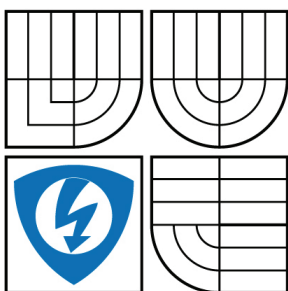


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VEKTORKARDIOGRAFIE PRO DLOUHODOBÉ ZÁZNAMY

VECTORCARDIOGRAMS - LONG TERM SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

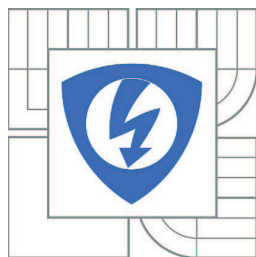
Bc. MARTIN SEDLÁŘ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Martin Sedlář

ID: 114857

Ročník: 2

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s elektrofyziologií srdce a jeho elektrickými projevy. Prostudujte výpočet vektorkardiogramu (VKG) ze 3 ortogonálních svodů EKG. Navrhněte programovou aplikaci pro výpočet VKG a jejich grafickou prezentaci. Využijte data dostupná na ÚBMI.

Práce musí obsahovat úvod do vektorkardiografie, programovou aplikaci pro výpočet vektorkardiogramu s využitím pro experimentální data dostupná na ÚBMI. Uveďte, jak se mění vektorkardiogram v průběhu experimentu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Trojan S. a kol. Lékařská fyziologie, GRADA Publishing a.s., 2003

[2] Jan J. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno, Vutium -Brno, ISBN: 80-214-081, 1997

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

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

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Martin Sedlář
Bytem: Písečná 275, Písečná, 790 82
Narozen/a (datum a místo): 6. června 1986 v Jeseníku

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 244/53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, Csc. předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(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: Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v* :

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

* hodící se zaškrtněte

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.

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: 20. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Tato práce se zabývá anatomií a elektrofyziologií srdce. Popisuje strukturu srdeční svaloviny, mechanismus kontrakce myokardu, srdeční činnost, vznik a záznam elektrických projevů srdce – elektrokardiogram (EKG) a vektorkardiogram (VKG). Součástí práce je návrh a tvorba programové aplikace pro výpočet a grafickou prezentaci vektorkardiogramu, využitelné pro experimentální data dostupná na ÚBMI VUT v Brně.

Klíčová slova

Srdce, akční potenciál, elektrokardiografie (EKG), vektorkardiografie (VKG), Matlab.

Abstract

This project deals with anatomy and electrophysiology of heart. It describes the structure of cardiac muscle, mechanism of myocard's contraction, heart work, the origin and registration of electric signals of heart – electrocardiogram (ECG) and vectorcardiogram (VCG). Part of the work is design and creation of a software application for calculation and graphical presentation of vectorcardiograms, useful for experimental data available on ÚBMI VUT in Brno.

Key words

Heart, action potential, electrocardiography (ECG), vectorcardiography (VCG), Matlab.

SEDLÁŘ, M. *Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 20. května 2010

.....

podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 20. května 2010

.....

podpis autora

Obsah

1	Úvod	11
2	Srdce	12
2.1	Velikost a tvar srdce	12
2.2	Stavba srdce	12
2.3	Srdeční chlopně	13
2.4	Koronární oběh	14
3	Srdeční svalovina	14
3.1	Stavba srdeční svaloviny	15
3.1.1	Interkalární disky	16
4	Vznik a vedení akčního potenciálu	16
4.1	Klidové membránové napětí	16
4.2	Transport iontů přes membránu	17
4.2.1	Pasivní transport	18
4.2.2	Aktivní transport	18
4.3	Akční potenciál	19
4.3.1	Fáze depolarizace a transpolarizace	19
4.3.2	Fáze plató	20
4.3.3	Fáze depolarizace	20
5	Převodní systém srdeční	21
5.1	Sinoatriální uzel	21
5.2	Atrioventrikulární uzel	21
5.3	Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna	22
6	Refrakterita	23
7	Mechanismus kontrakce myokardu	23
7.1	Energie pro vznik vazeb	25
8	Srdeční činnost	25
8.1	Srdeční cyklus	26
8.2	Výkon srdce	27
8.3	Hemodynamické parametry	28
8.3.1	Tepový objem (srdeční výdej)	28
8.3.2	Ejekční frakce	28
8.3.3	Tepová frekvence	29
8.3.4	Mínutový srdeční výdej	29
8.4	Spotřeba kyslíku a účinnost srdce	29
8.5	Řízení srdeční činnosti	30
8.5.1	Autoregulační mechanismy	30
8.5.2	Nervové řízení	31
8.5.3	Hormonální vlivy	32
9	Elektrokardiografie (EKG)	32
9.1	Fyzikální podstata EKG	32
9.2	Snímání srdečního vektoru	33
9.3	Svody	33
9.3.1	Einthovenovy končetinové svody	33
9.3.2	Goldbergovy končetinové svody	34
9.3.3	Unipolární hrudní svody	34

9.4	EKG křivka	34
9.4.1	Vlna P	34
9.4.2	Úsek PQ	35
9.4.3	Komplex QRS	35
9.4.4	Úsek ST	35
9.4.5	Vlna T	35
9.4.6	Vlna U	35
9.5	Vyhodnocení EKG křivky	35
9.6	Einthovenův trojúhelník	36
10	Vektorkardiografie (VKG)	38
10.1	Přepočet EKG na VKG	39
10.2	Aplikace VKG	39
11	Tvorba programové aplikace	40
11.1	Matlab	40
11.2	Programová aplikace „ecg2vcg“	42
11.3	Programová aplikace „VCGcompare“	47
12	Experimentální data	51
13	Analýza signálů	53
14	Závěr	58
	Použitá literatura	59
	Seznam příloh	62

Seznam obrázků

Obr. 1: Stavba srdce	13
Obr. 2: Stavba srdeční svaloviny.....	15
Obr. 3: Průběhy akčních potenciálů buněk vodivého myokardu srdce.....	19
Obr. 4: Detailní průběh akčního potenciálu u buňky komorového myokardu.....	20
Obr. 5: Převodní soustava srdeční.....	22
Obr. 6: Mechanismus kontrakce.....	24
Obr. 7: Systola; Diastola	25
Obr. 8: Srdeční cyklus	27
Obr. 9: Typická EKG křivka ze II. Einthovenova svodu	34
Obr. 10: Einthovenův trojúhelník.....	36
Obr. 11: Cyklus srdce s odpovídajícími záznamy EKG a VKG křivek.....	37
Obr. 12: Záznam VKG křivek v hlavních anatomických rovinách.....	38
Obr. 13: Hierarchie grafických objektů.....	41
Obr. 14: Vzhled navržené aplikace „ecg2vcg“	42
Obr. 15: Ovládací panel „Main menu“ aplikace „ecg2vcg“	43
Obr. 16: Okno pro načtení signálu; Okno nápovědy.....	43
Obr. 17: Ovládací panel „Filter menu“ aplikace „ecg2vcg“	45
Obr. 18: Ovládací panel „Loop size detection“; Ovládací panel „Signal length“.....	45
Obr. 19: Okno „loopsize“ v aplikaci „ecg2vcg“	46
Obr. 20: Grafické okno pro vykreslení EKG signálu ze svodu I	46
Obr. 21: Grafické okno pro vykreslení VKG signálu v horizontální rovině.....	46
Obr. 22: Vzhled navržené aplikace „VCGcompare“	48
Obr. 23: Ovládací panely „ECG signal 1“ a „ECG signal 2“ aplikace „VCGcompare“	48
Obr. 24: Ovládací panel „Main menu“; Ovládací panel „Loop size detection“	49
Obr. 25: Okno „loopsize“ v aplikaci „VCGcompare“	49
Obr. 26: Panel „Results: Heart axes“	50
Obr. 27: Grafické okno pro vykreslení EKG signálu 1 ze svodu I	50
Obr. 28: Grafické okno pro vykreslení VKG signálů v horizontální rovině.....	50
Obr. 29: Langendorffova aparatura.....	52
Obr. 30: Schéma Langendorffovy aparatury	52
Obr. 31: Srovnání EKG signálů ze svodu I pro všechny fáze experimentu.....	53
Obr. 32: Srovnání EKG signálů ze svodu II pro všechny fáze experimentu	54
Obr. 33: Srovnání EKG signálů ze svodu III pro všechny fáze experimentu	54
Obr. 34: Srovnání VKG signálů ve frontální rovině pro všechny fáze experimentu.....	55
Obr. 35: Srovnání VKG signálů v horizontální rovině pro všechny fáze experimentu	56
Obr. 36: Srovnání VKG signálů v sagitální rovině pro všechny fáze experimentu.....	56

1 Úvod

Srdce je jedním z nejdůležitějších orgánů lidského těla. Podobá se velmi výkonné pumpě, která svými rytmickými pravidelnými stahy zajišťuje koloběh krve v cévním systému a tím i rozvod potřebné energie v podobě živin. Srdce je dokonce někdy považováno za jeden z divů světa. Vždyť jen během jediné minuty dokáže srdce přečerpávat při zhruba 70 stazích asi 6 litrů krve. A jelikož musí srdce pracovat bez přestání celý lidský život, pak se za průměrných 65 let lidského života prožene útroby srdce ohromujících 205 milionů litrů krve, která je vypuzena zhruba při 2,4 miliardách stahů srdečního svalu. Tento obrovský objem krve by přibližně 270krát naplnil všechny bazény, které se nacházejí v plaveckém areálu na Kraví hoře v Brně. Celkový výkon, který srdce během své celoživotní neustávající činnosti vyprodukuje, je roven přibližně 38 GW. Se stejným výkonem by celých 20 let vydržela svítit jedna 60 W žárovka.

Přestože je srdce tak obdivuhodným nástrojem, setkáváme se v dnešní moderní době stále častěji s výskytem různých závažných nemocí a chorob srdce, které ovlivňují každodenní život nemocného jedince a nezhůdně vedou k těžkým postižením a smrti. Ze zdravotnických statistik jasně vyplývá, že nemoci srdce a cév jsou v mnoha zemích na prvním místě jako příčina úmrtnosti obyvatel. Ať už se jedná např. o selhání srdce, infarkt myokardu, arytmiu srdce, ischemickou chorobu srdeční, angínu pectoris, vysoký krevní tlak nebo postižení srdečních chlopní, vždy je mnohem lepší těmto nebezpečným chorobám srdce předcházet, příp. disponovat kvalitními metodami a správnými informacemi, jak tyto nemoci léčit.

Aby bylo možné kardiovaskulární nemoci účinně a efektivně léčit, je nutné tyto nemoci nejprve správně a včas diagnostikovat. Během let se vyvinulo mnoho diagnostických metod kardiovaskulárního systému. V současné medicíně však hraje prim zejména metoda označovaná jako elektrokardiografie (EKG). Tato poměrně jednoduchá a rychlá diagnostická metoda poskytuje velmi důležité a kvalitní informace o stavu a funkci srdce. Další diagnostickou metodou, která vychází přímo z elektrokardiografie je metoda známá jako vektorkardiografie (VKG). Tato však neposkytuje na první pohled tak jasné informace jako elektrokardiografie, proto se příliš nepoužívá. Přesto má v sobě určitý potenciál, který je možné v jistých situacích využít.

Dalším neméně důležitým prvkem diagnostiky nemocí je zpracování a interpretace naměřených signálů. Byť je pacient vyšetřen sebelepší lékařskou metodou, může diagnostika nemoci ztroskotat na špatné interpretaci pořízeného signálu, a výsledky by mohly mít fatální důsledky. Kvalita signálu je přitom převážně negativně ovlivněna mnohými parametry jako jsou šумы, artefakty způsobené pohybem pacienta, špatně umístěné snímací elektrody, špatně stíněné přívodní kabely, atd. Nároky kladené na zpracování a úpravu signálů jsou tedy dosti vysoké, ale přesto mnohdy životně důležité. Je tedy jasné, že účinná léčba nejen kardiovaskulárních chorob může být zajištěna jen tehdy, jdou-li ruku v ruce nejmodernější diagnostické metody s nejkvalitnějšími způsoby zpracování a úprav signálů.

Obsah práce je věnován stavbě, funkci a činnosti srdce. Pečlivě je prostudována anatomie srdce a srdeční svaloviny, elektrofyziologické projevy srdce, mechanismus kontrakce srdečního svalu i vlastní srdeční činnost, výkon srdce a řízení srdeční činnosti. Poznatky z elektrofyziologie srdce jsou následně zapracovány do souvislosti s diagnostickými metodami vyšetření srdce: elektrokardiografií (EKG) a vektorkardiografií (VKG). Součástí práce je také návrh programové aplikace pro výpočet a grafickou prezentaci VKG.

2 Srdce

Srdce (lat. cor) je modifikovaný úsek cévního systému, který se svou pravidelnou rytmickou činností (stahem – systolou a uvolněním – diastolou) podílí na cirkulaci krve v cévách celého organismu a na udržování krevního tlaku. Jedná se o nepárový, dutý, svalnatý orgán červenohnědé barvy, velikosti sevřené pěsti. Srdce je uloženo mezi plícemi, nad bránicí, v dutině hrudní mírně vlevo za hrudní kostí.

2.1 Velikost a tvar srdce

Tvar srdce je podobný kuželu, jehož základna směřuje doprava, nahoru a dozadu a hrot směřuje doleva, dolů a dopředu. Ze základny srdeční vystupují velké cévy, kterými proudí krev z těla do srdce (žíly) a ze srdce do těla (tepny). Velikost a hmotnost srdce je do značné míry závislá na množství faktorů, mezi které patří věk, pohlaví, zdravotní stav, tvar hrudníku, dýchací pohyby, nitrobřišní tlak, ale zejména také množství a intenzita dlouhodobé srdeční činnosti a trénovanost organismu.

Rozměry srdce jsou přibližně 13 cm na délku, 10 cm na šířku a 7 cm předozadní rozměr. Hmotnost srdce se pak pohybuje mezi 230 a 340 gramy. U mužů kolísá v rozmezí 260 až 340 gramů s průměrem okolo 300 gramů, u žen se hmotnost pohybuje mezi 230 a 320 gramy s průměrem přibližně 260 gramů [18], [19], [24], [26], [29].

2.2 Stavba srdce

Stěna srdce je tvořena čtyřmi vrstvami – endokardem, myokardem, epikardem a perikardem.

Endokard je tenká vazivová blanka vystylající vnitřek srdce a pokrývající také povrch všech srdečních chlopní (viz kap. 2.3). Tloušťka blanky se pohybuje mezi 50 a 200 μm a zabraňuje prosakování krve ze srdce. Vrstva srdeční svaloviny (myokard) tvoří hlavní složku stěny srdce a je tvořena zvláštním typem svalové tkáně (viz kap. 3). Vnější povrch myokardu je pokryt serosním povrchovým povlakem – epikardem. Poslední čtvrtou vrstvou srdeční stěny je perikard (osrdečník), vazivový obal srdce. Mezi listy epikardu a perikardu je štěrbinovitá dutina, vyplněná malým množstvím čiré tekutiny, která snižuje tření mezi oběma listy při srdeční činnosti.

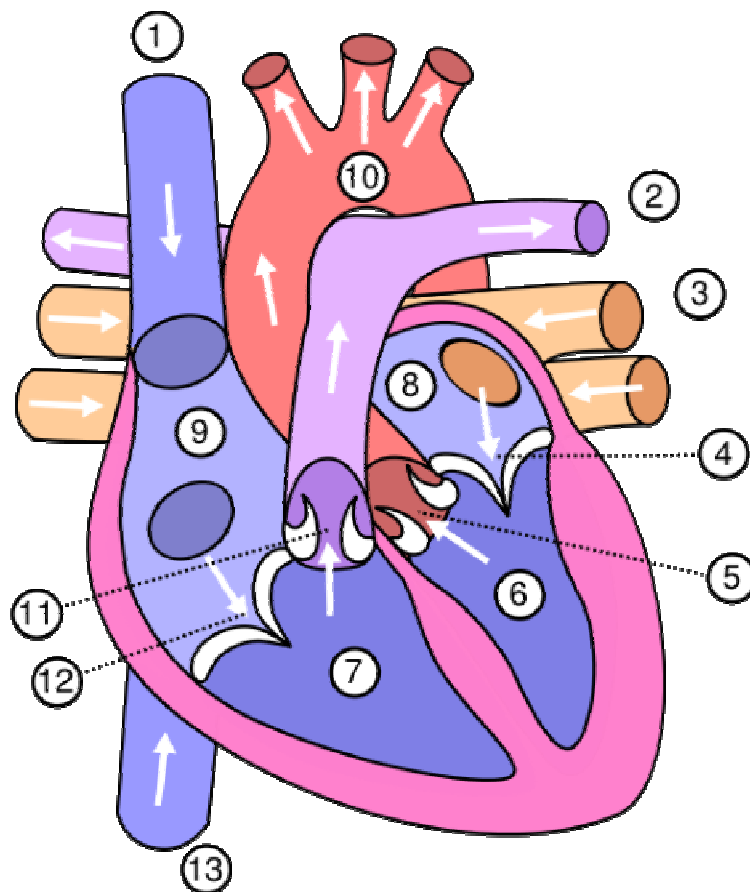
Uvnitř je srdce rozděleno na čtyři části – pravou komoru a pravou předsíň (pravé srdce) a levou komoru a levou předsíň (levé srdce). Pravé a levé srdce od sebe odděluje přepážka srdeční (septum), komory a předsíně jsou potom odděleny cípatými chlopněmi. Do pravé předsíně ústí horní a dolní dutá žíla, přivádějící sem odkysličenou krev z těla. Z pravé komory vystupuje plicní tepna, která po rozvětvení na pravou a levou plicní tepnu vede odkysličenou krev ze srdce do obou plic. Do levé předsíně je čtyřmi plicními žilami přiváděna okysličená krev z plic, která poté odtéká z levé komory srdečnicí (aortou) do těla. Stavba srdce je znázorněna na obr. 1 [18], [19], [24], [26], [29].

