu 2) je potřeba zvolit, kterou fázi experimentu je potřeba zobrazit, a poté se zmáčknutím tlačítka „Zobraz výsledky“ provede zobrazení. Provedením akce se zobrazí nové okno s výslednými grafy pro danou fázi experimentu. Je zde možné volit opět mezi všemi třemi fázemi experimentu (obrázek 5-XIII a 5-XIV).
- Výstupem celého programu je tedy grafická část v podobě všech grafů k jednotlivým porovnáním zvolené periody neznámého signálu se třemi fázemi experimentu a textová část v příkazovém okně Matlabu. V příkazovém okně Matlabu je informace o vzdálenostech zkoumaného neznámého signálu od jednotlivých fází experimentu a především určení, o kterou fázi experimentu se jedná (obrázek 5-XV).

Program EKG diagnose dokáže tedy spolehlivě pomocí metody DTW určit z jedné periody neznámého signálu EKG z experimentu na zvířecím srdci, v které fázi experimentu bylo EKG naměřeno. Zobrazí veškerou grafickou dokumentaci k výpočetnímu zpracování a obsahuje možnost výsledky si znovu vyexportovat v novém okně. Pro ověření funkčnosti programu byly původní signály naměřené při experimentu přejmenovány: signál 1 odpovídá fázi barvení srdeční tkáně, signál 2 odpovídá fázi čištění od barviva a signál 3 odpovídá kontrolní fázi. Signály 1, 2 a 3 jsou tedy pro program signály „neznámé“, u kterých je potřeba zjistit, z jaké fáze experimentu jsou.

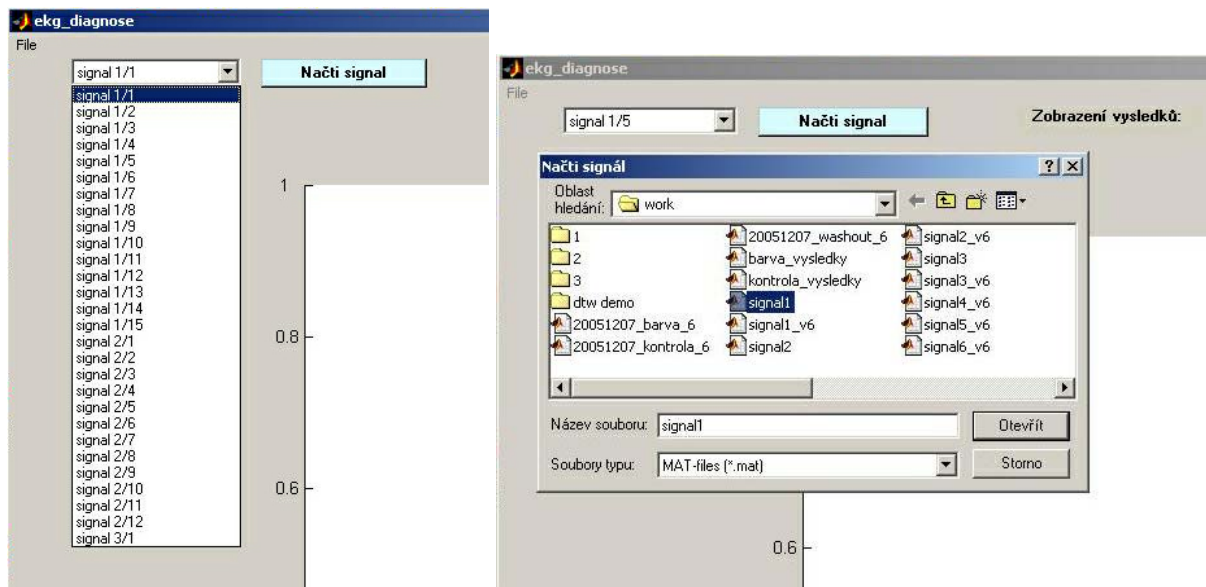
Blokové schéma funkčnosti programu EKG diagnose:



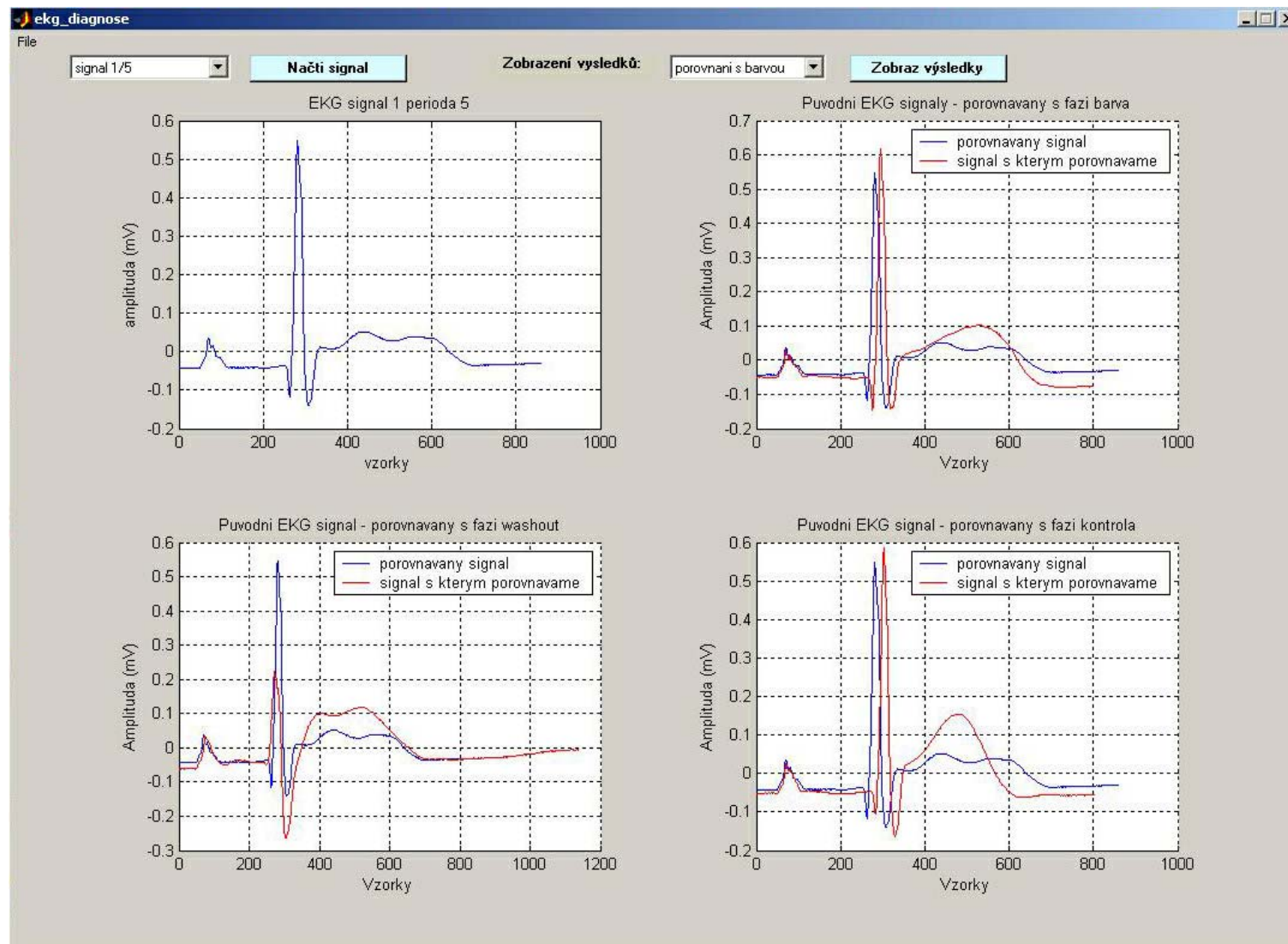
obrázek 5-1 Blokové schéma funkčnosti programu EKG diagnose



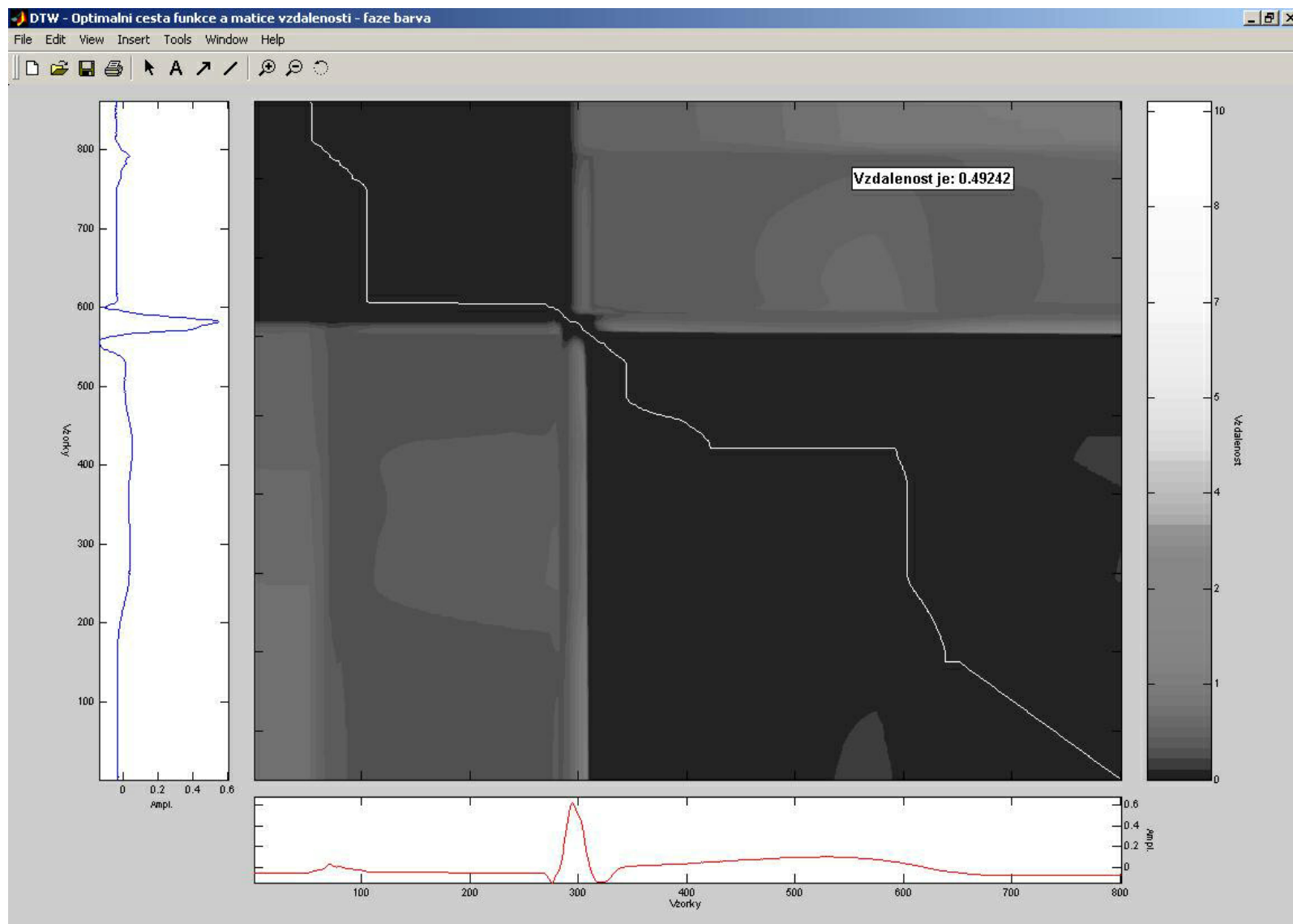
obrázek 5-II Spuštění programu EKG diagnose