2.3 Srdeční chlopně

Srdeční chlopně jsou vychlípeniny endokardu, vyztužené vazivovými vlákny. V místech všech srdečních chlopní a rovněž mezi nimi jsou dále ještě podpůrné prstence, tvořené hustým fibrosním vazivem.

Mezi pravou předsíní a pravou komorou se nachází trojcípá chlopeň, která stejně jako dvojcípá chlopeň mezi levou předsíní a levou komorou zabraňuje zpětnému toku krve z komor do předsíní při komorovém stahu (systole). Ve výtokové oblasti obou komor se nacházejí poloměsíčité chlopně (aortální a pulmonální), které při uvolnění komor (diastole) zabraňují zpětnému nasátí krve z tepen do srdce.

Všechny srdeční chlopně tedy umožňují pouze jednosměrný průtok krve. Otvírání a uzavírání chlopní je dáno rozdílnými tlaky na obou stranách chlopní. Při zpětném toku krve se okraje chlopní přikládají těsně k sobě, čímž uzavírají chlopněvé ústí a opačný tok krve tak znemožňují. Uzavření cípatých chlopní (na počátku systoly) i uzavření poloměsíčitých chlopní (na počátku diastoly) je provázáno tzv. srdečními ozvy – ozvou systolickou a ozvou diastolickou – které je možno auskultačně zaznamenávat např. pomocí fonendoskopu [18], [19], [24], [26], [29].



Obr. 1: Stavba srdce: (1) Horní dutá žíla, (2) Plicní tepny, (3) Plicní žíly, (4) Mitrální – dvojcípá chlopeň, (5) Poloměsíčitá – aortální chlopeň, (6) Levá komora, (7) Pravá komora, (8) Levá předsíň, (9) Pravá předsíň, (10) Aorta, (11) Poloměsíčitá – pulmonální chlopeň, (12) Trojcípá chlopeň, (13) Dolní dutá žíla. Převzato z [1].

2.4 Koronární oběh

Koronární oběh zajišťuje krevní zásobení a vyživování srdeční stěny. Výživu srdce obstarávají dvě věnčité (koronární) tepny, které vystupují z vzestupného oddílu aorty těsně za poloměsíčitou (aortální) chlopní. Levá věnčitá tepna zajišťuje zásobování přední části septa (přepážka srdeční), převodní systém srdeční (viz kap. 5) a většinu levé komory. Pravá věnčitá tepna vyživuje pravou komoru, zadní část septa a spodní část levé komory. Průtok koronárním řečištěm podléhá zejména metabolické autoregulaci (např. změny parciálního tlaku kyslíku a CO₂, změny pH, atd.) a nervovému řízení, na kterém se podílí pouze sympatická nervová větev. Největšího průtoku koronárními tepnami je dosaženo v době diastoly srdce. Během srdeční systoly jsou totiž věnčité tepny stlačeny působícím tlakem svaloviny komor a průtok jimi je tak téměř nemožný. Odkysličená krev je pak ze stěny srdce odváděna srdečními žilami do srdečních dutin [18], [19], [24], [29].

3 Srdeční svalovina

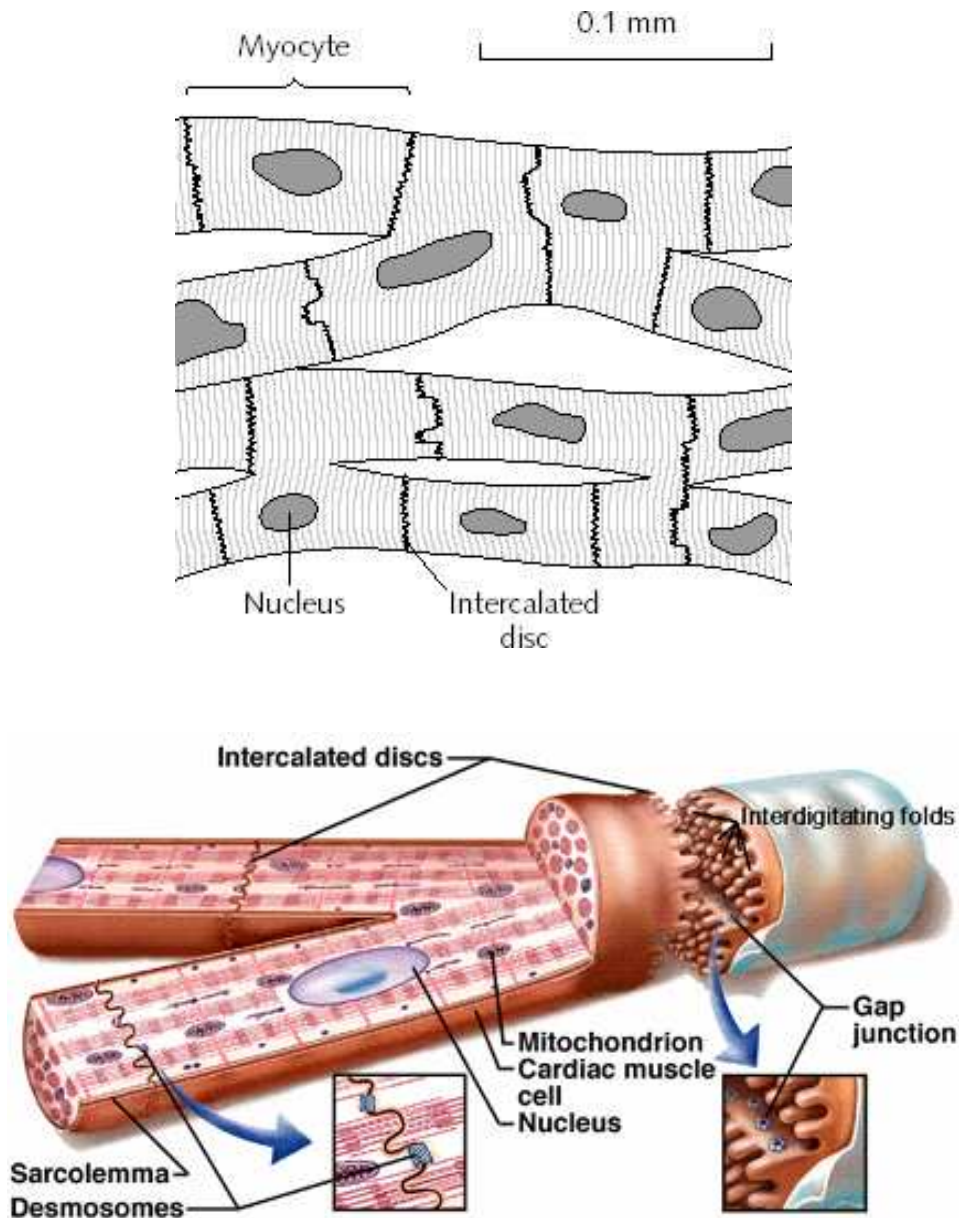
Srdeční svalovina (myokard) je zvláštním typem svalstva, které kombinuje některé vlastnosti příčně pruhované svaloviny a zároveň některé vlastnosti hladkého svalstva. Příčně pruhovanému kosternímu svalstvu se myokard podobá mechanismem kontrakce (viz kap. 7) a také příčným pruhováním svalových buněk (myocytů). Hladkému svalstvu se srdeční sval podobá zase tím, že není ovlivnitelný vůlí a že se mezi srdečními buňkami nacházejí těsná spojení typu gap junctions (nexy). Srdeční svalovinu lze z hlediska vlastností charakterizovat elektrickou dráždivostí, vodivostí, automacií a stažlivostí (kontraktibilitou):

- Dráždivost je schopnost myokardu být podrážděn elektrickým vzruchem.
- Vodivost myokardu spočívá ve schopnosti vést vzruch vyvolaný elektrickým podrážděním.
- Automacie srdce je jeho schopnost samo si v pravidelném rytmu vytvářet vlastní vzruchy (elektrické potenciály).
- Stažlivost je vlastnost srdečního myokardu reagovat stahem na podráždění, tj. schopnost konat mechanickou práci.

Myokard rozlišujeme dvojího typu: pracovní myokard a vodivý myokard. Některé části srdce, tzv. převodní systém srdeční (viz kap. 5), jsou tvořeny vodivým myokardem, který je specializován pouze pro tvorbu a přenos elektrických signálů (vzruchů), které zajišťují srdeční automacii. Veškeré další buňky srdečního svalu se označují jako pracovní myokard. Buňky pracovního myokardu tvoří stěny síní, komor i přepážek mezi nimi a svými stahy zajišťují čerpání krve. Schopnost vytvářet stahy je hlavní úlohou pracovního myokardu. Automacie pracovního myokardu je minimální a projevuje se pouze při patologických okolnostech [18], [19], [22], [24], [26], [29], [30].

3.1 Stavba srdeční svaloviny

Srdeční svalovina je tvořena jednojadernými svalovými buňkami (myocyty), které jsou spolu vzájemně funkčně i morfologicky propojeny stupňovitými přepážkami, tzv. interkalárními disky. Propojené buňky tvoří dohromady složitě se větvící svalová vlákna myokardu. Každý myocyt obsahuje centrálně uložené jádro, velké množství myofibril (vlákna bílkovin aktinu a myozinu), mitochondrií a endoplazmatického (sarkoplazmatického) retikula. Povrch vláken je kryt buněčnou membránou – sarkolemou. Stavba srdečního svalu je popsána na obrázku 2.



Obr. 2: Stavba srdeční svaloviny. Na obrázcích jsou patrná svalová vlákna, tvořená jednotlivými svalovými buňkami (myocyte), které jsou vzájemně odděleny interkalárními disky (intercalated disc). V každém myocytu je centrálně uloženo jedno jádro (nucleus). Převzato z [2] (nahore) a [3] (dole).

3.1.1 Interkalární disky

Interkalární disky vytvářejí bohatě zvrásněné membrány navazující velmi těsně na sebe. V těchto oblastech, označovaných jako spoje typu gap junctions nebo jako nexy, se vyskytuje mnoho submikroskopických kanálků, které propojují cytoplazmu (sarkoplazmu) sousedních svalových buněk. Těmito kanálky mohou volně procházet mnohé ionty (elektricky nabitě částice), čímž se mezi buňkami mohou šířit elektrické změny. Elektrické podráždění buněk srdečního svalu vyvolá svým elektrickým polem na membránách těchto buněk místní elektrické proudy, které vedou vzruch na sousední buňky a dokonce i na buňky vzdálené až několik milimetrů od místa podráždění. Díky tomuto mechanismu se podráždění i jen jediné buňky srdečního svalu může přenést na všechny buňky a vlákna celého myokardu. Srdeční sval se tak chová podobně, jako by to byl jediný buňkový útvar – jediná funkční jednotka, která se vždy stahuje jako jeden celek. Na elektrické podráždění tak srdce reaguje buď tím, že se stáhne úplně celé, nebo se nestáhne vůbec. Toto pravidlo se označuje jako tzv. zákon „vše nebo nic.“ Kromě elektrického propojení sousedních svalových buněk zastávají interkalární disky i jinou neméně důležitou funkci a to tu, že spojují sousední myocyty také mechanicky. Díky mechanickému propojení se mohou mezi buňkami přenášet kontrakční (stahové) síly. Mechanismus kontrakce je popsán v kapitole 7 [18], [22], [25], [29].

4 Vznik a vedení akčního potenciálu

Obecnou vlastností všech živých buněk je existence elektrického potenciálu na plazmatické membráně, který je dán rozdílnou koncentrací kladně nabitých kationtů a záporně nabitých aniontů vně a uvnitř buňky. Mnohé buňky mají také schopnost svůj membránový potenciál aktivně měnit prostřednictvím bílkovinných přenašečů (např. iontových kanálů nebo pump) až na hodnotu tzv. akčního potenciálu (viz kap. 4.3).

4.1 Klidové membránové napětí

Na membráně, která se chová jako izolační dielektrikum mezi dvěma listy kondenzátoru (vnější a vnitřní povrch), vzniká díky nerovnoměrnému rozložení elektrického náboje vně a uvnitř buňky potenciálový rozdíl – membránové napětí, které je v klidovém stavu uvnitř buňky vždy záporné, zatímco vně buňky je vždy kladné. Při klidovém membránovém napětí se buněčná membrána označuje jako polarizovaná.

Na klidovém membránovém potenciálu se podílí především koncentrace iontů draslíku (K^+), v menší míře pak koncentrace iontů sodíku (Na^+), vápníku (Ca^{2+}) a chloru (Cl^-). Uvnitř srdeční buňky převažuje koncentrace draselných iontů až 30x hodnotu koncentrace těchto iontů vně buňky, zatímco vně buňky převažují koncentrace sodíkových (až 10x) a chloridových iontů.

Lipidová dvojvrstva buněčné membrány je v klidu pro elektricky nabitě částice prakticky nepropustná, s výjimkou selektivní propustnosti pro ionty draslíku. Transport ostatních iontů přes membránu je přesto možný prostřednictvím bílkovinných přenašečů (např. iontových kanálů – viz kap. 4.2). Vzhledem k volné průchodnosti iontů přes membránu buňky ať už selektivně nebo transportními kanály, mají ionty tendenci přecházet po koncentračním

gradientu z vnitřního (intracelulárního) prostředí buňky do prostředí vnějšího (extracelulárního) nebo naopak, se snahou vyrovnat koncentrační rozdíly iontů mezi oběma prostředími. Ke kompletnímu vyrovnání koncentrací ovšem nedochází, jelikož odpudivá elektrostatická síla mezi ionty stejného náboje zabraňuje dalšímu průniku iontů skrz membránu. Ustaví se tak jakási termodynamická rovnováha mezi elektrickým napětím na membráně a koncentračním gradientem iontů. Pokud bychom uvažovali propustnost buněčné membrány pouze pro jediný druh iontů, potom můžeme z Nernstovy rovnice (1) spočítat rovnovážný potenciál U daného iontu jako:

$$U = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{c_1}{c_2} \quad (1)$$

R molární plynová konstanta ($R = 8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$)

F Faradayova konstanta ($F = 96487 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$)

T termodynamická teplota [K]

z náboj iontu vyjádřený v násobcích elementárního náboje [C]

$c_{1,2}$ koncentrace iontů po obou stranách membrány.

Například pro draselné ionty vychází z (1) rovnovážný potenciál o hodnotě asi -90 mV, pro sodíkové ionty je rovnovážný potenciál okolo +60 mV.

Mnohem přesnější a vhodnější je však popis membránového potenciálu pomocí Goldmanovy rovnice (2). Tato rovnice již nevyjadřuje rovnovážné napětí daného iontu, ale tzv. stacionární (ustálené) membránové napětí, které je od stavu rovnováhy vzdálené. Budeme-li považovat rozdíl v koncentracích jednotlivých iontů na obou stranách membrány za konstantní, což lze zabezpečit neustálým aktivním čerpáním iontů proti elektrochemickému gradientu, potom můžeme Goldmanovu rovnici zapsat ve tvaru:

$$U = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{\sum P_{ki} \cdot c_{ki EXT} + \sum P_{ai} \cdot c_{ai INT}}{\sum P_{ki} \cdot c_{ki INT} + \sum P_{ai} \cdot c_{ai EXT}} \quad (2)$$

P propustnost membrány pro příslušný druh iontu

k označuje kationty

a označuje anionty

EXT ... vnější prostředí

INT vnitřní prostředí.

[18], [21], [22], [25], [26].

4.2 Transport iontů přes membránu

Propustnost membrány pro ionty sodíku (Na^+), vápníku (Ca^{2+}) a chloru (Cl^-) zajišťují pasivním nebo aktivním transportem iontové kanály a bílkovinné přenašeče.

4.2.1 Pasivní transport

Pasivním transportem se označuje průchod látek buněčnou membránou bez nutnosti dodání energie. Transport probíhá pouze jednosměrně a to po směru koncentračního gradientu. Pasivní průchod látek je umožněn jednak prostřednictvím iontových kanálů a jednak pomocí bílkovinných přenašečů.

Iontové kanály jsou tvořeny integrálními bílkovinnými molekulami, které prostupují napříč celou membránou buňky. Tyto kanály jsou selektivně propustné jen pro určité typy iontů nebo molekul. Selektivita kanálů závisí na především na jejich velikosti, tvaru a povrchovém náboji. Hustota různých iontových kanálů je v různých buněčných membránách různá a významně ovlivňuje rychlost průchodu daného iontu nebo molekuly membránou. Iontové kanály mohou být trvale otevřené (propustné) – tzv. „póry“, nebo mohou být vrátkovány, tj. otevírány a zavírány v důsledku konformačních změn bílkovinné molekuly, tvořící kanál. Vrátkování může být řízeno různými mechanismy, které souvisejí s funkčním stavem buňky. Velmi časté je vrátkování napěťové, kdy ke změnám konformace bílkoviny dochází v důsledku změny elektrického napětí buněčné membrány. Při chemickém vrátkování se konformace bílkoviny mění po navázání určitého ligandu. Některé iontové kanály se vyznačují kombinací napěťového a chemického vrátkování a konečně poslední skupinu tvoří iontové kanály vrátkované mechanicky, prostřednictvím roztažení nebo smrštění buněčné membrány.

Transport většiny důležitých látek iontovými kanály skrz membránu je většinou příliš pomalý, proto existují v buněčné membráně ještě další bílkoviny, tzv. přenašeče. Přenašeč na sebe na jedné straně membrány naváže transportovanou látku a na druhé straně membrány ji po konformační změně oddělí [18], [19], [21], [25], [26].