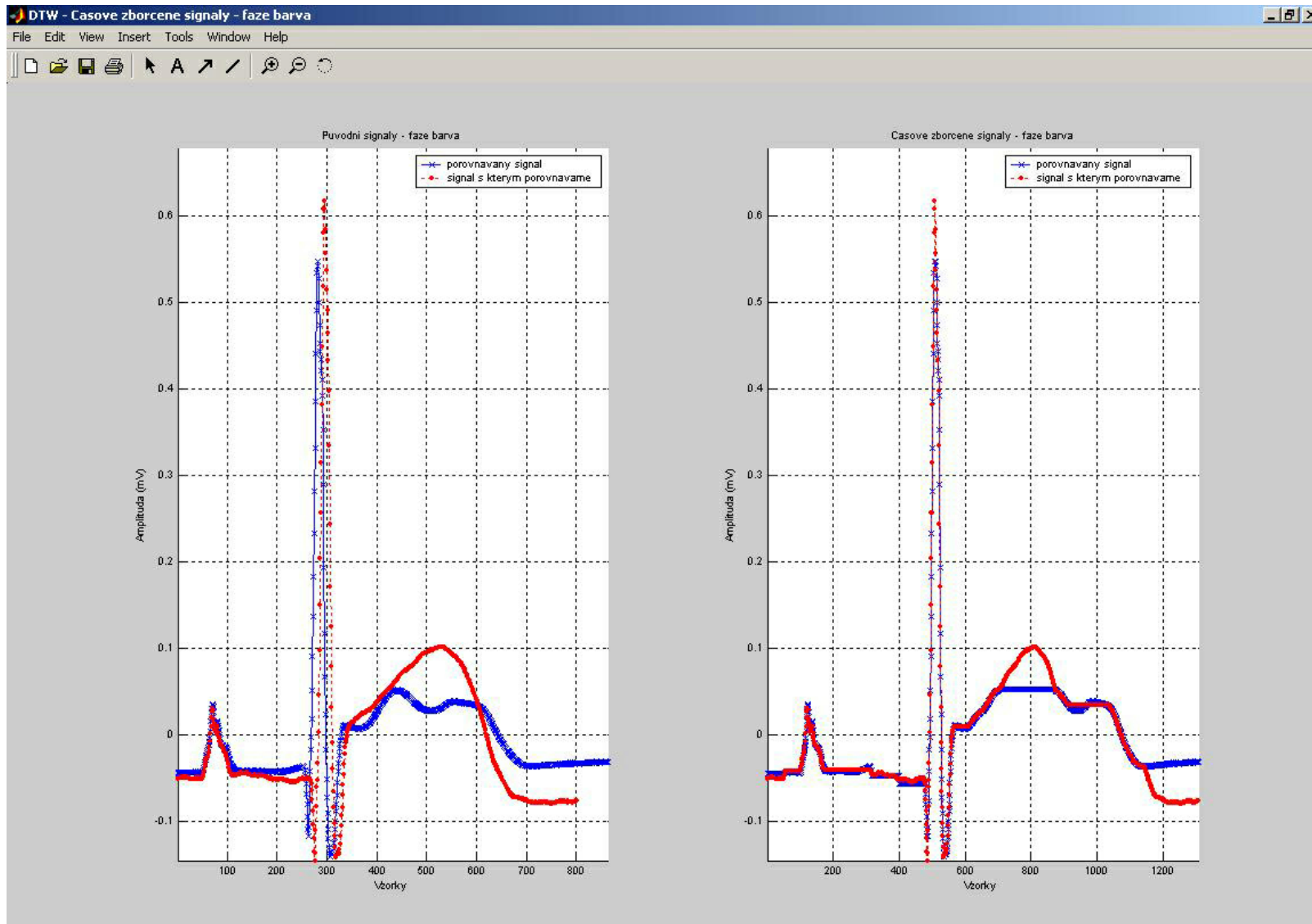
obrázek 5-III Načtení neznámého signálu



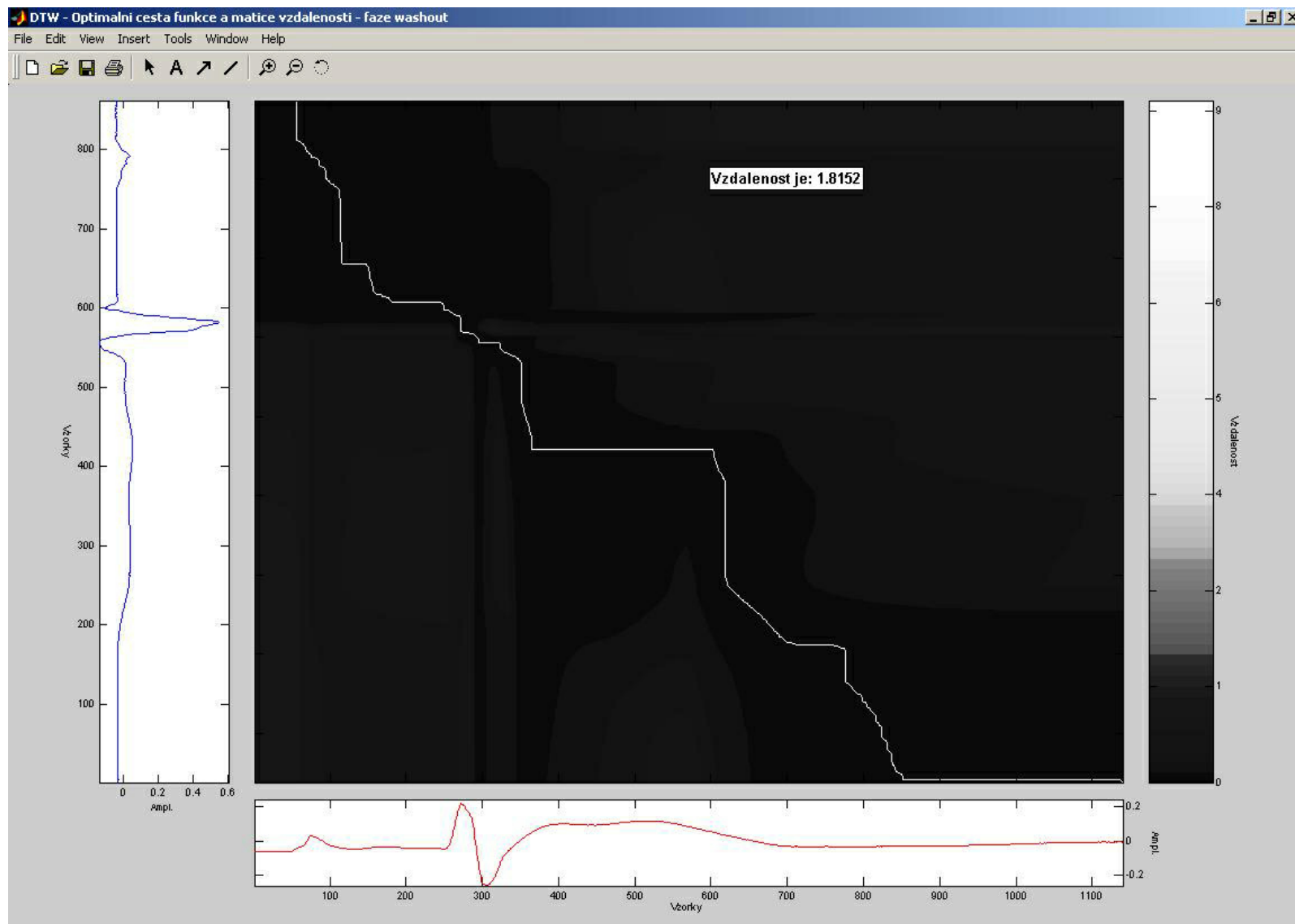
obrázek 5-IV Zobrazení porovnávaných signálů s jednotlivými fázemi experimentu



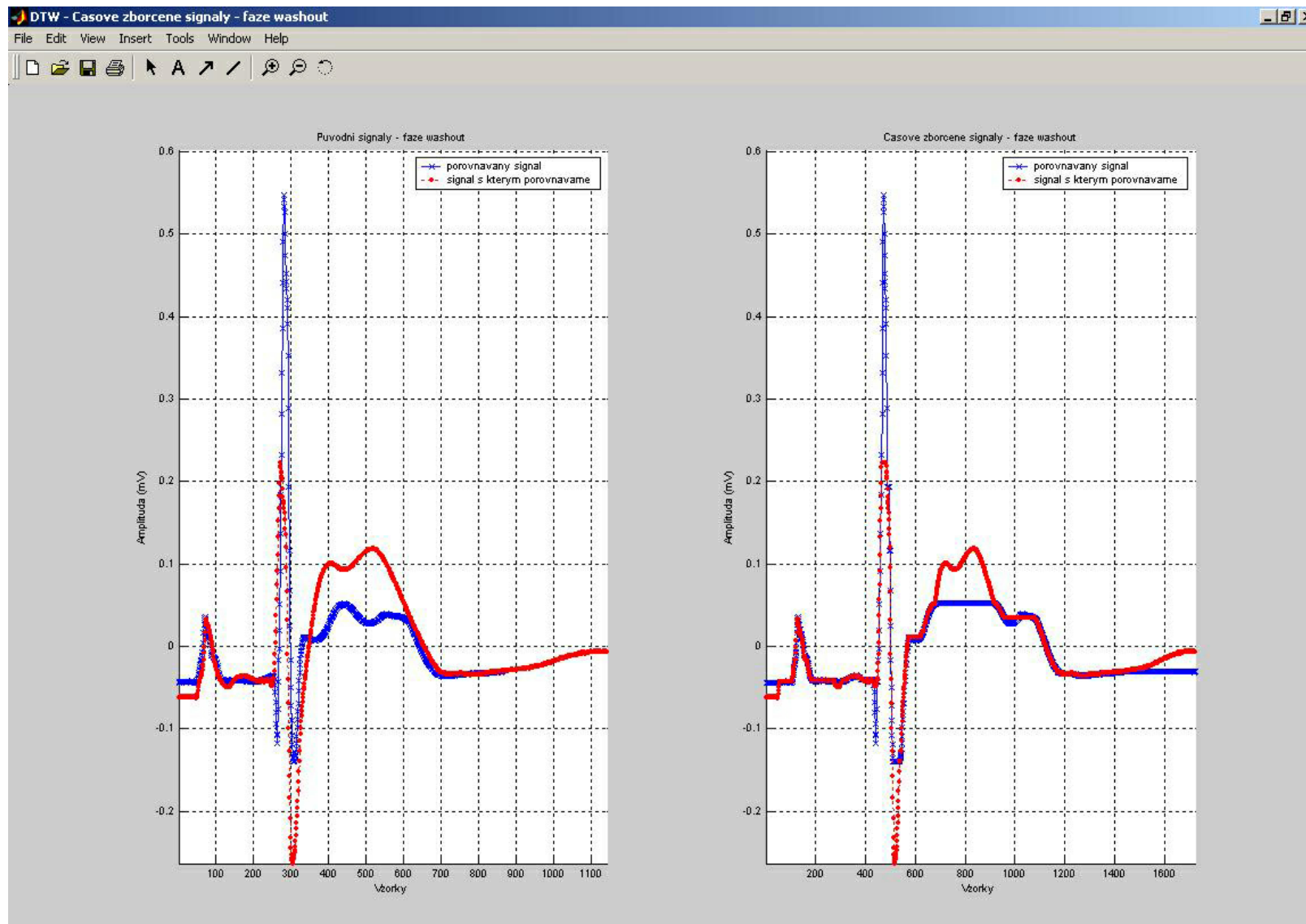
obrázek 5-V Zobrazení výpočtu vzdálenosti vektorů a optimální cesty funkce DTW pro fázi barvení