4.2.2 Aktivní transport

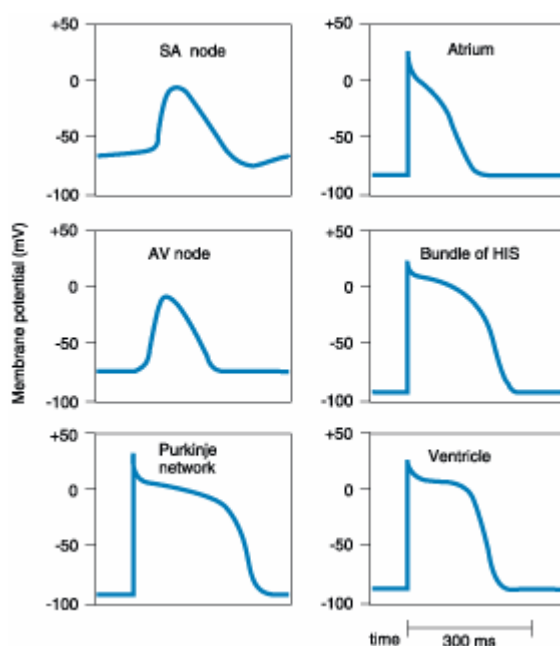
O udržování koncentrační nerovnováhy iontů vně a uvnitř buňky se starají také mechanismy aktivního transportu. Aktivní transport zajišťuje přenos molekul a iontů přes membránu ve směru elektrochemického gradientu (proti směru koncentračního gradientu), k čemuž je zapotřebí dodat dostatek energie.

Pro přenos sodných a draselných iontů se aktivní transport uskutečňuje prostřednictvím mechanismu sodíko-draslíkové pumpy. Tato pumpa je v podobě enzymového komplexu uložena v membráně buňky a energii potřebnou k přenosu získává oxidačním štěpením vazeb molekul adenosintrifosfátu (ATP) působením enzymu Na^+K^+ -ATPázy za vzniku molekul adenosindifosfátu (ADP). Při rozštěpení jednoho molu ATP se uvolňuje energie 33,5 kJ. Základem sodíko-draslíkové pumpy je integrální bílkovina buněčné membrány, která transportuje ionty a molekuly ve dvou fázích. V první fázi se bílkovinná molekula přenašeče na vnitřní straně membrány aktivuje sodnými ionty za vzniku komplexu Na^+ -bílkovina, který se na vnější straně membrány změnou konformace bílkoviny rozpadne za uvolnění sodných iontů. Druhá fáze spočívá v navázání draselných iontů na konformačně změněnou molekulu bílkoviny za vzniku komplexu K^+ -bílkovina. Fáze končí uvolněním draselných iontů na vnitřní straně membrány. Sodíko-draslíkovou pumpou se mohou oba typy iontů přenášet v různých poměrech. Nejčastěji však v poměru 3:2, kdy se čerpají 3 ionty Na^+ ven z buňky a 2 ionty K^+ do buňky [18], [19], [21], [25], [26].

4.3 Akční potenciál

Akčním potenciálem rozumíme rychlou změnu napětí na membráně některých tzv. vzrušivých buněk. Je-li při napět'ové změně překročeno určité prahové napětí, rozběhne se série dějů vedoucí nejprve k rychlému růstu napětí a následnému přepólování buňky až do kladných hodnot, následované návratem napětí zpět ke klidovému stavu buňky. Při přepólování se do jinak v klidu záporně nabitě buňky vlijí iontovými kanály kladně nabitě ionty, čímž se buňka stává kladnější. Tento proces se označuje jako depolarizace. Překmit (přepólování) membránového napětí do kladných hodnot se označuje jako transpolarizace. Při návratu napětí zpět ke klidovým hodnotám se do buňky vlévají záporné ionty, čímž se buňka stává zápornější, a takový proces se označuje jako repolarizace.

Průběh akčního potenciálu u buněk srdečního myokardu je velmi charakteristický a podstatně se odlišuje od průběhu akčního potenciálu v nervech nebo v kosterních svalech. Akční potenciál srdeční buňky se nejprve projeví rychlou depolarizací membrány z klidového napětí (-80 až -90 mV), které vyúsťuje až do stavu transpolarizace, kdy se povrch buňky stane záporným a vnitřek buňky kladným. Po tomto krátkém překmitu napětí do kladných hodnot až na hodnotu asi +30 mV se napětí na membráně buňky snižuje téměř k nulové hladině, kde setrvává asi 0,3 s (tzv. fáze plató). Poté se buňka poměrně pomalu repolarizuje, přičemž se membránové napětí vrací k původní klidové hodnotě. Průběhy akčního potenciálu u jednotlivých buněk srdce se poměrně liší (viz obr. 3, detail viz obr. 4) [19], [21], [25], [26].



Obr. 3: Průběhy akčních potenciálů buněk vodivého myokardu srdce: *vlevo nahoře* u buňky SA uzlu, *vpravo nahoře* u buňky předsíňového myokardu, *vlevo uprostřed* u buňky AV uzlu, *vpravo uprostřed* u buňky Hisova svazku, *vlevo dole* u buňky Purkyňových vláken a *vpravo dole* u buňky komorového myokardu. Převzato z [4].

4.3.1 Fáze depolarizace a transpolarizace

Depolarizace a transpolarizace je způsobena náhlým zvýšením propustnosti buněčné membrány pro sodíkové ionty. Zvětšením propustnosti membrány pro sodíkové ionty se zvýší koncentrační gradient těchto iontů, jejichž koncentrace v extracelulárním prostoru bude asi

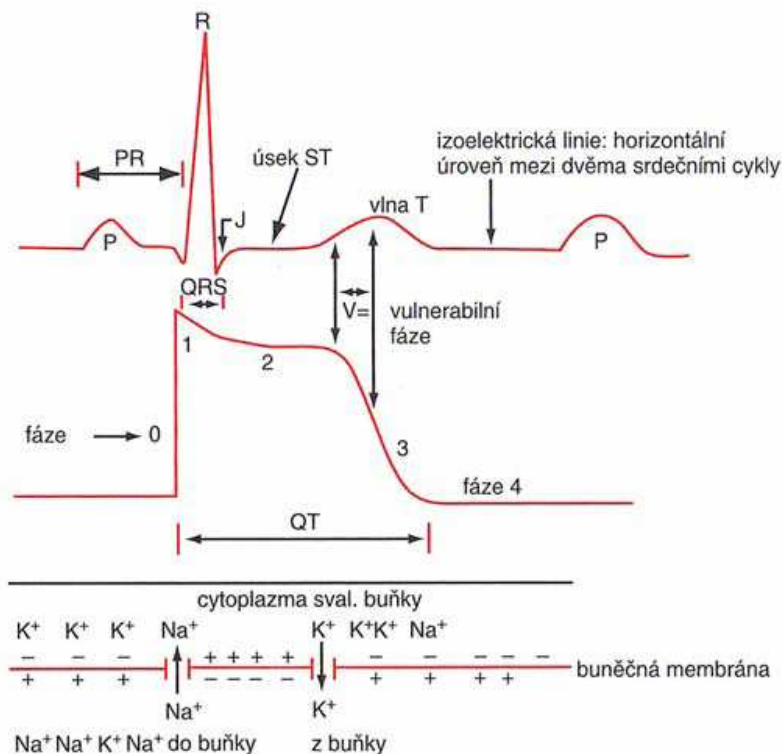
10x větší než koncentrace v intracelulárním prostoru. Určité množství sodíkových iontů pronikne buněčnou membránou přes otevřené sodíkové kanály dovnitř buňky, kde vyvolají změnu její polarizace ze záporné hodnoty napětí do kladné. Kanály jsou v činnosti pouze několik milisekund a pak se rychle inaktivují (uzavřou) [19], [21], [25], [26].

4.3.2 Fáze plató

Na fázi plató se podílejí hned tři mechanismy. Jednak se zvyšuje vodivost membrány pro vápníkové ionty, které mají podobný koncentrační gradient jako ionty sodíku. Díky tomu přispívají k udržení buňky ve fázi depolarizace. Druhým mechanismem jsou nespecifické (pomalé) iontové kanály, kterými mohou do buňky pronikat sodíkové ionty a tím udržovat depolarizaci buňky. Posledním mechanismem je ten, že se v průběhu akčního potenciálu snižuje vodivost membrány pro ionty draslíku. Díky tomu nemůže nastat návrat membránového napětí do klidových záporných hodnot, protože tento návrat závisí na vysoké vodivosti membrány pro draslík [19], [21], [25], [26].

4.3.3 Fáze depolarizace

Repolarizace nastává po odeznění zvýšené vodivosti membrány buňky pro ionty vápníku. Díky tomu vzrůstá napětí na buňce, což vede ke zvýšení vodivosti membrány pro draselné ionty. Zvýšeným odtokem draselných iontů z buňky do extracelulárního prostoru se buňka stává více a více zápornější až do chvíle, kdy se napětí na buněčné membráně vyrovná klidovému napětí [19], [21], [25], [26].



Obr. 4: Detailní průběh akčního potenciálu u buňky komorového myokardu. Jednotlivé fáze akčního potenciálu (uprostřed) jsou dány do souvislosti s EKG křivkou srdce (nahore) a iontovými toky buněčnou membránou (dole). Na průběhu potenciálu můžeme rozlišit fázi depolarizace (0), fázi brzké repolarizace (1), fázi plató (2) a fázi pozdní repolarizace (3). Fáze 4 označuje klidové membránové napětí. Převzato z [27].

5 Převodní systém srdeční

Určitá část tkáně myokardu srdce je specializovaná na periodickou tvorbu a vedení elektrických membránových změn, které zajišťují srdeční automacii – spontánní tvorbu vlastních elektrických potenciálů (vzruchů) nezávisle na okolí. Takto specializovaná část tkáně se označuje jako vodivý myokard a tvoří tzv. převodní soustavu srdeční, která je základem srdeční činnosti.

Převodní systém srdeční je tvořen sinoatriální uzlem (SA), preferenční síňovou drahou, atrioventrikulárním uzlem (AV), Hisovým svazkem, pravým a levým Tawarovým raménkem a Purkyňovými vlákny. Převodní soustava srdeční je zobrazena na obr. 5.

Buňky převodního systému srdečního jsou charakteristické malým množstvím myofibril a vysokým obsahem glykogenu (zásobního cukru) a dělí se na dva typy – buňky specializované pro tvorbu vzruchů (SA a VA uzel) a buňky určené pro rychlé vedení vzruchu. Výsledkem činnosti celého převodního systému srdce jsou rytmicky se opakující postupné kontrakční vlny celého srdečního svalu, postupující od sinoatriálního uzlu směrem k hrotu srdce, odkud se vlny dále šíří stěnami komor. Depolarizační vlna se celým srdcem šíří ve směru od endokardu k epikardu. Repolarizace na síních postupuje rovněž od endokardu k epikardu, ovšem na myokardu komor dochází k repolarizaci nejprve na epikardu a až následně se depolarizace dále se šíří k endokardu.

Vedení vzruchu srdcem je zabezpečeno aktivním procesem bez dekrementu (úbytku). Amplituda akčního potenciálu (asi 120 mV) je mnohonásobně větší než potřebná prahová depolarizace (25 mV). Šíření vzruchu myokardem je tak zabezpečeno s dostatečně velkou rezervou [18], [19], [24], [25], [26], [29].

5.1 Sinoatriální uzel

Hlavním a primárním útvarem autonomní tvorby elektrických potenciálů srdce je tzv. sinoatriální uzel (Keith-Flackův), uložený při ústí dutých žil ve stěně pravé předsíně srdeční. Tento uzel, označovaný často jako srdeční pacemaker, svou činností určuje primární tepovou frekvenci srdce, jež je dána rychlostí elektrických změn (depolarizace a repolarizace) na membránách buněk SA uzlu. Tato primární tepová frekvence je značně proměnlivá a závisí na mnoha faktorech. U dospělého člověka v klidu činí asi 72 tepů za minutu. Při fyzické nebo psychické zátěži se může podstatně zvyšovat, při určitých stavech organismu může i značně poklesnout [18], [19], [24], [25], [26], [29].

5.2 Atrioventrikulární uzel

Ze sinoatriálního uzlu se vzruch šíří rychlostí až 1,5 m/s preferenčními síňovými drahami srdeční svalovinou mezi předsíněmi na sekundární tzv. atrioventrikulární uzel (Aschoff-Tawarův), uložený na rozhraní předsíní a komor. Převod vzruchu na AV uzel musí splnit důležitou podmínku pro správnou srdeční činnost, a to že komorová systola musí začít s jistým časovým odstupem až po skočení systoly síní. Tento požadavek zabezpečuje zpomalené vedení vzruchu v AV uzlu, která je asi 0,02 m/s. Kromě snížené rychlosti vedení má AV uzel rovněž filtrační funkci, kdy např. při tachykardii (zvýšené tepové frekvenci) propouští jen některé vzruchy. Čerpací funkce srdce tak není vysokou tepovou frekvencí tachykardie ohrožena. Sekundární centrum AV uzlu se může při poškození SA uzlu ujmout

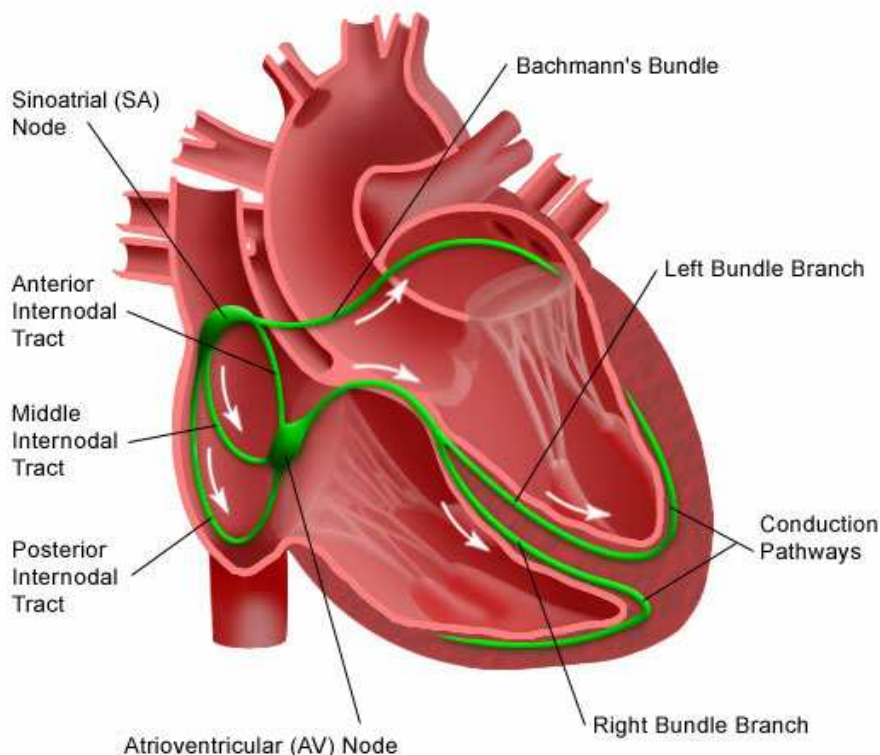
tvorby vzruchů, aby byla zachována srdeční činnost. Tepová frekvence AV uzlu je pak ovšem pouze asi 40-60 tepů za minutu [18], [19], [24], [25], [26], [29].

5.3 Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna

Z atrioventrikulárního uzlu vychází atrioventrikulární (Hisův) svazek, kterým se vzruch přenáší na svalovinu srdečních komor. Tento svazek se dále větví na dvě Tawarova raménka (pro pravou a levou komoru), z nichž každé se pak ještě následně dělí na Purkyňova vlákna, větvcí se po stěnách komor. Rychlost šíření akčního potenciálu Hisovým svazkem je asi 4-5 m/s. Takto vysoká rychlost vedení zajišťuje druhou podmínku převodu vzruchu z primárního pacemakeru na myokard komor, která říká, že všechny oblasti srdečních komor se musí stáhnout takřka současně. Díky zrychlenému vedení Hisovým svazkem se tak vzruch dostane ke konci Purkyňových vláken i přes velkou vzdálenost s minimálním časovým zpožděním. Vysokou rychlost vedení v těchto částech vodivého systému srdce určuje poměrně vysoké klidové napětí membrány příslušných buněk a velmi rychlá aktivace sodíkových kanálů. Rychlost vedení vzruchu vlastním komorovým myokardem je pak asi 0,4 m/s. V případě potřeby mohou tvorbu vzruchů převzít terciální centra v zakončení Purkyňových vláken. Frekvence akčních potenciálů se pak pohybuje v rozmezí asi 20-40 tepů za minutu.

Při depolarizaci komorového myokardu je nejprve podrážděna dolní část mezikomorové přepážky vlevo a potom postupně septum, srdeční hrot, stěna pravé a levé komory a nakonec báze levé komory [18], [19], [24], [25], [26], [29].

Electrical System of the Heart



Obr. 5: Převodní soustava srdeční: Sinoatrial node (sinoatriální uzel); anterior-, middle-, posterior internodal tract (přední-, střední-, zadní trakt spojující uzly), atrioventricular node (atrioventrikulární uzel), bundle branch (raménko, svazek), conduction pathways (vodivá dráha). Převzato z [5].

6 Refrakterita

Zvláštností srdeční svaloviny je poměrně dlouhé trvání akčního potenciálu (podráždění) a tím i dlouhá refrakterní fáze, tj. doba, po kterou sval nereaguje na další akční potenciály a nelze tak vyvolat stah srdce. Refrakterní doba (refrakterita) srdečních buněk se pohybuje okolo 200 ms (nervová vlákna nebo vlákna kosterních svalů mají refrakterní fázi asi 1-3 ms).

Dlouhá refrakterní fáze však hraje klíčový a nepostradatelný význam pro pravidelnou srdeční činnost tím, že znemožňuje vzniku superpozice (sumace) několika rychle po sobě jdoucích stahů nebo ještě hůře vzniku tetanu (křeče), který by pravidelnou činnost srdce omezil nebo úplně zastavil. Jedná se o ochranný mechanismus. S nastupující repolarizací se pak dráždivost myokardu postupně obnovuje.