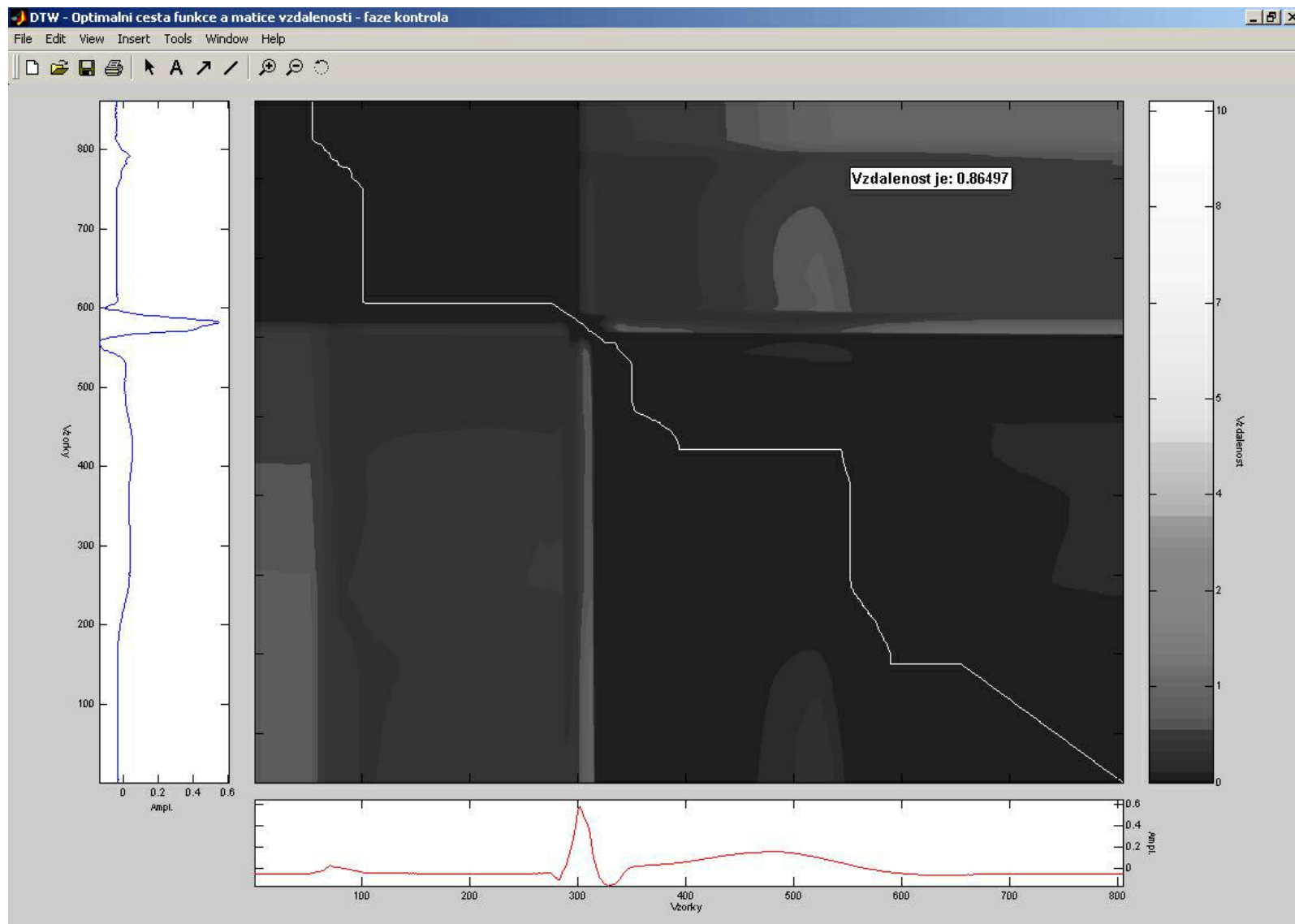
obrázek 5-VI Zobrazení původních signálů a časově zborcených signálů pro fázi barvení



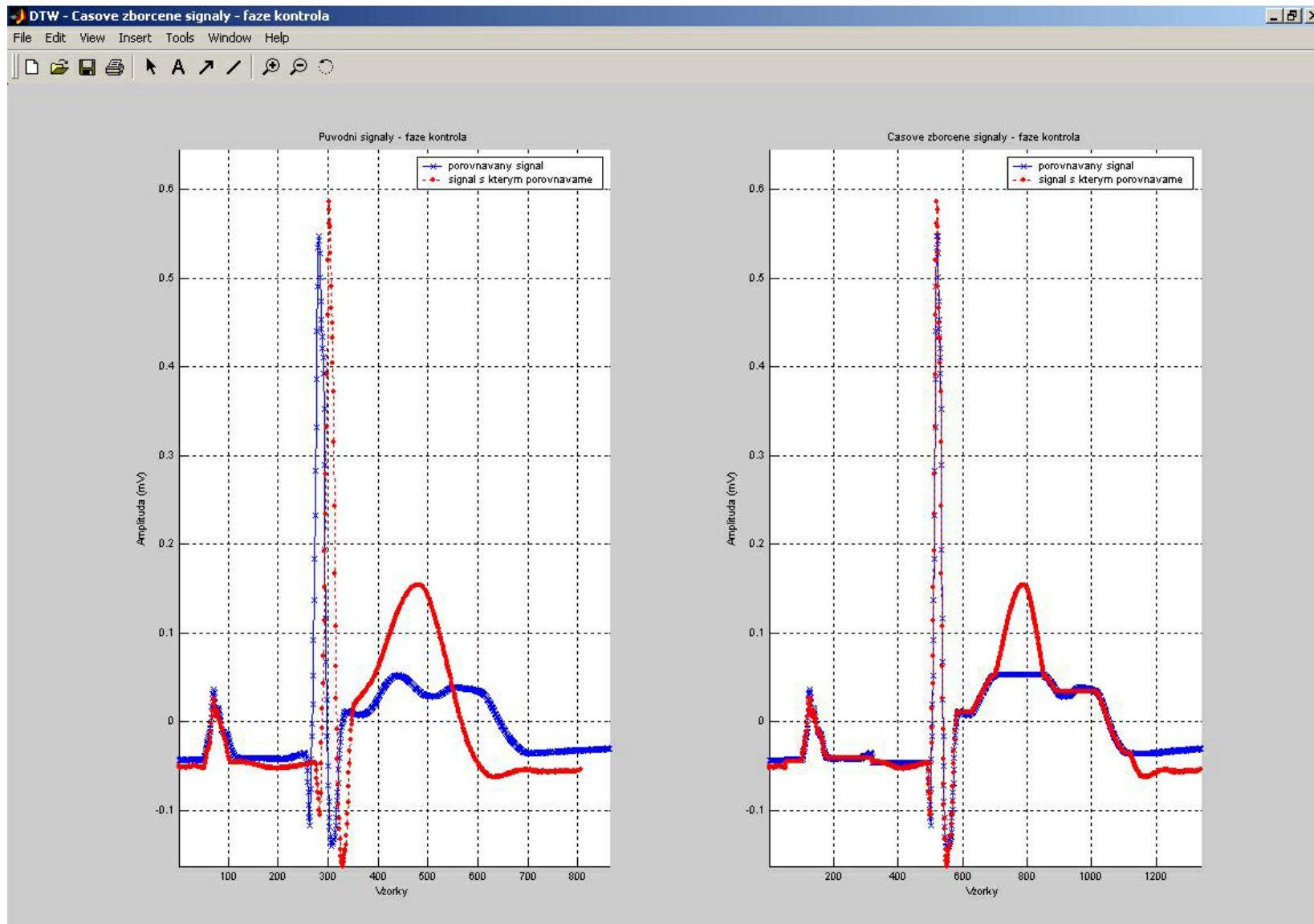
obrázek 5-VII Zobrazení výpočtu vzdálenosti vektorů a optimální cesty funkce DTW pro fázi čištění od barviva



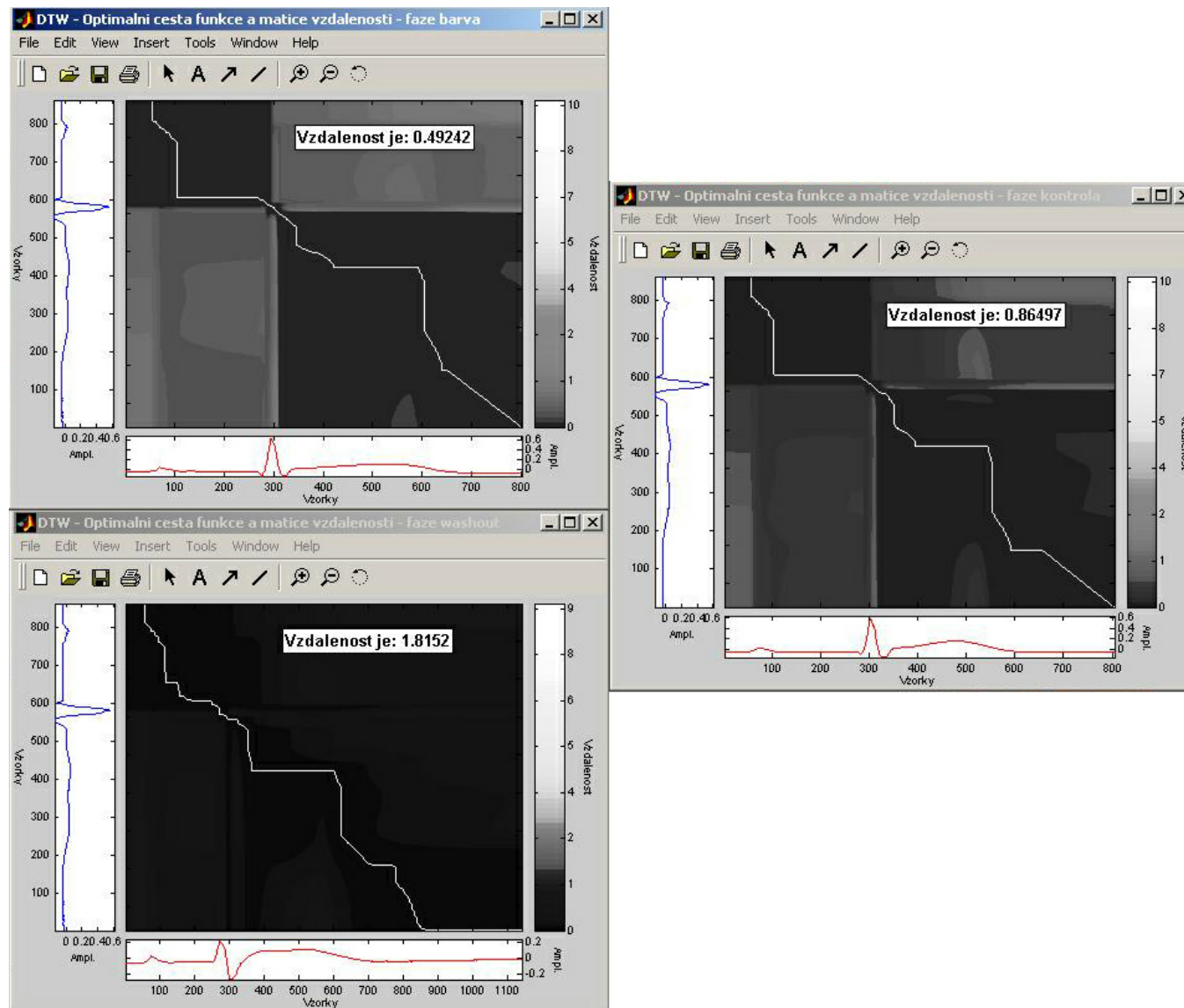
obrázek 5-VIII Zobrazení původních signálů a časově zborcených signálů - fáze čištění od barviva



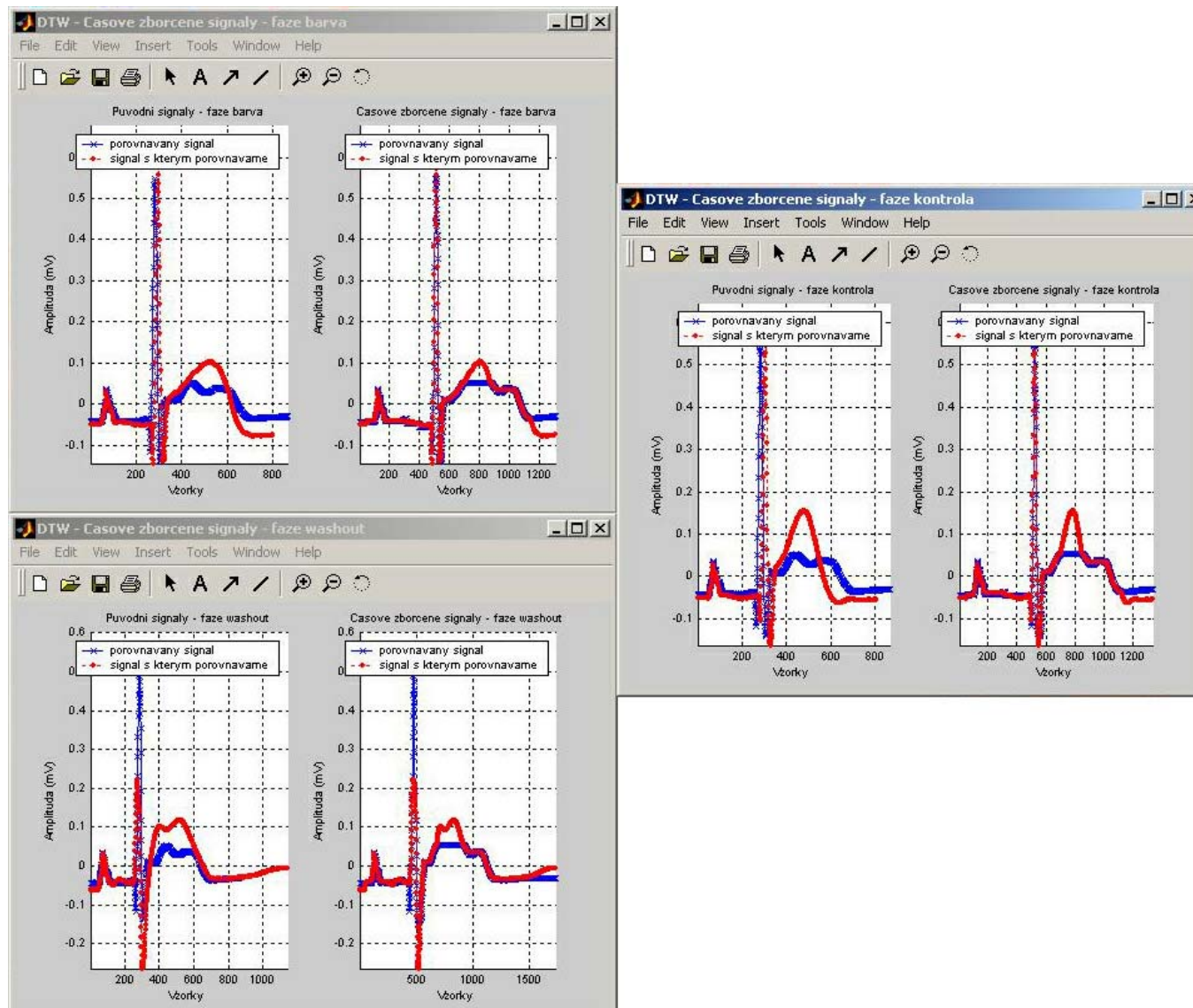
obrázek 5-IX Zobrazení výpočtu vzdálenosti vektorů a optimální cesty funkce DTW pro kontrolní fázi



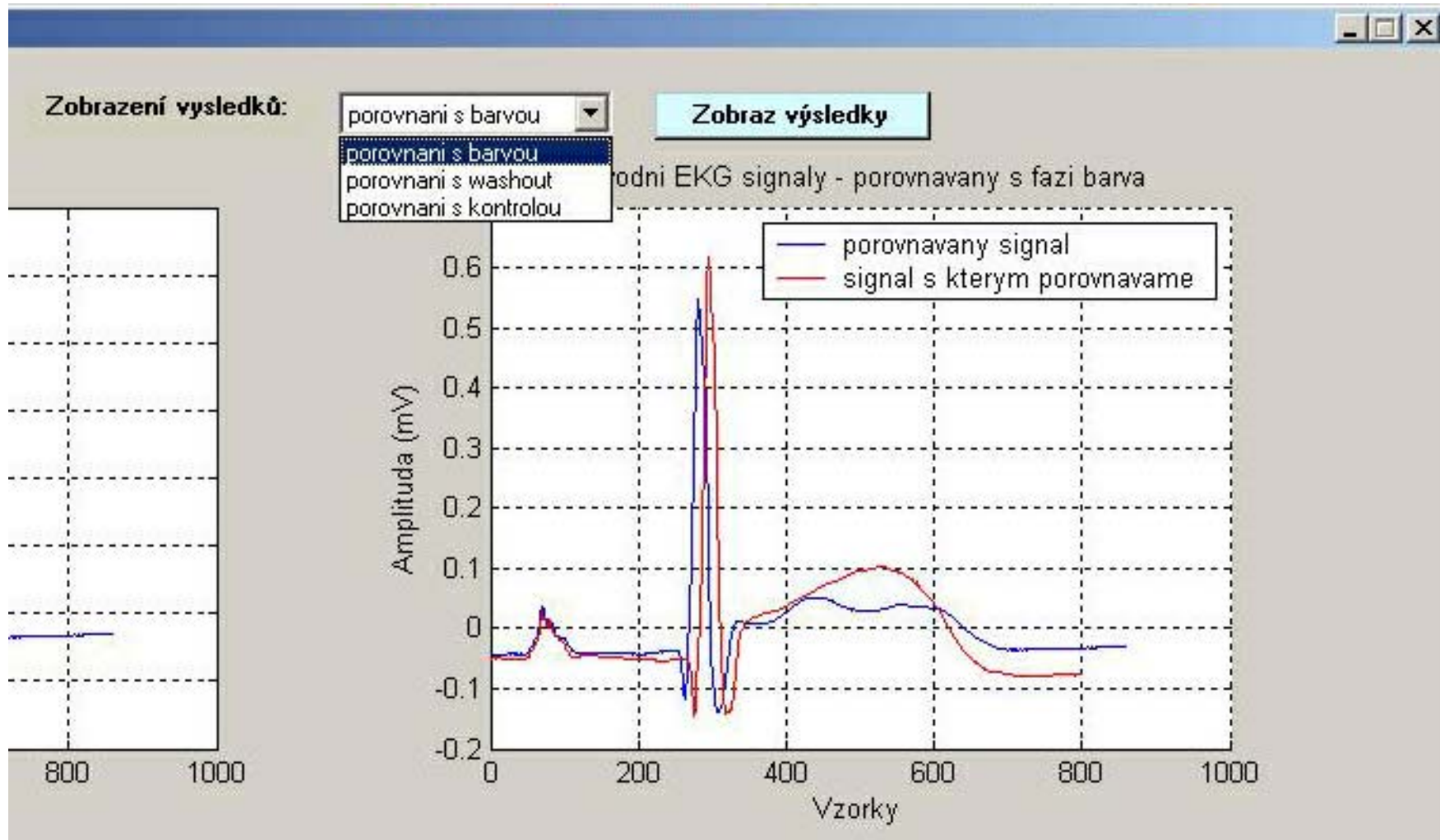
obrázek 5-X Zobrazení původních signálů a časově zborcených signálů pro kontrolní fázi