Při podráždění spontánně bijícího srdce elektrickým podnětem v čase, kdy je srdce právě podrážděné, vznikne předčasný stah srdce, tzv. extrasystola. Ta však může vzniknout nejen umělým podrážděním, ale může se objevit i při patologických stavech při zvýšené dráždivosti vodivého systému srdce nebo srdečního svalu. Za jistých okolností může nastat krouživá aktivace myokardu, kdy stah a relaxace svalu probíhá v rychlém sledu za sebou. Takový stav se označuje jako fibrilace. Podle místa vzniku pak rozlišujeme fibrilace síní a komor. Zatímco fibrilace komor znamená zastavení čerpací funkce srdce, fibrilace síní není tak nebezpečná, protože komory stále plní svou přečerpávací funkci. Obnovení funkce srdce v případech fibrilace spočívá v masáži srdce, použití defibrilátoru nebo umělých kardiostimulátorů [18], [19], [24], [25], [26], [29].

7 Mechanismus kontrakce myokardu

Mechanická práce a kontrakce srdce je odezvou na elektrický signál generovaný na membránách srdečních buněk. Vlastní kontraktlní strukturou srdečního svalu jsou myofibrily tvořené aktiniovými a myozinovými vlákny. Stah svalu nastává symetrickým zasouváním vláken myozinu mezi vlákna aktinu při vytvoření příčných vazeb na určitých místech mezi oběma typy vláken.

Kontrakce každého vlákna myokardu nastává velmi rychle, jen s malým zpožděním po depolarizaci povrchové membrány svalového vlákna. Toto rychlé propojení mezi buněčnou membránou a vlastními myofibrilami zabezpečují dva systémy intracelulárních tubulů (kanálů):

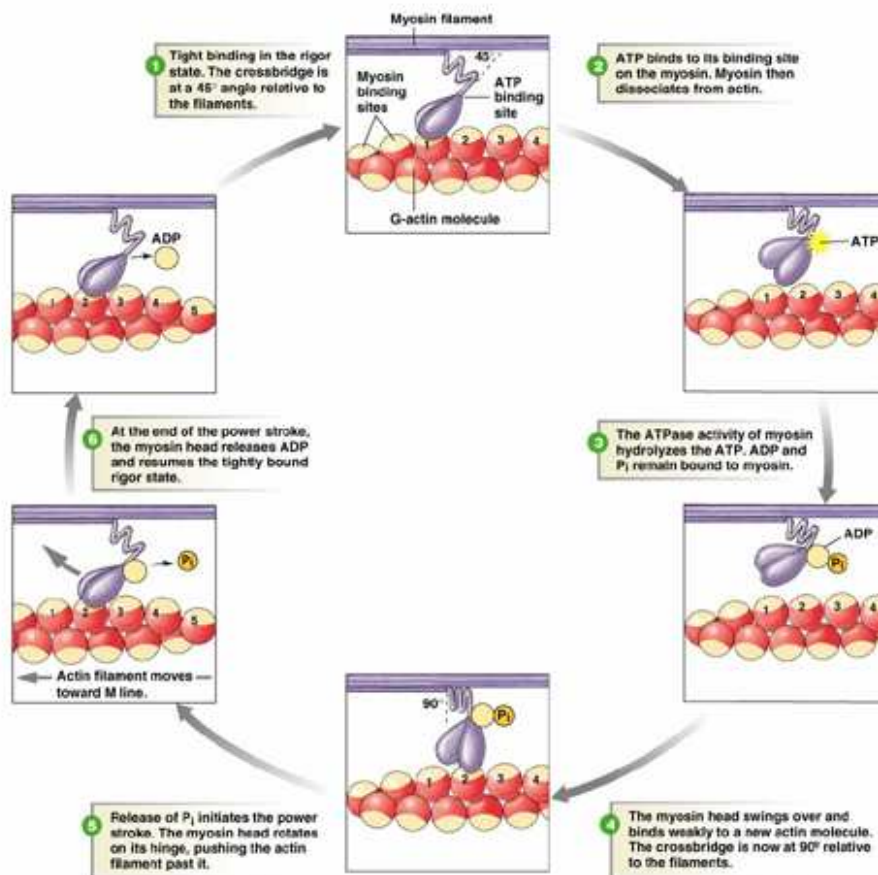
- Transverzální tubuly (T-systém)
- Sarkoplazmatické retikulum (longitudinální tubuly)

Systém transverzálních tubulů je postaven kolmo k myofibrilám a má za úkol vést akční napětí do bezprostřední blízkosti svalových vláken. Longitudinální tubuly jsou postaveny podél myofibril a zastávají především funkci rezervoáru vápenatých iontů.

V klidovém stavu nejsou vazby mezi aktiniovými a myozinovými vlákny umožněny, protože jejich vzniku brání modulační bílkoviny troponinu a tropomyozinu. Při excitaci srdečních buněk dojde k iontovým tokům skrz buněčnou membránu, přičemž hlavní úlohu

mechanické kontrakce zastávají především vápenaté ionty. Ty se do cytoplazmy buňky myokardu dostávají v průběhu akčního napětí jednak pomalým vápníkovým proudem z extracelulárního prostoru ve fázi plató a jednak rychlým vyplavením vápenatých iontů z rezervoáru sarkoplazmatického retikula uvnitř buňky. Vápenaté ionty se navazují na receptory molekul troponinu, čímž vyvolají konformační změny komplexu troponin-tropomyozin. Molekuly tropomyozinu v důsledku změny konformace vyrotují a uvolní vazební místa na aktiniových vláknech. S volnými vazebními místy na vláknech aktinu tak mohou interagovat molekuly myozinu za vzniku příčných vazeb, k jejichž vytvoření je potřeba dodat energii (viz kap. 7.1). Dodáním energie se změní konformace myozinu, která je provázena změnou úhlu mezi osou a hlavicí myozinové molekuly. Díky tomu dojde zároveň k posunu aktiniových a myozinových filament proti sobě. Poté se vazba mezi aktinem a myozinem okamžitě rozpadne, ovšem v přítomnosti vápenatých iontů a energetických molekul ATP se opět navazuje. Aktinová a myozinová vlákna se přitom vždy při vzniku nové vazby vůči sobě posunou, sarkomera se zkrátí a sval se stáhne. Síla stahu přitom závisí na množství vápníkových iontů, které jsou v buňce k dispozici. Kontrakce myokardu trvá až do fáze repolarizace buněčných membrán, kdy skončí proud vápenatých iontů do buňky i jeho uvolňování ze sarkoplazmatického retikula.

K relaxaci svalu dojde po odstranění vápníkových iontů z oblasti myofibril. Toho je dosaženo jednak aktivním vstřebáním iontů vápníku zpět do sarkoplazmatického retikula a jednak jejich aktivním vyplavením z buňky do extracelulárního prostoru činností vápníkové pumpy. Mechanismus kontrakce je popsán na obrázku 6 [18], [19], [24], [25], [26], [29].



Copyright © 2007 Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings. Fig. 12-9

Obr. 6: Mechanismus kontrakce. Popis obrázku je uveden v textu. Převzato z [6].

7.1 Energie pro vznik vazeb

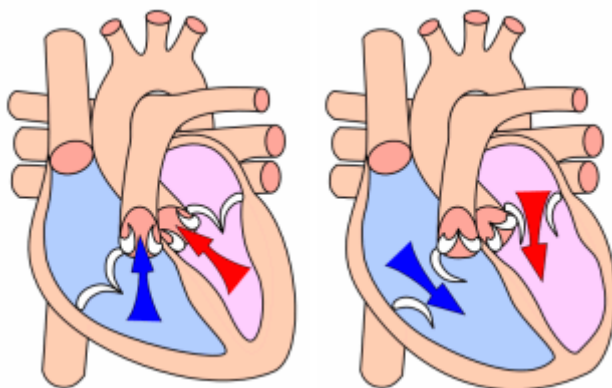
Srdeční myokard je nepřetržitě závislý na přísunu velkého množství energie. Zdrojem energie pro vytvoření příčných vazeb mezi molekulami aktinu a myozinu je chemické štěpení vazeb molekul adenosintrifosfátu (ATP) na molekuly adenosindifosfátu (ADP). Dostatek molekul ATP zajišťuje jejich produkce metabolismem organismu v tzv. Krebsově cyklu štěpení glukózy v mitochondriích. Metabolismus myokardu se však částečně odlišuje od metabolismu kosterního svalstva. Hlavním rozdílem je fakt, že srdeční myokard nedokáže získávat energii z anaerobních procesů glykolýzy v takové míře, jaká je potřeba pro normální srdeční činnost. Srdce je proto plně odkázáno na aerobní přísun energie, tj. s trvalým a dostatečným přísunem kyslíku, a nemůže pracovat na kyslíkový dluh jako sval kosterní. Odtud tedy plyne základní význam koronárního oběhu (viz kap. 2.4), zajišťující výživu srdce. Mimo energii získanou při oxidačním štěpení glukózy dokáže myokard využít energii i jiných látek jako jsou neesterifikované mastné kyseliny nebo laktát (kyselina mléčná). Při intenzivní práci se uplatňuje zejména štěpení laktátu, jehož koncentrace se při zátěži organismu zvyšuje [26].

8 Srdeční činnost

Činnost srdce je založena na propojení elektrické a mechanické složky myokardu (tzn. propojení excitace a kontrakce). Srdce pracuje jako tlakově-objemové čerpadlo, sestávající se ze dvou sériově zapojených samostatných jednotek - pravého a levého srdce. Každá jednotka, tvořená síní a komorou, funguje jako samostatná pumpa, která svými stahy (systolou) a uvolňováním (diastolou) pohání krev v krevním oběhu (viz obr. 7). Při diastole se srdce pod nízkým tlakem plní krví, při vypuzování krve v systole do aorty resp. plicnice se naopak vytváří poměrně vysoký tlak.

Vlastní tlakově-objemovou práci vykonávají především srdeční komory, které pumpují krev pod vysokým tlakem přímo do krevního oběhu. Výkon levé komory je přitom díky vypuzování krve do tělního oběhu asi 5x větší než výkon pravé komory, která vypuzuje krev pod menším tlakem do plicního oběhu. Tomu odpovídá i tloušťka svaloviny stěn komor, která je u levé komory až 3x tlustší než svalovina pravé komory.

Srdeční předsíně zastávají pouze pomocnou úlohu při plnění komor, přičemž vytvářejí jen zanedbatelný tlakový gradient, což není tak energeticky náročné, a proto je i jejich výkon zanedbatelný. Předsíně fungují pouze jako pomocná čerpadla, mají funkci rezervoáru krve a jejich stahy předcházejí stahům komor [18], [19], [24], [25], [26], [29].



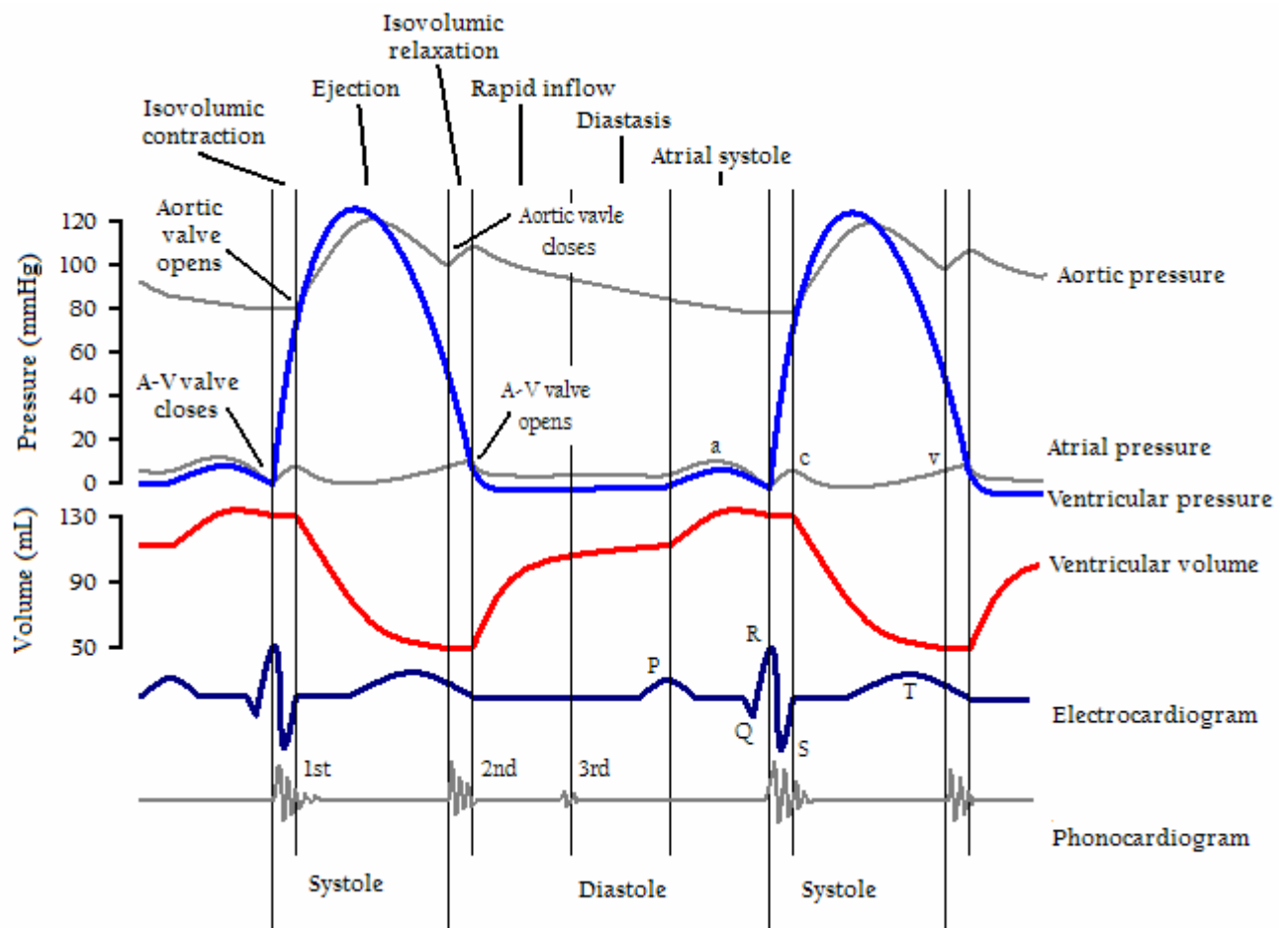
Obr. 7: Vlevo: Systola. Vpravo: Diastola. Převzato z [7], [8].

8.1 Srdeční cyklus

Srdce pracuje v periodických cyklech. Srdeční cyklus (srdeční revoluce) má čtyři fáze (viz obr. 8, 11):

- 1) Fáze plnění komor nastává při otevření cípátých chlopní mezi komorami a předsíněmi hned jakmile ochabne svalovina komor natolik, že tlak v komorách poklesne pod hodnotu tlaku v předsíních. Krev z předsíní plní srdeční komory nejprve rychle (fáze rychlého plnění), později se zpomalí současně se zpomalením tepové frekvence s koncem diastoly (fáze pomalého plnění). Plnicí fáze končí uzavřením cípátých chlopní a komory dosahují telediastolického objemu. Současně probíhá systola síní.
- 2) Fáze izovolumické kontrakce (napínací fáze) následuje po fázi plnění komor. Tlak v komorách roste a jakmile dosáhne tlaku rovného s tlakem v aortě resp. plicnici, otevírají se semilunární chlopně provázené šelestem označovaným jako 1. ozva srdeční.
- 3) Ejekční fáze vypuzení krve z komory nastává, když tlak krve v komorách převyšuje tlak v aortě resp. plicnici. Otevřenými semilunárními chlopněmi je krev vypuzena do oběhu. V tomto okamžiku vzroste tlak v aortě resp. plicnici z minimálního diastolického tlaku na maximální tlak systolický, ovšem ještě během ejekční fáze tlak opět klesá, protože se zpomalí srdeční frekvence. Hlavní část čerpací práce je soustředěna do první poloviny ejekční fáze. Ejekční fáze končí v okamžiku, kdy tlak v komoře poklesne pod hodnotu tlaku v aortě resp. plicnici. Tok krve se v tuto chvíli na krátký okamžik obrátí směr, čímž se uzavřou semilunární chlopně doprovázené 2. ozvou srdeční. Během ejekční fáze je levou komorou do tělního objemu vypuzeno asi 70 ml krve (srdeční výdej), ovšem v komoře zůstává ještě okolo 50 ml krve jako tzv. reziduální (zbytkový) objem.
- 4) Fáze izovolumické relaxace (relaxační fáze) probíhá při uzavřených chlopních. Nastává diastola komor. Tlak klesá a v komorách zbývá telesystolický objem krve. Současně nastává plnění předsíní krví a tlak v nich se zvyšuje.

[18], [19], [26], [29].



Obr. 8: Srdeční cyklus. Na obrázku jsou uvedeny křivky změn tlaku (pressure) a objemu (volume) v jednotlivých fázích srdečního cyklu. Křivka tlaku je uvedena pro srdeční síň (atrial) a komory (ventricular). Doplněna je křivka elektrokardiogramu (electrocardiogram), fonokardiogramu (phonocardiogram) a tlaku krve v aortě (aortic pressure). Naznačeny jsou fáze izovolumické kontrakce (isovolumic contraction), fáze ejekce (ejection), fáze izovolumické relaxace (izovolumic relaxation), fáze rychlého plnění (rapid inflow), fáze diastázy (diastasis) a fáze síňové systoly (atrium systole)
Převzato z [9].