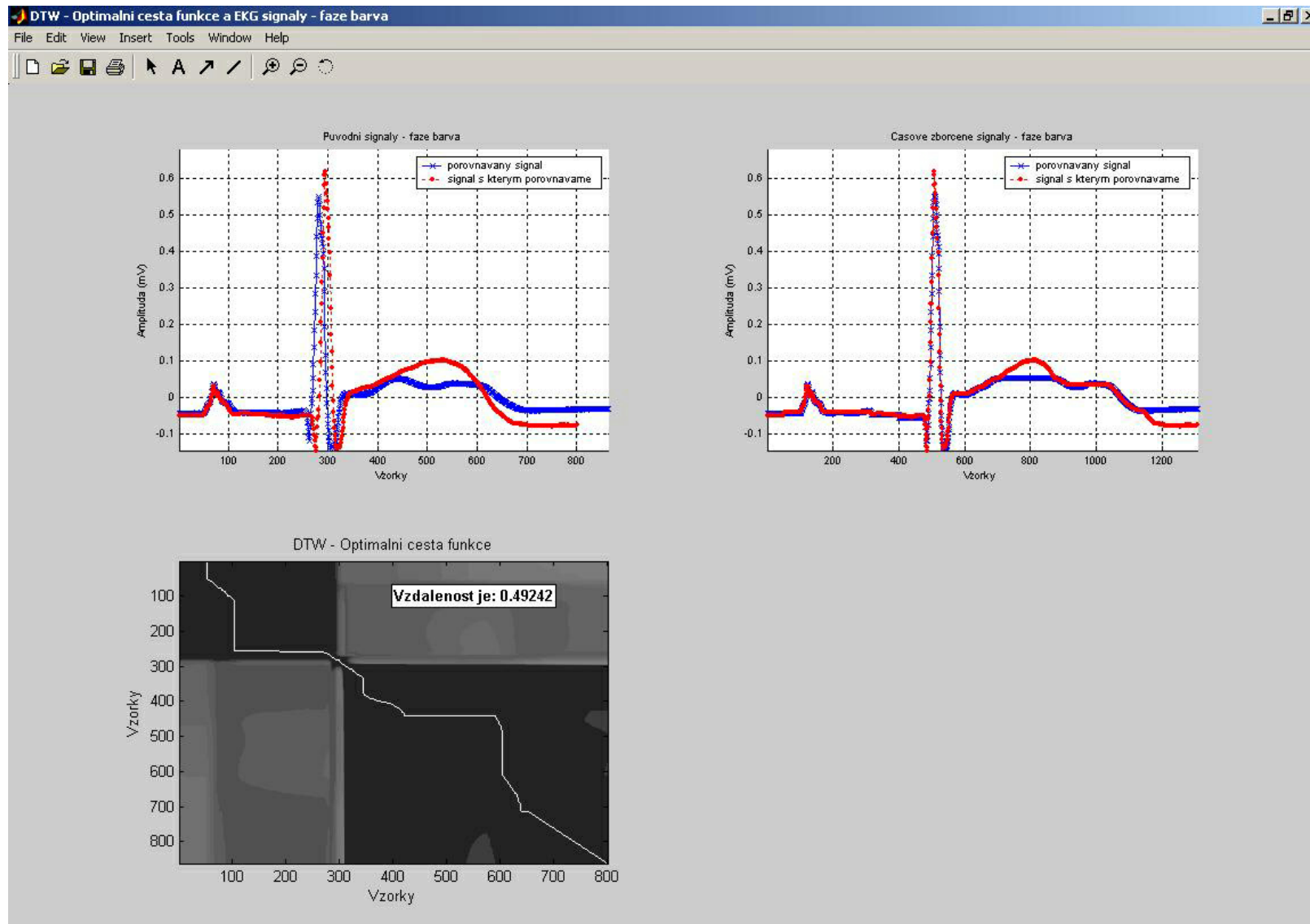
obrázek 5-XI Srovnání optimální cesty funkce DTW pro všechny fáze experimentu



obrázek 5-XII Srovnání původních signálů a časově zborcených signálů pro všechny fáze experimentu



obrázek 5-XIII Funkce zobrazení výsledků pro jednotlivé fáze experimentu v jednom okně



obrázek 5-XIV Zobrazení výsledků v jednom okně pro fázi barvení

```
Command Window

Using Toolbox Path Cache. Type "help toolbox_path_cache" for more info.

To get started, select "MATLAB Help" from the Help menu.

>> ekg_diagnose

dtw_barva_distbarva =

    0.4924

dtw_washout_distwashout =

    1.8152

dtw_kontrola_distkontrola =

    0.8650

Vyhodnocenil =

Jedna se o fazi aplikovani barviva.

>>
```

obrázek 5-XV Výsledky programu EKG diagnose v příkazovém okně programu Matlab

6 Závěr

Zadaná bakalářská práce, Metoda borcení časové osy v oblasti biosignálů, má zkoumat jednu z moderních metod, přispívajících k optimalizaci hodnocení křivek biologických signálů se speciálním zaměřením na elektrokardiogramy.

První část práce se zabývá problematikou vzniku a funkce bioelektrických signálů. Detailně jsou rozebrány biosignály srdce, jeho stavba a vlastnosti elektrických signálů. V práci je podrobný popis křivky elektrokardiogramu, věnuje se seznámení s jednotlivými fázemi a částmi křivek EKG, jejich vlivu a jejich hodnocení. Z lékařského hlediska je rozepsán jeden z moderních postupů hodnocení EKG, které je časově rozměřeno.

Druhá část práce obsahuje pohled na EKG signál bez rozměrování v čase pomocí metody borcení časové osy (dynamic time warping - DTW) a popis samotné metody DTW, která nelineárně „natahuje“ nebo „smršťuje“ signály a bortí časovou osu. Metoda borcení časové osy srovnává neznámý, zkoumaný obraz signálu s referenčními, předem zaznamenanými hodnotami. Pomocí programového prostředí Matlab lze vytvořit vhodný algoritmus pro početní část metody a hodnocení EKG signálu. Pro tento účel byl naprogramován program EKG diagnose s grafickým rozhraním pro uživatele. Program EKG diagnose využívá již dříve provedeného experimentu na zvířecím srdci, díky kterému jsou zaznamenány hodnoty EKG pro tři různé fáze experimentu a podle dané fáze se také liší průběh EKG. Program načítá signály EKG a hledá pomocí funkce DTW minimální vzdálenosti zkoumané periody s referenčními hodnotami, tedy se vzorky ze všech tří fází experimentu. Algoritmus metody DTW nalezne optimální cestu v matici vzdáleností, srovná časově zborcené signály se všemi fázemi experimentu, vypočte vzdálenosti vektoru zkoumaného signálu od jednotlivých fází a vyhodnotí, ze které fáze experimentu je zvolený zkoumaný signál.

Metoda borcení časové osy je vhodná pro zkoumání biologických signálů a signálu EKG a představuje zajímavý aparát pro pomoc lékaři při stanovení diagnózy pacienta. Pomocí metody DTW a programu EKG diagnose je možno charakterizovat a rozpoznávat jednotlivé periody EKG signálu a velikost jejich odchylky od referenčních předem naměřených signálů. Velikost odchylky umožňuje určit a specifikovat danou periodu signálu a pomoci při následné diagnóze. Programové prostředí představuje dobrý potenciál pro přehledné zobrazování porovnávaných signálů nebo jednotlivých vybraných úseků. Problémy může způsobit stanovení referenčního potenciálu a stanovování mezních hodnot, které jsou nezbytné pro rozhodování o diagnóze pacienta. Pokud by každý pacient měl ne příliš starý záznam svého EKG signálu uložený v nemocniční databázi, potom by se hledání referenčního signálu velmi zjednodušilo. Do programu by se nahrál „zdravý“ EKG signál a nově naměřené EKG a program by vše velmi jednoduše a rychle vyhodnotil.

7 Použité zkratky

AIM	akutní infarkt myokardu
ASD	defekt septa síní
AV-uzel	atrioventrikulární uzel
AVNRT	atrioventrikulární nodální reentry tachykardie
BLRT	blok levého Tawarova raménka
BPRT	blok pravého Tawarova raménka
EKG	elektrokardiogram
HLK	hypertrofie levé komory
HPK	hypertrofie pravé komory
ICHS	ischemická choroba srdeční
IM	infarkt myokardu
LK	levá komora srdeční
Na/K pumpa	sodíko-draslíková pumpa
PK	pravá komora srdeční
SA-uzel	sinoatriální uzel
SVES	supraventrikulární předčasné stahy
WPW	Wolffův-Parkinsonův-Whiteův syndrom

8 Použitá literatura

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. *Biologie člověka*. Brno : Akademické nakladatelství CERM, 1995. 140 s. ISBN 80-85867-64-8
- [2] HONZÍKOVÁ, Nataša; ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy 1*. Brno : Akademické nakladatelství CERM, 1995. 137 s. ISBN 80-85867-64-8
- [3] KOLÁŘ, Radim. *Elektrokardiografie – EKG*. Elektronická skripta VUT. Dostupný z WWW: < https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/66859/03_ekg.pdf >
- [4] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály 1*. 2. vyd., Praha : České vysoké učení technické, 1998. 202 s. ISBN 80-01-01822-9
- [5] SOVOVÁ, Eliška. *EKG pro sestry*. Praha : Grada, 2006. 112 s. ISBN 80-247-1542-2
- [6] BARDOŇOVÁ, Jana. *Klasifikace biosignálů s využitím metody borcení časové osy : kandidátská disertace*. Brno : VUT Fakulta biomedicínského inženýrství, 2003.
- [7] SOVA, Josef. *EKG a jiné grafické metody v kardiologické praxi*. Praha : Avicenum, 1975. 303 s.
- [8] ČERNOCKÝ, Jan. *přednášky předmětu Zpracování řečových signálů*. Elektronická scripta. Dostupný z WWW: < <http://www.fit.vutbr.cz/~cernocky/speech/> >
- [9] MATLAB. návod k softwaru. Dostupný z WWW:<<http://www.mathworks.com>>
- [10] PSUTKA, Josef. *Komunikace s počítačem mluvenou řečí*. 1. vyd., Praha : Academia, 1995. 287 s. ISBN 80-200-0203-0
- [11] KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. 1. české vyd., Praha : Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4
- [12] HAMPTON, John R.. *EKG stručně, jasně, přehledně*. vyd. 2., Praha : Grada, 2005. 149 s. ISBN 80-247-0960-0
- [13] JANOUŠEK, Jan. *EKG a dysrytmie v dětském věku*. 1. vyd., Jinočany : H & H, 1994. 127 s. ISBN 80-85467-24-0
- [14] KOZUMPLÍK, Jiří; KOLÁŘ, Radim; JAN, Jiří. *Číslicové zpracování a analýza signálů – počítačová cvičení*. Elektronická skripta VUT. Dostupný z WWW: < <https://www.feec.vutbr.cz/et> >

9 Seznam obrázků

OBRÁZEK 2-I: FÁZE AKČNÍHO POTENCIÁLU.....	3
OBRÁZEK 2-II: CHARAKTERISTICKÉ PRŮBĚHY AKČNÍHO NAPĚTÍ.....	4
OBRÁZEK 2-III: ŠÍŘENÍ AKČNÍHO NAPĚTÍ NERVOVÝM VLÁKNEM (AXONEM).....	4
OBRÁZEK 2-IV: JEDNODUCHÝ MODEL PRO VÝKLAD ELEKTRICKÝCH JEVŮ NA BUNĚČNÉ ÚROVNI - POVRCHOVÁ MEMBRÁNA A ELEKTROLYTY VNĚ A UVNITŘ BUŇKY.....	5
OBRÁZEK 2-V: MODEL STRUKTURY BIOLOGICKÉ MEMBRÁNY.....	5
OBRÁZEK 2-VI: VEDENÍ VZRUCHU V SRDCI.....	7
OBRÁZEK 2-VII: AKČNÍ POTENCIÁLY RŮZNÝCH SKUPIN SVALOVÝCH.....	8
OBRÁZEK 2-VIII: ELEKTROKARDIOGRAM.....	8
OBRÁZEK 2-IX: FÁZE SRDEČNÍHO CYKLU(SRDEČNÍ REVOLUCE).....	9
OBRÁZEK 2-X: SVODY PRO MĚŘENÍ EKG SIGNÁLU.....	11
OBRÁZEK 2-XI: INTERVALY A SEGMENTY SIGNÁLU EKG.....	13
OBRÁZEK 2-XII: PŘÍKLADY JEDNOTLIVÝCH VLN QRS KOMPLEXU.....	14
OBRÁZEK 2-XIII: MNOŽINA CHARAKTERISTICKÝCH BODŮ NA JEDNÉ PERIODĚ SIGNÁLU EKG	15
OBRÁZEK 3-I KROK 1 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	20
OBRÁZEK 3-II KROK 2 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	21
OBRÁZEK 3-III KROK 3 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	22
OBRÁZEK 3-IV KROK 4 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	23
OBRÁZEK 3-V KROK 5 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	24
OBRÁZEK 3-VI KROK 6 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	25
OBRÁZEK 3-VII KROK 7 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	25
OBRÁZEK 3-VIII KROK 8 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	26
OBRÁZEK 3-IX KROK 9 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	26
OBRÁZEK 3-X KROK 10 HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	27
OBRÁZEK 3-XI KROK 11A) HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	27
OBRÁZEK 3-XII KROK 11B) HODNOCENÍ ZÁZNAMU EKG.....	28
OBRÁZEK 4-I: APLIKACE FUNKCE DTW.....	30
OBRÁZEK 5-I BLOKOVÉ SCHÉMA FUNKČNOSTI PROGRAMU EKG DIAGNOSE.....	34
OBRÁZEK 5-II SPUŠTĚNÍ PROGRAMU EKG DIAGNOSE.....	35
OBRÁZEK 5-III NAČTENÍ NEZNÁMÉHO SIGNÁLU.....	35
OBRÁZEK 5-IV ZOBRAZENÍ POROVNÁVANÝCH SIGNÁLŮ S JEDNOTLIVÝMI FÁZEMI EXPERIMENTU.....	36
OBRÁZEK 5-V ZOBRAZENÍ VÝPOČTU VZDÁLENOSTI VEKTORŮ A OPTIMÁLNÍ CESTY FUNKCE DTW PRO FÁZI BARVENÍ.....	37
OBRÁZEK 5-VI ZOBRAZENÍ PŮVODNÍCH SIGNÁLŮ A ČASOVĚ ZBORCENÝCH SIGNÁLŮ PRO FÁZI BARVENÍ.....	38
OBRÁZEK 5-VII ZOBRAZENÍ VÝPOČTU VZDÁLENOSTI VEKTORŮ A OPTIMÁLNÍ CESTY FUNKCE DTW PRO FÁZI ČIŠTĚNÍ OD BARVIVA.....	39
OBRÁZEK 5-VIII ZOBRAZENÍ PŮVODNÍCH SIGNÁLŮ A ČASOVĚ ZBORCENÝCH SIGNÁLŮ - FÁZE ČIŠTĚNÍ OD BARVIVA.....	40
OBRÁZEK 5-IX ZOBRAZENÍ VÝPOČTU VZDÁLENOSTI VEKTORŮ A OPTIMÁLNÍ CESTY FUNKCE DTW PRO KONTROLNÍ FÁZI.....	41
OBRÁZEK 5-X ZOBRAZENÍ PŮVODNÍCH SIGNÁLŮ A ČASOVĚ ZBORCENÝCH SIGNÁLŮ PRO KONTROLNÍ FÁZI.....	42
OBRÁZEK 5-XI SROVNÁNÍ OPTIMÁLNÍ CESTY FUNKCE DTW PRO VŠECHNY FÁZE EXPERIMENTU.....	43
OBRÁZEK 5-XII SROVNÁNÍ PŮVODNÍCH SIGNÁLŮ A ČASOVĚ ZBORCENÝCH SIGNÁLŮ PRO VŠECHNY FÁZE EXPERIMENTU.....	44
OBRÁZEK 5-XIII FUNKCE ZOBRAZENÍ VÝSLEDKŮ PRO JEDNOTLIVÉ FÁZE EXPERIMENTU V JEDNOM OKNĚ.....	45
OBRÁZEK 5-XIV ZOBRAZENÍ VÝSLEDKŮ V JEDNOM OKNĚ PRO FÁZI BARVENÍ.....	46
OBRÁZEK 5-XV VÝSLEDKY PROGRAMU EKG DIAGNOSE V PŘÍKAZOVÉM OKNĚ PROGRAMU MATLAB.....	47