8.2 Výkon srdce

Při každém stahu (systole) koná srdce jistou práci tím, že dodává určitému objemu krve zrychlení a tento objem krve čerpá proti tlakovému gradientu. Kinetická složka práce se dá vyjádřit zjednodušeně jako:

$$W_k = \frac{1}{2}mv^2 \quad [21], \quad (3)$$

kde m je hmotnost přecherpané krve a v je rychlost krevního toku v aortě (asi 0,5 metrů za sekundu). Práce potřebná pro urychlení krevního proudu je v klidu zanedbatelná a významně se projevuje až při zátěži organismu. Složka práce při čerpání vypuzeného objemu krve proti tlakovému gradientu se dá zjednodušeně popsat jako objemová práce pístu vztahem:

$$W_p = \int p \Delta V \quad [21]. \quad (4)$$

Celková práce srdce je pak rovna součtu obou složek (3) a (4).

$$W = W_k + W_p \quad [21]. \quad (5)$$

Levá srdeční komora při každém stahu vypuzuje do krevního oběhu tzv. tepový objem resp. systolický srdeční výdej ΔV (v klidu asi 70 ml krve) pod tlakem p (asi 13 kPa). Během systoly tedy vykoná levá komora mechanickou práci rovnu asi 0,93 J. Pravá komora vykoná práci přibližně 0,19 J. K systolické práci obou komor je dále nutno připočítat práci potřebnou pro vznik tepové vlny (roztažení stěn pružnickových cév). Tato práce je rovna hodnotě asi 0,24 J. Celková tlakově-objemová práce srdce tedy odpovídá asi 1,36 J. Při normální tepové frekvenci 70 tepů za minutu pak celkový mechanický výkon srdce představuje asi 1,58 W. Tato hodnota ovšem představuje zhruba pouhých 10 % celkového výkonu srdce a podílí se na aktivní kontrakci myokardu. Zbývajících 90 % výkonu je spotřebováno na udržení stálého napětí (tonusu) srdeční svaloviny. Celkový výkon srdce se tedy pohybuje okolo 16 W, což činí přibližně 13 % celkového klidového výkonu organismu.

Hodnota čistého mechanického výkonu srdce (1,58 W) se může zprvu jevit jako poměrně nízká, ale vezmeme-li v úvahu, že srdce koná mechanickou práci pravidelně po celý život, potom dospějeme k překvapujícímu výsledku. Jak uvádějí profesori Ivo Hrazdira a Vojtěch Mornstein ve své knize Lékařská biofyzika a přístrojová fyzika: „*Mechanická práce, kterou srdce vykoná za 60 let života je větší než 2 GJ, což se přibližně rovná práci potřebné k vyzvižení břemene o hmotnosti 30000 kg na vrchol Mt Everestu.*“ [21], [26].

8.3 Hemodynamické parametry

Nejdůležitějšími hemodynamickými parametry srdce jsou tepový objem, ejekční frakce, tepová frekvence a minutový srdeční výdej.

8.3.1 Tepový objem (srdeční výdej)

Jako tepový objem (TO), resp. srdeční výdej se označuje množství krve, které je vypuzeno levou srdeční komorou při systolickém stahu do krevního oběhu. V klidu je tepový objem asi 70 ml krve, při fyzické zátěži organismu může vzrůst až na hodnotu asi 120 ml. Rozdíl mezi klidovým tepovým objemem a jeho maximální hodnotou se označuje jako srdeční rezerva [18], [26], [29].

8.3.2 Ejekční frakce

Při systole je z komor v klidu vypuzen tepový objem asi 70 ml krve, ovšem na konci diastoly se v komorách nachází asi 120 ml krve (tzv. konečný diastolický objem). Po vypuzení tepového objemu tedy v komorách zůstává asi 50 ml krve. Poměr tepového objemu a konečného diastolického objemu se pak označuje jako ejekční frakce srdce, která tvoří jakousi funkční krevní rezervu srdce. Ta se může uplatnit zejména při různých regulačních zásazích, např. při zvětšení srdečních stahů, zátěži organismu, apod. [18], [26], [29].

8.3.3 Tepová frekvence

Tepová frekvence (TF) srdce je dána primárně frekvencí spontánní tvorby vzruchů SA uzlu převodního systému srdečního. V klidu je tepová frekvence rovna asi 60-80 tepů za minutu. Při zátěži organismu se může tepová frekvence zvýšit až na hodnoty okolo 200 tepů za minutu. Vyšší hodnoty tepu jsou již životu nebezpečné. V případě poškození primárního centra tvorby vzruchů SA uzlu mohou jeho funkci zastoupit jednak sekundární centrum v AV uzlu (40-60 tepů za minutu) a jednak terciální centra tvorby vzruchů v zakončení Purkyňových vláken (20-40 tepů za minutu) [18], [26], [29].

8.3.4 Minutový srdeční výdej

Množství krve, které levá komora srdeční přečerpá za jednu minutu se označuje jako minutový srdeční výdej (MSV). Spočte se jako součin tepového objemu (TO) a tepové frekvence (TF). Klidový minutový srdeční výdej je u obou srdečních komor stejný a činí asi 5-6 litrů krve za minutu. Při fyzické námaze může vzrůst až 5x (přibližně na 30 litrů za minutu). Na tomto navýšení se podílí zejména zvýšená tepová frekvence při zátěži (až 200 tepů za minutu), méně pak tepový objem (max. 120 ml). Minutový srdeční výdej se ovšem může měnit i za jiných okolností, např. při horečce, při emocích, v těhotenství, při pobytu v horkém prostředí, apod.

V závislosti na velikosti organismu se pak často uvádí tzv. srdeční index jako přepočet minutového srdečního výdeje na jednotku povrchu těla. Srdeční index se normálně pohybuje okolo 3 litrů za minutu na čtvereční metr povrchu těla [18], [26], [29].

8.4 Spotřeba kyslíku a účinnost srdce

Průtok věnčitými tepnami dodává srdci v klidu okolo 80-100 ml krve za minutu na 100 g myokardu (tzv. bazální koronární průtok). Klidová spotřeba kyslíku srdcem tedy činí asi 8-10 ml O₂ za minutu na 100 g srdečního svalu. Při zátěži organismu může průtok koronárním oběhem vzrůst maximálně na 4-5 násobek. Spotřeba kyslíku srdcem se přitom může zvýšit až na hodnotu okolo 30 ml O₂ za minutu na 100 g myokardu, přičemž vzhledem k nízké arteriovenózní diferenci kyslíku (rozdíl syčení krve kyslíkem v tepnách a žilách) v koronárním oběhu je jeho zvýšená spotřeba vyrovnávána především jeho zvýšenou dodávkou a to zejména vazodilatací cév, protože množství kyslíku dodaného srdci je při zátěži téměř stejné jako v klidovém stavu. Již v klidu je totiž dodávka kyslíku do srdce maximální.

Nejjednodušším ukazatelem spotřeby kyslíku srdečním svalem je tepová frekvence. Dalším vhodným ukazatelem spotřeby je také tzv. index systolické práce, který se počítá jako součin systolického tlaku krve a tepové frekvence srdce. Z celkové spotřeby kyslíku připadá přibližně 25 % na bazální metabolismus srdce (udržení životnosti buněk, činnost iontových pump, resyntéza ATP, atd.). Dalších asi 50 % celkového kyslíkového zásobení srdce je spotřebováno na udržení stálého napětí (tonusu) srdeční svaloviny. Spotřeba kyslíku na vypuzovací energii (kontraktilní stav a stimulace srdce) je v klidu zanedbatelná, při zatížení však může vzrůst i na 30 % celkového zásobení srdce kyslíkem.

Účinnost srdce se dá spočítat jako podíl čistého čerpacího výkonu srdce (asi 1,6 W) a celkového výkonu srdce (asi 16 W) - viz kap. 8.2. Z poměru obou veličin vychází účinnost

srdce v klidu asi 10 %. V závislosti na arteriálním tlaku se však účinnost srdce běžně pohybuje mezi 5 a 35 %. Při vyšších arteriálních tlacích je účinnost nižší, protože srdce musí vynaložit více energie jako na stejně velkou práci při nízkém tlaku. Je tedy jasné, že např. zvýšený arteriální tlak srdce neúměrně zatěžuje, což často vede k různým chorobám a nemocem.

Při zásobování jednotlivých orgánů těla krví se přednostně udržuje dostatečné krevní zásobení mozku (asi 13 % klidového MSV), protože se jedná o životně důležitý orgán. Poklesnout nesmí ani zásobení samotného srdečního svalu věnčitými (koronárními) cévami (asi 5 % MSV). Ledvinami prochází okolo 25 % MSV a slouží ke kontrolním a vylučovacím funkcím tohoto orgánu. Průtok krve kůží činí asi 10 % MSV a využívá se především k termoregulaci. Zatímco krevní zásobení kosterních svalů v klidu není příliš velké, při tělesné námaze roste jejich prokrvení až na 75 % MSV. Během trávení se taktéž notně zvedá MSV, podílející se právě na této činnosti. Je tedy jasné, že lidský organismus není schopen provádět několik energeticky náročnějších činností zároveň – např. trávit a fyzicky se namáhat [18], [26], [29].

8.5 Řízení srdeční činnosti

U srdce se vyvinula řada kontrolních mechanismů zajišťující součinnost pravého a levého srdce, které umožňují rychle a efektivně reagovat na aktuální stav organismu změnami srdečního výdeje, tepového objemu, tepové frekvence, krevního tlaku a dalších. Kontrolní mechanismy mají základ především ve fyziologických vlastnostech srdce (autoregulační mechanismy), ale jedná se také o mechanismy uskutečňující se nervovou nebo hormonální cestou [18], [26], [29].

8.5.1 Autoregulační mechanismy

Mezi autoregulační mechanismy patří zejména mechanismy myogenní (vycházející ze svaloviny cév) a mechanismy metabolické (chemické). Myogenní kontrolní mechanismy spočívají v regulaci prokrvení jednotlivých částí organismu vazodilatací (rozšíření) nebo vazokonstrikcí (zúžení) cév v závislosti na změnách krevního tlaku. Metabolické mechanismy autoregulace přizpůsobují prokrvení jednotlivých částí organismu jejich aktivitě, tj. změnám metabolismu orgánů. Lokální navýšení koncentrace některých produktů metabolismu daného orgánu mohou vyvolat příslušnou regulační odezvu.

Jak se ukázalo v předchozích kapitolách, časová a prostorová sumace akčních potenciálů není u rytmicky pracujícího srdce možná. Proto se vyvinuly další dva autoregulační mechanismy, kterými se stupňuje síla srdečních stahů.

Prvním mechanismem je tzv. Frankův-Starlingův princip. Ten říká, že výdej levé srdeční komory by se měl v určitém časovém rozmezí rovnat výdeji pravé komory. „*Za normálních podmínek činí objem komory na konci diastoly asi 130 ml a této náplni komory odpovídá tepový objem (množství krve, které komora vypudí při jedné systole) asi 70 ml. Jestliže se zvýší venózní návrat krve na 180 ml, zvýší se tepový objem komory asi na 90 ml.*“ (Kolektiv fyziologického ústavu 1. LF UK, 2002). Toto navýšení tepového objemu je onou autoregulační schopností srdce, které tímto způsobem kompenzuje zvýšené plnění komory v diastole zvýšením vypuzeného objemu krve v systole. Velikost tepového objemu srdeční

komory tedy závisí na jejím diastolickém plnění. Při malém diastolickém plnění srdce je stah myokardu slabý a tepový objem malý, jakmile se zvětší diastolické plnění, vzroste několikanásobně síla stahu i tepový objem. Frankův-Starlingův zákon dále říká, že velikost srdečního stahu závisí na klidové délce kontraktálních elementů - sarkomer: čím více se srdeční dutiny naplní krví, tím více se sarkomery protáhnou, a tím mohutnější kontrakce se vyvine. Podstata tohoto tvrzení vychází ze struktury srdečních vláken (viz kap. 7). V klidovém stavu jsou konce aktinových vláken uprostřed sarkomer a navzájem se překrývají, čímž prakticky téměř vůbec neumožňují vzniku příčných vazeb s myozinovými vlákny. Síla stahu srdečního svalu je proto malá. Při plnění srdce krví v průběhu diastoly ovšem dochází k roztažení myokardu, čímž se prodlouží délka sarkomer. Aktinová vlákna se povysunou tak, že se zmenší jejich překryv a ta pak mohou mnohem lépe interagovat s vlákny myozinu za vzniku mnoha vazeb, čímž se stah svalu automaticky zesílí. Při dalším prodloužení sarkomery se síla stahu dále zvyšuje.

Druhý mechanismem ovlivňující sílu stahu myokardu je tzv. frekvenční (inotropní) efekt srdečního rytmu. Ukázalo se, že při dráždění myokardu se zvětšuje síla stahu s rostoucí frekvencí dráždění a to až do určitého maxima (optimální frekvence). Po jeho dosažení se síla kontrakce opět snižuje. Dá se říct, že zvýšení tepové frekvence srdce ve fyziologickém rozmezí je vždy spojeno s výrazným zvýšením síly stahů. Podstata tohoto mechanismu souvisí s množstvím vápníkových iontů, které se uplatňují při svalové kontrakci srdce. Při vyšší tepové frekvenci se zvýší množství vápenatých iontů, které se dostávají za jednotku času do srdečních buněk. Zároveň je z buňky vyplaveno mnohem méně iontů vápníku. Na každý stah je k dispozici více aktivátoru a srdce tak může vyvinout větší sílu, dokonce v kratším čase [18], [26], [29].

8.5.2 Nervové řízení

Srdeční činnost je neustále ovlivňována vegetativními sympatickými (budící vliv) a parasympatickými (tlumivý vliv) nervovými vlákny s centrem v prodloužené míše. Tyto nervy ovlivňují jednak tepovou frekvenci srdce (chronotropní účinek), jeho kontraktibilitu (inotropní účinek), dráždivost (bathmotropní účinek) a konečně i rychlost vedení vzruchu zejména AV uzlem (dromotropní účinek).

Nervové větve sympatiku ovlivňuje zmíněné parametry v kladném smyslu (zvyšuje, zrychluje) prostřednictvím vazby mediátoru noradrenalinu na tzv. baroreceptor v buněčné membráně. Nervové větve parasympatiku ovlivňují účinky v negativním smyslu (snižuje, zpomaluje). Mediátorem parasympatiku je acetylcholin.

Mechanismy nervového působení jsou dosti složité a mají základ především ve změnách vodivosti buněčných membrán pro jednotlivé ionty po navázání mediátorů. Míra aktivity nervového podráždění závisí na mnoha faktorech. Zejména se jedná o vedení aferentních vzruchů do prodloužené míchy při podráždění aortálních a kyfotických baroreceptorů působením tlaku krve a parciálního tlaku CO₂ v organismu. Některé srdeční reflexy vznikají při podráždění receptorů nacházející se přímo v srdci. V srdečních předsíních jsou mechanoreceptory, drážděné předsíňovou systolou (receptory A) a diastolou (receptory B). Oba typy zvyšují srdeční aktivitu při zvýšeném přítoku krve do srdce. Jejich podrážděním vzniká tachykardie – zvýšená tepová frekvence (Bainbridgův reflex). V komorách srdce se nachází receptory reagující na mechanické nebo chemické podněty. Vyvolávají zejména bradykardii - zpomalení srdečního tepu (Bezoldův-Jarischův reflex).

Činnost kardiomotorických nervových center v prodloužené míše mohou ovlivnit i jiná nervová ústředí, např. dýchací ústředí nebo činnost mozkové kůry. Podobně působí i psychické a emoční vlivy [18], [26], [29].

8.5.3 Hormonální vlivy

Činnost srdce může být ovlivněna také hormonálně. Zejména se jedná o hormony adrenalin a noradrenalin, které jsou vylučovány dřením nadledvinek při zátěžových situacích, při emocích a stresu. Hormony působí na srdce podobně jako dráždění sympatickou (budící) nervovou větví. Nápadný je především inotropní účinek ovlivňující sílu srdeční kontrakce. Chronotropní účinek postihující tepovou frekvenci většinou překrývá reflexní dráždění parasympatiku. Inotropně působí na srdce také hormon glukagon, který zvyšuje koncentraci krevního cukru [18], [26], [29].

9 Elektrokardiografie (EKG)

Srdeční činnost provázejí akční potenciály tvořené převodní soustavou srdeční, které se v průběhu srdeční akce mění. Mění se součet akčních potenciálů můžeme neinvazivně vizuálně pozorovat pomocí lékařského přístroje – elektrokardiografu – v podobě EKG křivky. Normální křivka má charakteristické tvary, z nichž lze zjistit správnou činnost srdce. V případě chorobných stavů srdce se tvar křivky mění. Lékařský obor, který se zabývá snímáním elektrické aktivity srdce se pak označuje jako elektrokardiografie (EKG).

9.1 Fyzikální podstata EKG

Buňky srdečního myokardu i okolních tkání jsou elektricky vodivé, přičemž elektrická vodivost buněčných membrán se mění v závislosti na činnosti akčních potenciálů, které se projevují depolarizací, resp. repolarizací buněk. Depolarizované buňky mají kladný elektrický náboj, zatímco nedepolarizované buňky nesou náboj záporný. Okolí každé dvojice depolarizované buňky a buňky v klidu potom představuje elektrický dipól, který lze charakterizovat elementárním dipólovým vektorem s definovanou velikostí a směrem. Směr vektoru je směruje od kladného náboje (depolarizovaná buňka) k zápornému náboji (buňka v klidu).