10 Přílohy

Příloha 1: mfile dtw barva

```
function [Dist,distbarva,D_bar,k,w,rw_bar,tw_bar]=dtw_barva(r_bar,t_bar,pflag)

% [Dist,distbarva,D_bar,k,w,rw_bar,tw_bar]=dtw_barva(r_bar,t_bar,pflag)
% Algoritmus DTW, hledani optimalni cesty a vzdalenosti dvou vektoru
%
% Dist je vzdalenost mezi dvema vektory t_bar a r_bar
% D_bar matice vzdalenosti jednotlivych bodu vektoru
% r_bar vektor ktery testujem
% t_bar vektor s kterym porovnavame
% w je optimalni cesta
% rw_bar je casove zborceny r_bar vektor
% tw_bar je casove zborceny t_bar vektor
% pflag = plot flag: 0(ne),1(ano) pro zobrazeni nebo nezobrazeni grafu pri
% vypoctu
%

[row,M_bar]=size(r_bar); if (row > M_bar) M_bar=row; r_bar=r_bar'; end;
[row,N_bar]=size(t_bar); if (row > N_bar) N_bar=row; t_bar=t_bar'; end;
d=(repmat(r_bar',1,N_bar)-repmat(t_bar,M_bar,1)).^2;

D_bar=zeros(size(d));
D_bar(1,1)=d(1,1);

for m=2:M_bar
    D_bar(m,1)=d(m,1)+D_bar(m-1,1);
end
for n=2:N_bar
    D_bar(1,n)=d(1,n)+D_bar(1,n-1);
end
for m=2:M_bar
    for n=2:N_bar
        D_bar(m,n)=d(m,n)+min(D_bar(m-1,n),min(D_bar(m-1,n-1),D_bar(m,n-1)));
    end
end

Dist=D_bar(M_bar,N_bar);
distbarva=Dist;
n=N_bar;
m=M_bar;
k=1;
w=[M_bar N_bar];
while ((n+m)~=2)
    if (n-1)==0
        m=m-1;
    elseif (m-1)==0
        n=n-1;
    end
end
```

```

else
    [values,number]=min([D_bar(m-1,n),D_bar(m,n-1),D_bar(m-1,n-1)]);
    switch number
    case 1
        m=m-1;
    case 2
        n=n-1;
    case 3
        m=m-1;
        n=n-1;
    end
end
k=k+1;
w=[m n; w];
end

% casove zborcene signaly
rw_bar=r_bar(w(:,1));
tw_bar=t_bar(w(:,2));
save barva_vysledky;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
if pflag
    % Zobrazeni vseh grafu:
    figure('Name','DTW - Optimalni cesta funkce a matice vzdalenessi - faze barva',
'NumberTitle','off');

    main1=subplot('position',[0.19 0.19 0.67 0.79]);
    image(D_bar);
    cmap = contrast(D_bar);
    colormap(cmap);
    hold on;
    x_bar=w(:,1); y_bar=w(:,2);
    ind=find(x_bar==1); x_bar(ind)=1+0.2;
    ind=find(x_bar==M_bar); x_bar(ind)=M_bar-0.2;
    ind=find(y_bar==1); y_bar(ind)=1+0.2;
    ind=find(y_bar==N_bar); y_bar(ind)=N_bar-0.2;
    plot(y_bar,x_bar,'-w', 'LineWidth',1);
    hold off;
    axis([1 N_bar 1 M_bar]);
    text(700,100,['Vzdalenost je:
',num2str(distbarva)],'EdgeColor','k','HorizontalAlignment','right','BackgroundColor','white','FontWeight','bold');
    set(main1, 'FontSize',7, 'XTickLabel','', 'YTickLabel','');

    colorb1=subplot('position',[0.88 0.19 0.05 0.79]);
    nticks=8;
    ticks=floor(1:(size(cmap,1)-1)/(nticks-1):size(cmap,1));
    mx=max(max(D_bar));
    mn=min(min(D_bar));
    ticklabels=floor(mn:(mx-mn)/(nticks-1):mx);

```

```

colorbar(colorb1);
set(colorb1, 'FontSize',7, 'YTick',ticks, 'YTickLabel',ticklabels);
set(get(colorb1,'YLabel'), 'String','Vzdelenost', 'Rotation',-90, 'FontSize',7,
'VerticalAlignment','bottom');

left1=subplot('position',[0.07 0.19 0.10 0.79]);
plot(r_bar,M_bar:-1:1,'-b');
axis([min(r_bar) 1.1*max(r_bar) 1 M_bar]);
set(left1, 'FontSize',7);
set(get(left1,'YLabel'), 'String','Vzorky', 'FontSize',7, 'Rotation',-90,
'VerticalAlignment','cap');
set(get(left1,'XLabel'), 'String','Ampl.', 'FontSize',6, 'VerticalAlignment','cap');

bottom1=subplot('position',[0.19 0.07 0.67 0.10]);
plot(t_bar,'-r');
axis([1 N_bar min(t_bar) 1.1*max(t_bar)]);
set(bottom1, 'FontSize',7, 'YAxisLocation','right');
set(get(bottom1,'XLabel'), 'String','Vzorky', 'FontSize',7, 'VerticalAlignment','middle');
set(get(bottom1,'YLabel'), 'String','Ampl.', 'Rotation',-90, 'FontSize',6,
'VerticalAlignment','bottom');

figure('Name','DTW - Casove zborcene signaly - faze barva', 'NumberTitle','off');

subplot(1,2,1);
set(gca, 'FontSize',7);
hold on;
plot(r_bar,'-bx');
plot(t_bar,':r. ');
hold off;
axis([1 max(M_bar,N_bar) min(min(r_bar),min(t_bar)) 1.1*max(max(r_bar),max(t_bar))]);
grid;
legend('porovnavany signal','signal s kterym porovnavame');
title('Puvodni signaly - faze barva');
xlabel('Vzorky');
ylabel('Amplituda (mV)');

subplot(1,2,2);
set(gca, 'FontSize',7);
hold on;
plot(rw_bar,'-bx');
plot(tw_bar,':r. ');
hold off;
axis([1 k min(min([rw_bar; tw_bar])) 1.1*max(max([rw_bar; tw_bar]))]);
grid;
legend('porovnavany signal','signal s kterym porovnavame');
title('Casove zborcene signaly - faze barva');
xlabel('Vzorky');
ylabel('Amplituda (mV)');

end

```