Depolarizované a nedepolarizované úseky celého srdečního myokardu tedy můžeme považovat za soustavu elektrických dipólů (pole elektrických dipólů), kdy lze příspěvky každé dvojice buněk nahradit celkovým sumačním dipólovým vektorem, který se označuje jako vektor srdeční. Srdeční vektor v každém časovém okamžiku mění svou velikost i směr podle postupu vzruchové vlny. V případě, že jsou všechny buňky myokardu současně depolarizovány nebo nedepolarizovány, vektory elementárních dipólů se vzájemně vyruší a výsledný srdeční vektor je nulový. V ostatních případech během srdečního cyklu opisuje srdeční vektor čtyři smyčky (při depolarizaci a repolarizaci síní a depolarizaci a repolarizaci komor) [18], [21], [26], [29], [30].

9.2 Snímání srdečního vektoru

Sumační napěťový vektor (vektor srdeční) je možno díky vodivosti okolních tkání snímat z povrchu těla pomocí elektrod.

„Elektrická aktivita srdce se projevuje změnami elektrického napětí i na povrchu těla. Tyto změny vznikají sumací elektrických projevů všech srdečních buněk. Protože jednotlivé buňky nemají v daném okamžiku stejnou hodnotu akčního potenciálu a nepracují zcela synchronně, tečou po povrchu membrán a všude kolem srdce elektrické proudy. A protože jsou tkáně lidského těla díky obsahu velkého množství elektricky nabitých iontů vodivé, vznikají mezi různými místy povrchu těla rozdíly elektrických potenciálů, jejichž průběh v čase zaznamenává elektrokardiografie.“ (Kolektiv fyziologického ústavu 1. LF UK, 2002).

Napětí snímané na elektrodách v každém časovém okamžiku odpovídá průmětu srdečního vektoru na spojnici svodových elektrod (tzv. projekce srdečního vektoru). Velikost naměřeného napětí na elektrodách pak závisí jednak na vzdálenosti elektrod od elektrického dipólu, jednak na vodivosti tkání mezi dipólem a elektrodami a jednak na vzájemné poloze dipólového vektoru a snímacích elektrod. Maximum napětí naměříme tehdy, jsou-li elektrody orientovány ve směru srdečního vektoru, nulové napětí na elektrodách naměříme při kolmém umístění elektrod na směr vektoru [18], [21], [26], [29], [30].

9.3 Svody

K registraci elektrických potenciálů srdce z povrchu těla slouží elektrody, které se zapojují do svodů. Svody rozlišujeme dvojího typu, bipolární a unipolární. Pokud zaznamenáváme napětí jako rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami, pak jde o bipolární zapojení. Spojíme-li elektrody dohromady přes dostatečně velký odpor, dostáváme místo s nulovým potenciálem (tzv. Wilsonova svorka). Měříme-li pak napětí mezi aktivní elektrodou a touto svorkou, jedná se o zapojení unipolární. Do skupiny bipolárních svodů patří tři končetinové svody podle Einthovena, k unipolárním svodům patří tři svody podle Goldberga a šest hrudních svodů podle Wilsona. Často se uvádí také rozdělení svodů podle roviny, ve které se snímá průmět srdečního vektoru. Jsou to rovina frontální, kam se řadí končetinové svody, a rovina transverzální, do které patří hrudní svody.

Jednotlivá svodová místa se označují písmeny a příslušné elektrody jsou pak standardně značeny mezinárodně uznávanými barvami: R (předloktí pravé ruky – červený), L (předloktí levé ruky – žlutý), F (levá noha – zelený). Zemnicí elektroda (N) je standardně černá [18], [21], [26], [29], [30].

9.3.1 Einthovenovy končetinové svody

Bipolární končetinové svody podle Einthovena (označují se také jako standardní svody) měří rozdíl napětí mezi dvěma aktivními elektrodami. Elektrody bývají umístěny na zápěstích obou horních končetin a na bérce levé dolní končetiny. Na bérce pravé nohy je umístěna zemnicí elektroda. Jednotlivé kombinace svodů se označují římskými číslicemi I, II a III. Svod I měří rozdíl napětí mezi elektrodami na pravé a levé ruce, svod II zaznamenává potenciálové rozdíly mezi elektrodami na pravé ruce a levé noze a svod III detekuje rozdíly napětí mezi elektrodou na levé ruce a elektrodou na levé noze [18], [21], [26], [29], [30].

9.3.2 Goldbergovy končetinové svody

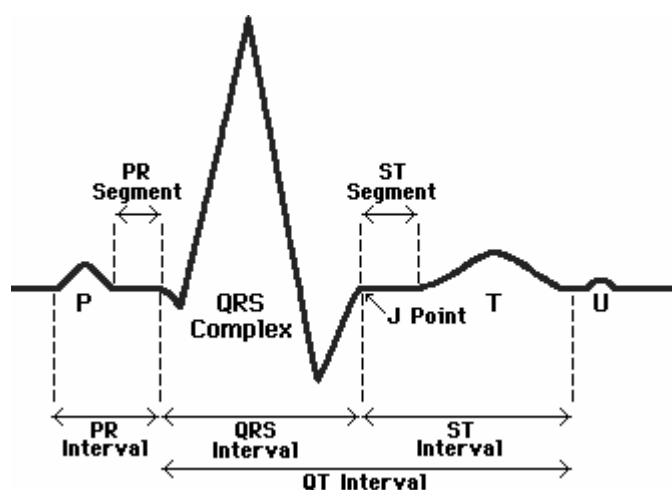
Unipolární končetinové svody podle Goldbergera tvoří tři svody VR, VL a VF a tři zesílené svody aVR, aVL a aVF. Elektrody jsou opět umístěny na obou horních končetinách a na levé dolní končetině. Všechny svody měří rozdíl potenciálů mezi aktivní měřicí elektrodou a centrální (Wilsonovou) svorkou s nulovým potenciálem, která je přes velké odpory propojena se zbývajících elektrodami. Nulový potenciál na Wilsonově svorce vyplývá z Kirchhoffových zákonů. Jednotlivé svody propojují aktivní elektrodu přes odpor s Wilsonovou svorkou se označují VR (aktivní elektroda na pravé ruce), VL (aktivní elektroda na levé ruce) a VF (aktivní elektroda na levé noze). Pokud se odpojí odpor vedoucí k aktivní elektrodě, zaznamenaný rozdíl potenciálů se zvětší asi o polovinu. Takto zesílené napětí se potom měří na svodech s označením aVR, aVL, aVF [18], [21], [26], [29], [30].

9.3.3 Unipolární hrudní svody

U unipolárních hrudních svodů podle Wilsona se měří vždy rozdíl potenciálů mezi indiferentní elektrodou, vytvořenou spojením tří končetinových svodů přes odpor Wilsonovy svorky, a měřicí elektrodou, která je umístěna na jednom ze šesti specifických míst na hrudníku. Svody se označují V₁-V₆ [18], [21], [26], [29], [30].

9.4 EKG křivka

Výsledkem registrace jednotlivých svodů je EKG křivka – záznam časového průběhu elektrického vektoru srdečního. Nejčastěji se elektrokardiogram zaznamenává ze II. Einthovenova svodu, který snímá napětí přibližně ve směru elektrické srdeční osy, tj. ve směru maximálního rozdílu potenciálů. Typická EKG křivka ze II. standardního svodu je na obrázku 9 [18], [21], [26], [29], [30].



Obr. 9: Typická EKG křivka ze II. Einthovenova svodu. Převzato z [10].

9.4.1 Vlna P

EKG křivka II. svodu začíná pozitivní vlnou P, která odpovídá aktivaci (systole) předsíní (šíření potenciálu ze sinoatriálního uzlu na atrioventrikulární uzel). Frekvence P vlny je asi

50-100 min⁻¹ a doba trvání se pohybuje průměrně okolo 80 ms. Vektor vlny P směřuje zprava doleva dolů, proto je vlna P pozitivní ve všech standardních i unipolárních svodech kromě svodu aVR, V₁ a případně III [18], [21], [26], [29], [30].

9.4.2 Úsek PQ

Po depolarizaci celého síňového myokardu, v době převodu vzruchu na pracovní myokard komor se na EKG záznamu objevuje krátký úsek PQ (tzv. 1. izoelektrická linie), který se nachází v oblasti nulové hodnoty potenciálu. V tomto úseku srdce nevydává žádný signál. Délka trvání tohoto úseku je asi 0,12-0,20 s [18], [21], [26], [29], [30].

9.4.3 Komplex QRS

Po úseku PQ následuje složitý komorový komplex QRS tvořený malým negativním píkem Q, velkým pozitivním kmitem R a malým negativním kmitem S. Pík Q je způsoben aktivací srdeční přepážky (septa) komorového myokardu. Objevuje se během prvních 20 ms trvání celého komplexu QRS. Po píku Q následuje během dalších 20-40 ms výchylka R, která nastává při aktivaci (systole) stěn komorového myokardu. Po doznění R signálu se díky aktivaci levého horního rohu při bázi levého komorového myokardu projevuje signál S o délce asi 20 ms. Komplex QRS má běžně trvání asi 0,06-0,1s [18], [21], [26], [29], [30].

9.4.4 Úsek ST

Po depolarizaci komor nastává komorová depolarizace, během níž se QRS komplex vrací k nulové linii, která pokračuje ve fázi plató membránového potenciálu jako interval ST (2. izoelektrická linie) v oblasti nulového potenciálu, po který srdce nevydává žádný signál [18], [21], [26], [29], [30].

9.4.5 Vlna T

Nakonec se projevuje výchylka T trvajícím asi 160 ms, která nastává při repolarizaci (diastole) komor myokardu [18], [21], [26], [29], [30].

9.4.6 Vlna U

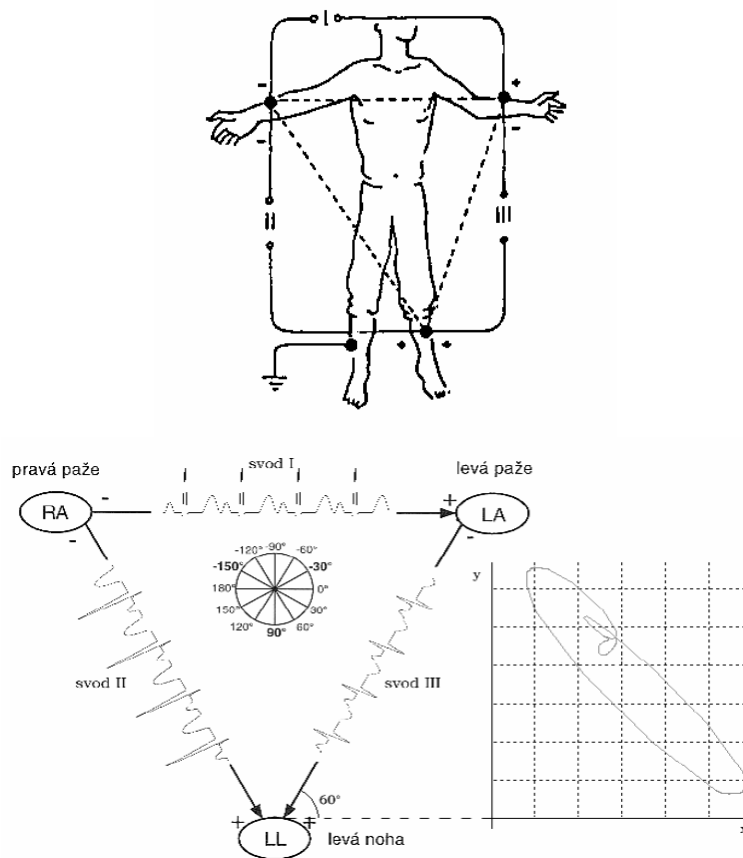
Po vlně T se někdy může objevit nízká pozitivní vlna U. Původ vzniku této vlny však není zcela objasněn. Uvažuje se, že se snad jedná o výsledek prodloužené depolarizace zvláštních pracovních buněk myokardu uložených subepikardiálně [18], [21], [26], [29], [30].

9.5 Vyhodnocení EKG křivky

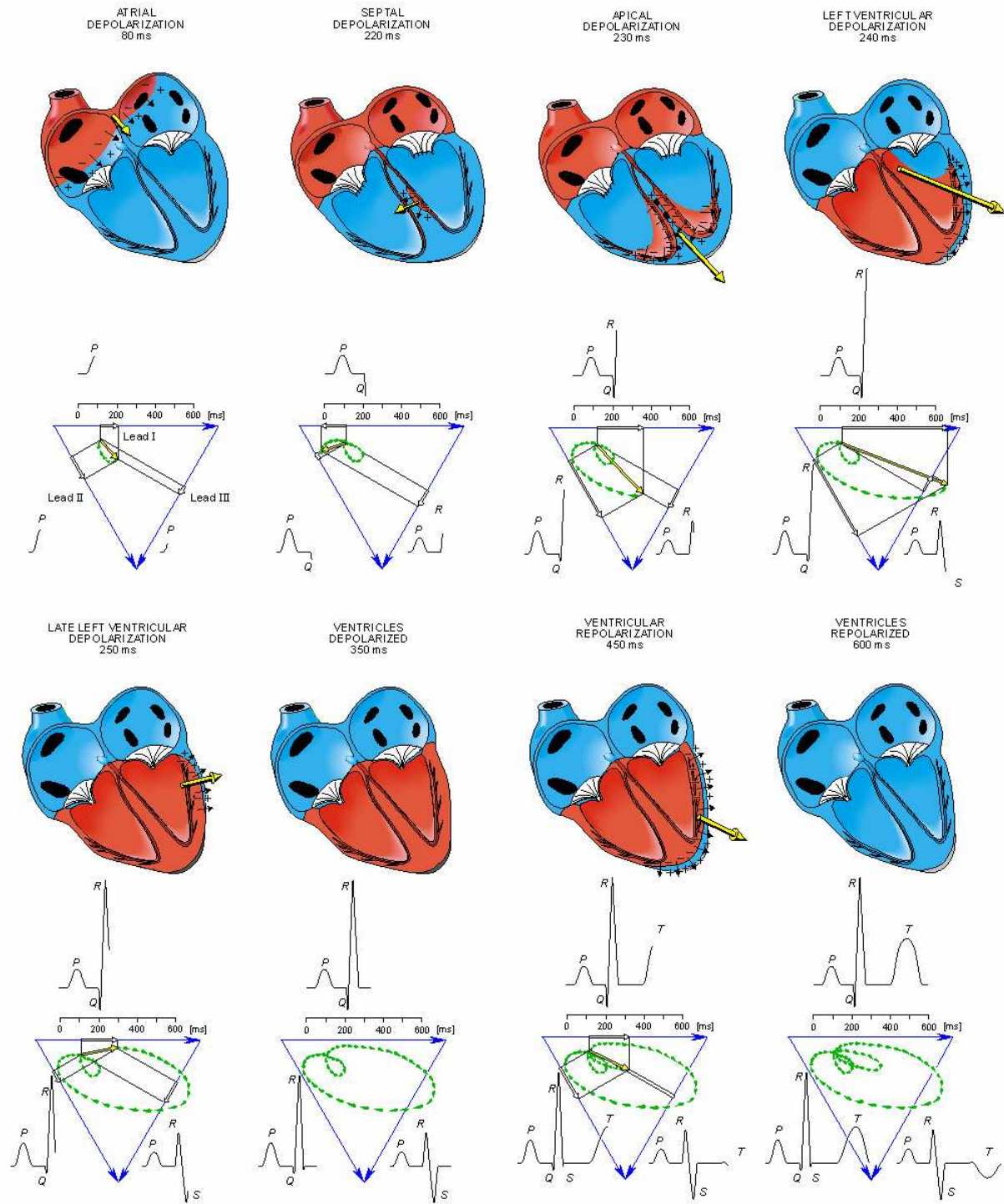
Na EKG záznamu se nejčastěji vyhodnocují délky intervalů R-R, tzv. tepový interval, jehož převrácená hodnota určuje tepovou frekvenci srdce. Průměrná délka tepového intervalu činí asi 0,83 s (tj. 72 tepů za minutu). Dále interval P-Q, tj. čas od začátku aktivace předsíní do začátku aktivace komor. Průměrně má délku asi 0,16 s a označuje se jako čas předsínokomorového převodu. Dále se měří interval Q-T, tj. doba trvání elektrické aktivity komor. Tato doba značně závisí na tepové frekvenci. V klidu se pohybuje okolo 0,37 s, při fyzické zátěži může klesnout až na 0,2 s [18], [21], [26], [29], [30].

9.6 Einthovenův trojúhelník

EKG křivku lze zjednodušeně aproximovat umístěním standardních Einthovenových svodů I, II a III do vrcholů rovnostranného tzv. Einthovenova trojúhelníka se srdcem v jeho středu (viz obr. 10). Na jednotlivé strany trojúhelníka se vynáší velikost kmitu R křivky EKG v příslušném svodu zmenšený o negativní výchylku. Součtem vyšších vektorů podle geometrických pravidel potom získáme výsledný elektrický vektor srdce, tzv. srdeční osu, jejíž směr a velikost koresponduje s umístěním srdce v hrudníku a s jeho velikostí. Normální sklon elektrické osy srdeční se u dospělých pohybuje v rozmezí od $+90^\circ$ do -30° . Zde pak rozlišujeme tzv. pravý typ s úhly sklonu $+120^\circ$ až $+90^\circ$, svislý typ se sklonem $+90^\circ$ až $+60^\circ$, indiferentní typ s úhly od $+60^\circ$ do $+30^\circ$ a levý typ se sklonem srdeční osy od $+30^\circ$ do -30° [18], [21], [26], [29], [30].



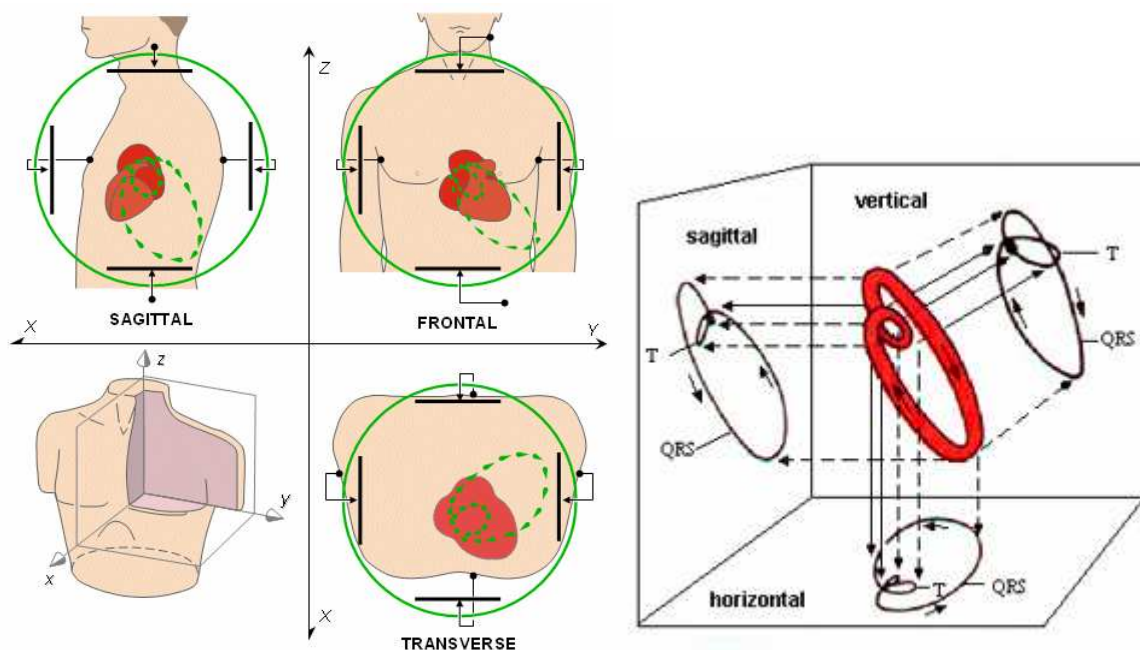
Obr. 10: Einthovenův trojúhelník. Převzato z [11], [28].



Obr. 11: Cyklus srdce s odpovídajícími záznamy EKG a VKG křivek. Převzato z [27].

10 Vektorkardiografie (VKG)

Zaznamenáme-li velikost i směr vektoru srdeční osy v každém časovém okamžiku a propojíme-li hroty všech těchto vektorů, dostaneme tzv. vektorkardiografickou smyčku neboli vektorkardiogram (VKG) – viz obrázek 12. Vektorkardiogram tedy představuje integrál okamžitých srdečních vektorů, z nichž lze derivací získat křivku EKG. Běžně se smyčky vektorkardiogramu zaznamenávají ve svodech tří na sebe kolmých rovin (tzv. Frankovy ortogonální svody v rovině frontální, horizontální a sagitální). Používá se bipolárních elektrod, které se umísťují v transverzální rovině do 4. mezižebří střední klavikulární čáry vlevo a vpravo, ve vertikální rovině na krk a levou nohu a v sagitální rovině do 4. mezižebří nad hrudní kostí a ve stejné výši nad páteří (viz obr. 12). Během srdečního cyklu opisuje srdeční vektor čtyři smyčky (při depolarizaci a repolarizaci síní a depolarizaci a repolarizaci komor) – viz obrázek 11. Smyčka depolarizace síní nebývá mnohdy zřetelná a je nutno ji zvětšovat. Nejdůležitější je smyčka QRS komplexu, která má normálně tvar ovoidu, jehož delší osa sleduje prostorové uložení elektrické osy srdeční. Smyčka vlny T bývá menší a tvarem zhruba odpovídá smyčce QRS komplexu. Za normálních okolností rotují smyčky vektorkardiogramu v čase proti směru hodinových ručiček. Izoelektrická linie nulového potenciálu se zapisuje do elektrického středu záznamu. Za patologických okolností se tvar, směr i rychlost rotace smyček vektorkardiogramu mění. Při specifických patologiích se dokonce smyčky nemusí ani uzavřít [18], [21], [26], [29], [30].



Obr. 12: Záznam VKG křivek v hlavních anatomických rovinách. Převzato z [27], [12].

10.1 Přepočítání EKG na VKG

Přepočítání EKG signálu na VKG lze ve frontální rovině realizovat za pomoci goniometrických funkcí s použitím tří Einthovenových svodů podle obrázku 10 vpravo. Pro souřadnice VKG vyjde:

$$\begin{aligned}x &= I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \\y &= I \cdot \operatorname{tg}(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ)\end{aligned} \quad [28]. \quad (6)$$

Máme-li k dispozici tři ortogonální EKG svody (X, Y a Z), můžeme vektorkardiogram v prostoru popsat ve sférických souřadnicích pomocí vektoru a dvou úhlů:

$$\begin{aligned}A &= \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \\ \phi &= a \tan\left(\frac{-Y}{\sqrt{X^2 + Z^2}}\right) [15]. \\ \lambda &= a \tan\left(\frac{Z}{X}\right)\end{aligned} \quad (7)$$

10.2 Aplikace VKG

S rozvojem jiných zobrazovacích metod ztrácí v současné medicíně vektorkardiografie na významu. Vektorkardiogram je velmi složitý signál a neumožňuje analýzu poruch srdečního rytmu, proto není v praktické elektrokardiografii příliš rozšířen. Vektorkardiogram je totiž trojrozměrný signál, jehož klasifikace a hodnocení je ve srovnání s klasickým jednorozměrným EKG signálem velmi složitá. Přesto vektorkardiografie poskytuje vysokou diagnostickou přesnost a je proto vhodnou diagnostickou metodou především pro studium vrozených srdečních vad a ischemických chorob srdce. Velkým diagnostickým přínosem může být i při některých kombinovaných obrazech jako jsou blokády, infarkty myokardu, hypertrofie srdce, apod. Současná medicína využívá VKG zejména pro výpočty EKG křivek a archivaci záznamů. Křivky EKG se velmi snadno získávají pouhou derivací vektorkardiografických záznamů. Některé studie rovněž poukázaly na velkou výhodu vektorkardiografie v možnostech sběru informace zejména změn QRS komplexu (viz kap. 9.4.3), které jsou popsány pouze jediným parametrem. Z praktického hlediska je nejvýznamnější vektorkardiografie ve frontální rovině [18], [21], [26], [29], [30].

11 Tvorba programové aplikace

V této kapitole bude popsán návrh a tvorba programové aplikace pro výpočet a grafickou prezentaci vektorkardiogramu z experimentálních dat ÚBMI. Programová aplikace byla vytvořena v softwarovém prostředí Matlab verze 7.7.0.471 (R2008b). Pro výpočet a grafickou prezentaci vektorkardiogramu byly vyvinuty celkem dvě programové aplikace, z nichž každá je specificky určena pro jiný účel. Aplikace „ecg2vcg“ je určena pro výpočet a zobrazení VKG signálu z příslušných EKG signálů a umožňuje provést filtraci načtených signálů. Programová aplikace „VCGcompare“ je prioritně určena pro výpočet a grafické srovnání dvou VKG signálů.

11.1 Matlab

Matlab je velmi výkonné softwarové prostředí, které slouží pro vědecké a inženýrské výpočty a vizualizaci dat. Numerická analýza, maticové výpočty, zpracování signálů a grafika je integrována do uživatelsky příjemného prostředí, ve kterém se problémy a řešení zapisují bez tradičního programování podobně jako v matematice. Základním datovým prvkem Matlabu je matice, u které se neudává její rozměr a umožňuje tak uživateli řešit mnoho numerických problémů mnohem rychleji než při použití klasických programovacích jazyků jako Fortran, Basic nebo C. Nepostradatelnou výhodou Matlabu je jeho snadná rozšiřitelnost, která umožňuje doplnit systém o vytvořené funkce nebo i celé aplikace.

Základní vlastnosti systému Matlab:

- Matematické výpočty
- Vývoj algoritmů
- Modelování a simulace
- Analýza dat a vizualizace
- Vědecká a inženýrská grafika
- Vývoj aplikací včetně uživatelského interface

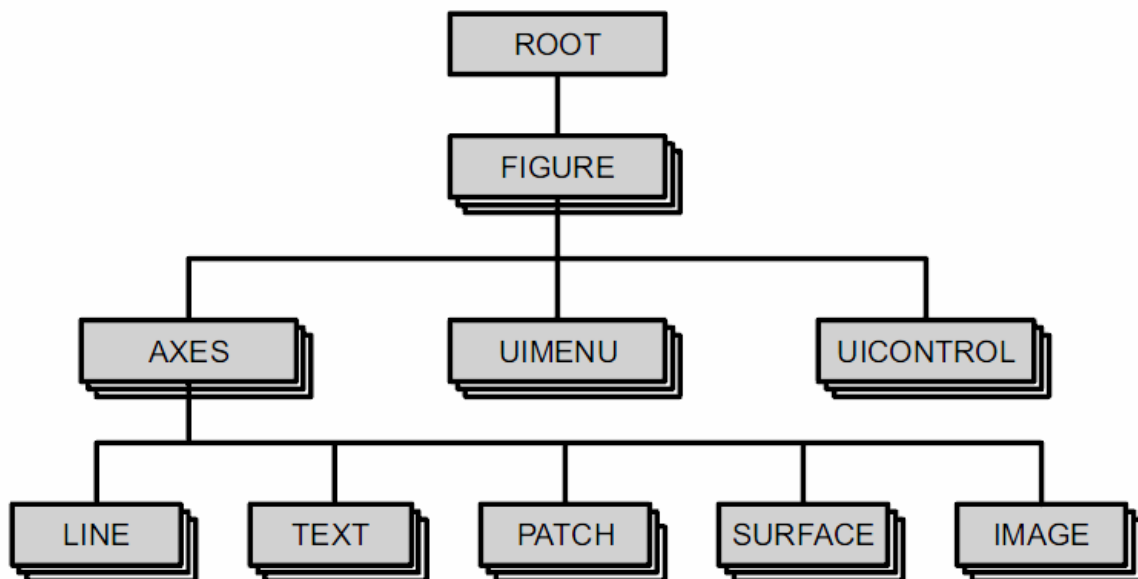
Matlab lze navíc doplnit o celou řadu specificky zaměřených nadstavbových aplikací, tzv. toolboxů, které jsou primárně určeny k řešení specifických tříd problémů. K dispozici jsou toolboxy zaměřené např. pro:

- Zpracování signálů
- Zpracování obrazů
- Teorii řízení
- Identifikaci systémů
- Optimalizaci
- Neuronové sítě
- Spliny
- Statistiku
- Symbolickou matematiku

Grafické uživatelské prostředí Matlabu – GUI (Graphical User Interface) – je velmi užitečný nástroj, který umožňuje jednak tvorbu a editaci grafických objektů a aplikací, jednak jejich převedení do zdrojového kódu. Prostředí je užitečné např. pro návrh filtrů, analýzu signálů a jejich implementaci, prohlížení průběhu signálů a jejich editaci. Grafické prostředí umožňuje práci s myší, což velmi zjednodušuje ovládání systému.

Grafické objekty lze programovat dvěma cestami. První možností je přímá tvorba zdrojového kódu, po jehož spuštění je vytvořen naprogramovaný grafický objekt. Tento způsob je vhodný zejména pro náročnější uživatele, kteří vyžadují absolutní přehled o vytvářeném objektu. Využití tohoto způsobu programování je podmíněno znalostí systému Handle Graphics. Druhá možnost programování grafických objektů je vhodná pro méně náročné uživatele. Jedná se o programování s použitím speciálního nástroje, který umožňuje tvorbu grafických objektů jednoduchým přetažením předdefinovaných grafických prvků myší v pracovním okně, tzv. prostředí GUIDE (Graphical User Interface Development Environment). Po sestavení požadovaného systému se automaticky vygeneruje odpovídající zdrojový kód.

Pro správnou funkci programovaného systému se musí mezi všemi vytvořenými grafickými objekty dodržovat organizační hierarchie. Základní hierarchii tvoří obrazovka (root), grafické okno (figure), osy (axes), čára (line), vyplněný mnohoúhelník (patch), plocha (surface), fotografie (image), text, uživatelem řízené rozhraní (uicontrol) a uživatelské menu (uimenu). Hierarchie grafických objektů je znázorněna na obrázku 13.



Obr. 13: Hierarchie grafických objektů. Převzato z [20].

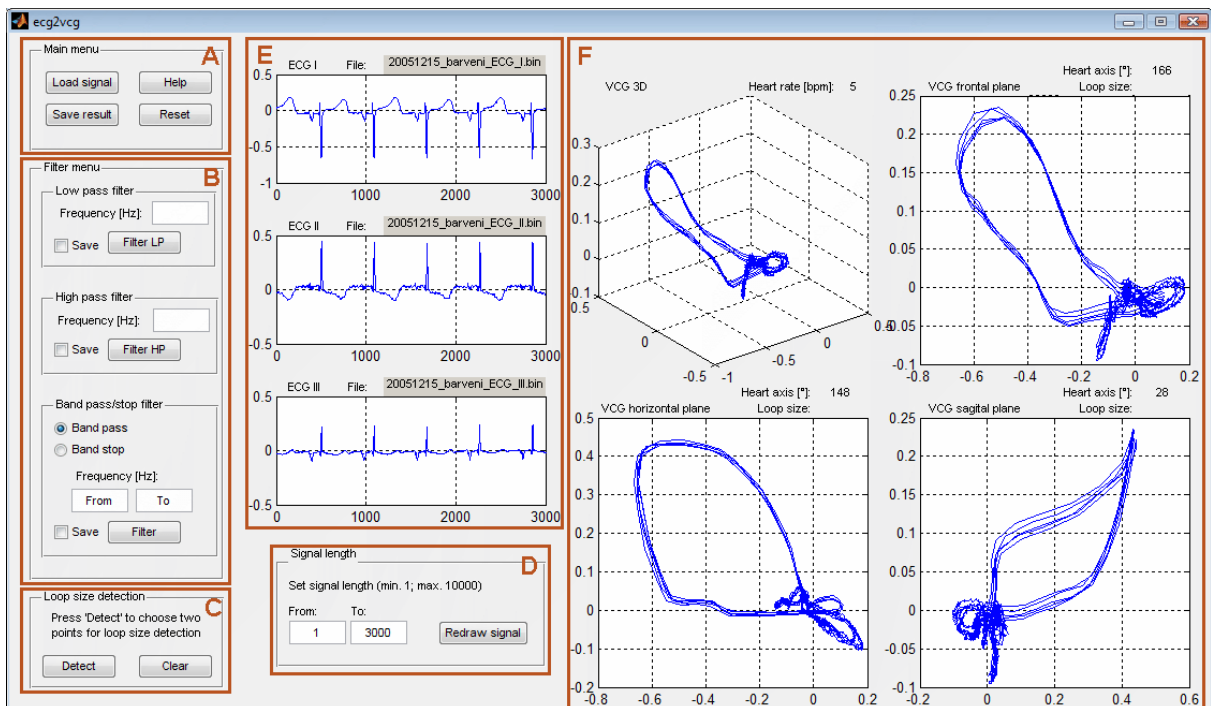
Každý samostatný grafický objekt má potom svůj vlastní identifikátor (handle), který je tomuto objektu přiřazen po jeho vytvoření. Při odkazech na tyto identifikátory je nutné zachovat jejich úplnou přesnost. Každý grafický objekt má potom ještě vlastnosti, které rozhodují o tom, jak budou tyto objekty zobrazeny [20].

11.2 Programová aplikace „ecg2vcg“

Navržená programová aplikace „ecg2vcg“ je určena pro výpočet a grafickou prezentaci VKG signálu ze tří načtených ortogonálních EKG svodů. Aplikace dokáže vykreslit nejen všechny tři načtené EKG signály, ale také přepočítané VKG signály v jednotlivých anatomických rovinách (frontální, horizontální a sagitální) a ve trojrozměrném prostoru. Aplikace umožňuje také jednoduchou práci se signály. K dispozici je rozhraní pro editaci délky signálů nebo rozhraní pro jednoduchou filtraci signálů pomocí FIR filtrů typu horní propust, dolní propust, pásmová propust nebo pásmová zadrž s volitelnými frekvencemi. Součástí aplikace je také automatické vyhodnocení úhlu sklonu VKG smyčky (elektrické osy srdce) a vyhodnocení velikosti VKG smyčky pomocí manuální volby dvou bodů v příslušném grafu. Navržená aplikace navíc obsahuje také jednoduchou nápovědu a možnost volby uložení aktuální obrazovky do obrázkového souboru nebo uložení filtrovaných signálů. Aplikace se spouští prostřednictvím Matlabu z příslušného adresáře pomocí příkazu „run ecg2vcg“. Vzhled navržené aplikace je na obrázku 14.

Aplikace umožňuje:

- Načtení EKG signálů ve formátu *.bin;
- Výpočet VKG z načtených EKG signálů;
- Změnu rozsahu vykreslované délky signálů;
- Výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce;
- Výpočet délky VKG smyčky manuální volbou dvou bodů v grafu;
- Filtraci signálů;
- Uložení filtrovaných signálů;
- Uložení aktuální obrazovky aplikace do obrázkového formátu *.emf.



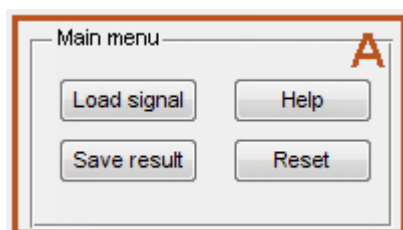
Obr. 14: Vzhled navržené aplikace „ecg2vcg“.

Popis aplikace:

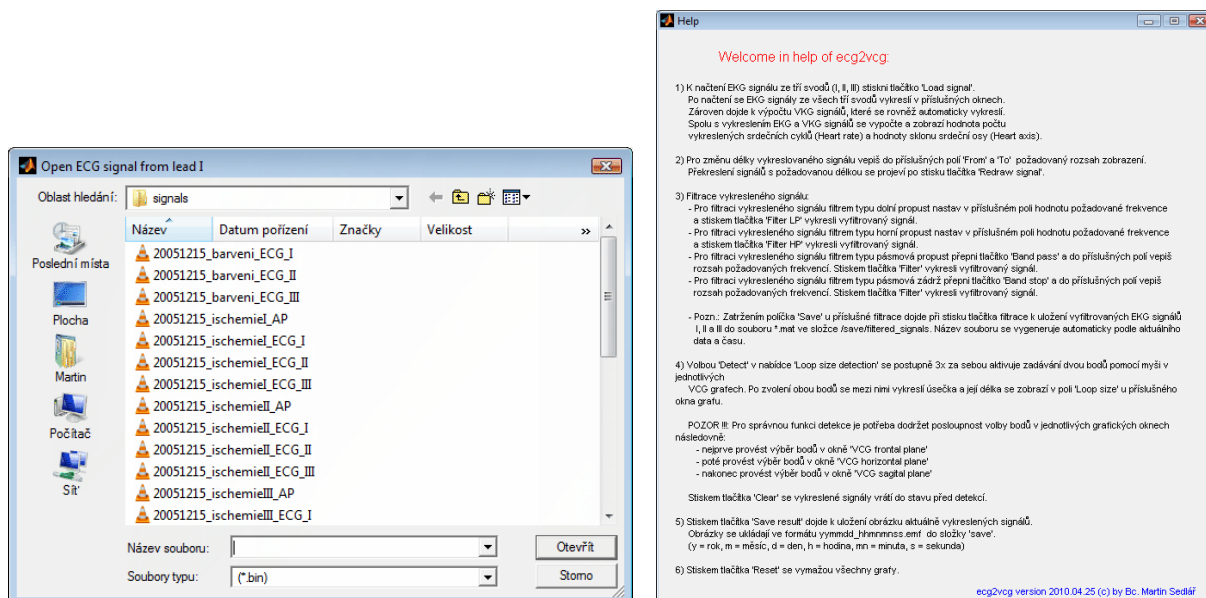
Programová aplikace „ecg2vcg“ (viz obrázek 14) byla vytvořena s cílem poskytnout veškeré dostupné informace v jediném programovém okně. Důraz byl kladen na jednoduchost, přehlednost a snadné a intuitivní ovládání.

Základ programového okna aplikace tvoří čtyři panely pro ovládání (A až D) a dva soubory grafických oken pro vykreslení signálů (E a F):

- Panel Main menu (A);
- Panel Filter menu (B);
- Panel Loop size detection (C);
- Panel Signal length (D);
- Grafická okna pro vykreslení EKG (E);
- Grafická okna pro vykreslení VKG (F).



Obr. 15: Ovládací panel „Main menu“ aplikace „ecg2vcg“.



Obr. 16: Vlevo: Okno pro načtení signálu. Vpravo: Okno nápovědy.

Panel `Main` menu (A) slouží k základnímu ovládní programu (viz obrázek 15). Nachází se v něm čtyři tlačítka: `Load signal`, `Save result`, `Help` a `Reset`. Tlačítko `Load signal` umožňuje načtení tří EKG signálů (svod I, II a III) ve formátu `*.bin`, které se vykreslí v grafických oknech (E) a po přepočtu na VKG také v grafických oknech (F). Po stisku tlačítka se třikrát po sobě zobrazí okno s nabídkou signálů pro načtení (viz obrázek 16 vlevo). Defaultně je pro signály nastavena složka „`programs/signal`“. Tlačítko `Save result` slouží k uložení aktuální obrazovky programu do obrázkového souboru `*.emf` do složky „`programs/ecg2vcg/save`“. Název obrázkového souboru se automaticky vygeneruje v podobě aktuálního data a času ve formátu `yymmdd_hhmmnss` (`y`=rok, `m`=měsíc, `d`=den, `h`=hodina, `mn`=minuta, `s`=sekunda). Po stisku tlačítka `Help` se zobrazí okno s jednoduchou nápovědou (viz obrázek 16 vpravo). Tlačítko `Reset` uvede program do původního stavu (tj. vymaže grafy, vypočtené hodnoty, apod.).

Panel `Filter` menu (B) slouží k ovládní filtrace signálů (viz obrázek 17). K dispozici jsou čtyři typy filtrů: `Low pass filter` (dolní propust), `High pass filter` (horní propust), `Band pass filter` (pásmová propust) a `Band stop filter` (pásmová zadrž). U každého filtru je potřeba zvolit požadovanou filtrační frekvenci, která se u příslušného filtru zadává do editovatelného pole: `Frequency [Hz]`. Po stisku příslušného tlačítka `Filter LP`, `Filter HP` nebo `Filter` dojde k filtraci načtených EKG signálů a k překreslení všech signálů v grafických oknech (E) a (F). Před vlastní filtrací existuje u každého filtru také možnost zatrhnout volbu `Save`, která po aktivaci filtrace uloží filtrované signály EKG I, II a III ve formátu `*.mat` do složky „`programs/ecg2vcg/save/filtered_signals`“. Název souboru se automaticky vygeneruje automaticky v podobě aktuálního data a času ve formátu `yymmdd_hhmmnss` (`y`=rok, `m`=měsíc, `d`=den, `h`=hodina, `mn`=minuta, `s`=sekunda). Filtraci lze provést několikrát po sobě, ovšem vždy se filtrují původní načtená data. Program neumožňuje filtrovat již jednou filtrovaná data.

Ukázka zdrojového kódu filtrace:

```
sampling_freq=2000; % vzorkovací frekvence signálů
rad=51; % řád filtru

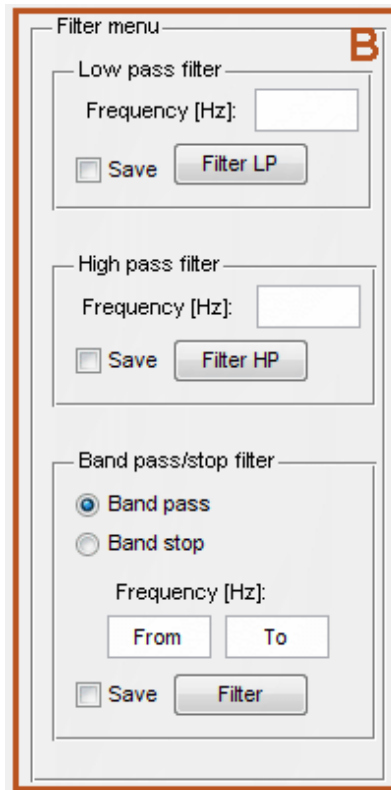
% dolní propust
low_pass=fir1(rad,freqLP/(sampling_freq/2));

% horní propust
high_pass=fir1(rad,freqHP/(sampling_freq/2),'high');

% pásmová propust
band_pass=fir1(rad,[freqfrom/(sampling_freq/2)...
...freqto/(sampling_freq/2)]);

% pásmová zadrž
band_stop=fir1(rad,[freqfrom/(sampling_freq/2)...
...freqto/(sampling_freq/2)],'stop');

% signály po filtraci navrženým filtrem
ecgI_filter=filter(band_pass,1,ecgI(time_from:time_to));
ecgII_filter=filter(band_pass,1,ecgII(time_from:time_to));
ecgIII_filter=filter(band_pass,1,ecgIII(time_from:time_to));
```

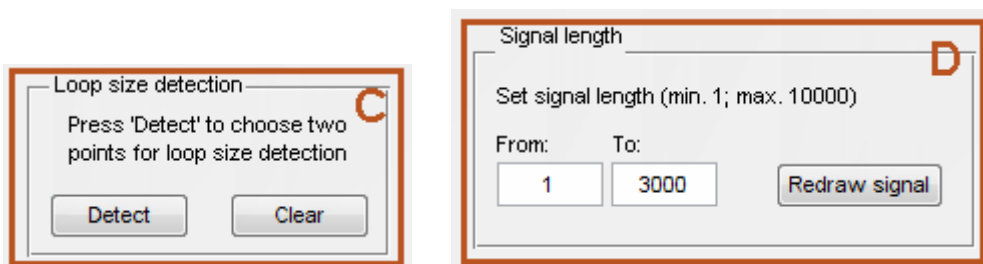


Obr. 17: Ovládací panel „Filter menu“ aplikace „ecg2vcg“.

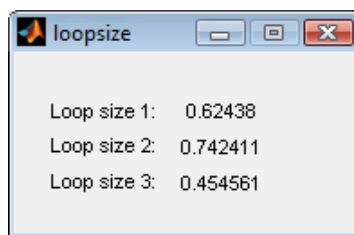
Panel Loop size detection (C) (viz obrázek 18 vlevo) umožňuje uživateli po stisku tlačítka Detect manuální volbu dvou bodů pomocí počítačové myši v grafických oknech VCG frontal plane, VCG horizontal plane a VCG sagital plane. Celkem lze tedy zvolit šest bodů, z nichž se potom z každé dvojice bodů vypočítává velikost požadovaného úseku VKG smyčky. Po zvolení dvojice bodů se mezi nimi v příslušném grafickém okně vykreslí úsečka, jejíž délka se automaticky vypočte a zobrazí v poli Loop size nad příslušným grafickým oknem. Zároveň se na obrazovce spustí okno loopsize, ve kterém jsou všechny tři vypočítané délky přehledně zobrazeny (viz obrázek 19). Tlačítkem Clear se vymažou zobrazené úsečky a VKG signály vykreslené v grafických oknech (F) se překreslí do původního stavu před detekcí. Nutno podotknout, že volbu bodů je nutno provádět vždy v přesném pořadí:

1. Volba dvou bodů v grafickém okně VCG frontal.
2. Volba dvou bodů v grafickém okně VCG horizontal.
3. Volba dvou bodů v grafickém okně VCG sagital.

Nedodržením tohoto postupu dojde k záměně vypočítaných výsledků !!!



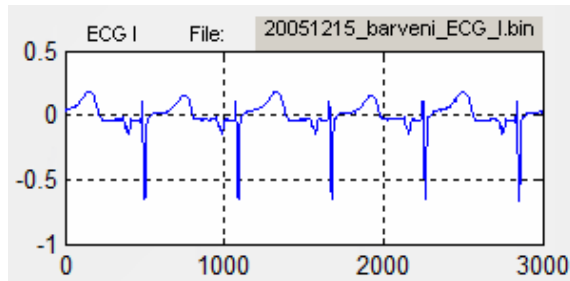
Obr. 18: Vlevo: Ovládací panel „Loop size detection“. Vpravo: Ovládací panel „Signal length“.



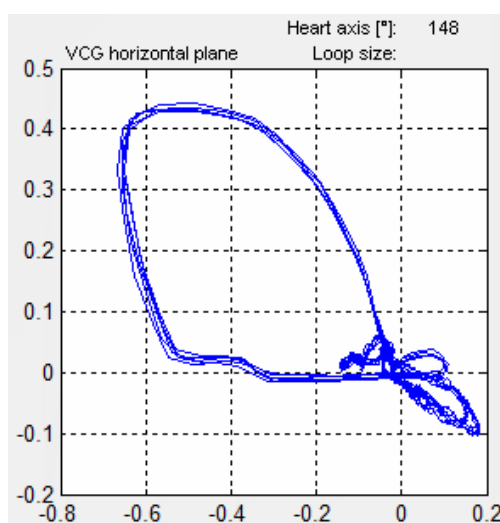
Obr. 19: Okno „loopsize“ v aplikaci „ecg2vcg“.

Panel `Signal length` (D) je koncipován pro jednoduchou editaci rozsahu vykreslovaných signálů (viz obrázek 18 vpravo). Do editovatelných polí `From` a `To` uživatel navolí hodnoty od 1 do 10000, přičemž hodnota v poli `From` musí být menší než hodnota v poli `To`. Maximální hodnota (10000) je pevně definovaná délka signálu ve zdrojovém kódu programu (`signal_length=10000`). Hodnota je účelně zvolena tak, aby načítané EKG signály nebyly příliš dlouhé a přitom obsahovaly dostatečný počet srdečních cyklů pro výpočet VKG. Tuto maximální hodnotu lze ovšem jednoduchou editací zdrojového kódu libovolně změnit. Nastavením požadovaných hodnot se po stisku tlačítka `Redraw signal` překreslí všechny grafy v oknech (E) a (F). Se zvoleným rozsahem vykreslených signálů lze dále provádět veškeré operace, které programová aplikace nabízí.

V grafických oknech `ECG I`, `ECG II` a `ECG III` (E) se vykreslují načtené EKG signály ze svodů I, II a III. Nad každým oknem je k dispozici pole `File`, ve kterém se načítá název nahrávaného signálu. Ukázka grafického okna `ECG I` je na obrázku 20.



Obr. 20: Grafické okno pro vykreslení EKG signálu ze svodu I.



Obr. 21: Grafické okno pro vykreslení VKG signálu v horizontální rovině.

V grafických oknech VCG 3D, VCG frontal plane, VCG horizontal plane a VCG sagital plane (F) se zobrazují VKG signály v prostoru, příp. v příslušných rovinách, které se vypočítávají z načtených EKG signálů. Vykreslení VKG signálů se děje automaticky ihned po načtení všech EKG signálů. Ukázka grafického okna VCG horizontal plane je na obrázku 21.

11.3 Programová aplikace „VCGcompare“

Navržená programová aplikace „VCGcompare“ je prioritně určena pro výpočet a grafické srovnání dvou VKG signálů. Aplikace umožňuje zobrazit nejen oba načítané EKG signály ze tří ortogonálních svodů, ale také vypočítané VKG signály v prostoru a ve všech hlavních anatomických rovinách (frontální, horizontální a sagitální). Součástí aplikace je rozhraní pro editaci délky obou srovnávaných signálů, rozhraní pro automatický výpočet úhlu sklonu VKG smyčky (elektrické osy srdce) a také rozhraní pro výpočet velikosti VKG smyčky pomocí manuální volby dvou bodů v příslušném grafickém okně. Programová aplikace je doplněna o možnost zobrazit si jednoduchou nápovědu a o možnost uložit aktuální obrazovku aplikace do obrázkového souboru. Program se spouští prostřednictvím Matlabu z příslušného adresáře pomocí příkazu „run VCGcompare“. Vzhled aplikace je na obrázku 22.

Aplikace umožňuje:

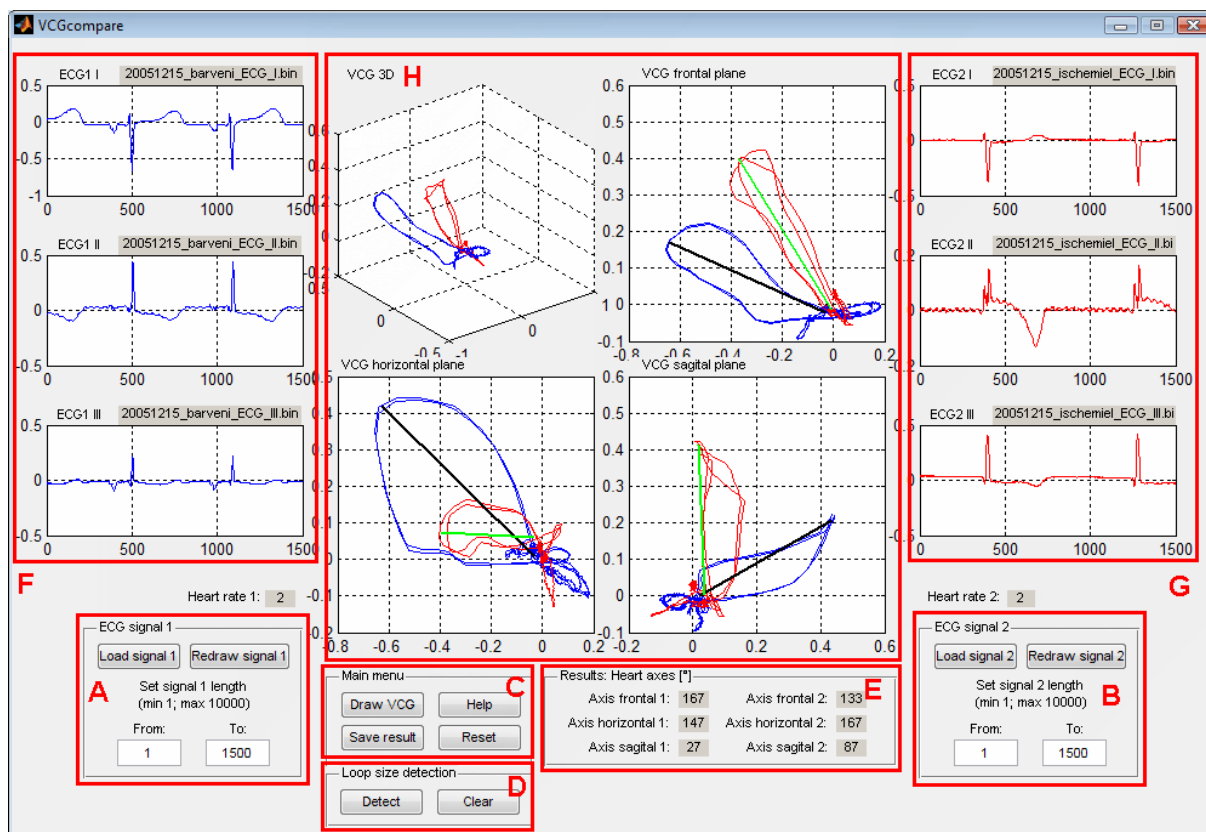
- Načtení dvou souborů EKG signálů ve formátu *.bin;
- Výpočet VKG z načtených EKG signálů;
- Srovnání dvou VKG signálů v jednom grafickém okně;
- Změnu rozsahu vykreslované délky signálů;
- Výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce;
- Výpočet délky VKG smyčky manuální volbou dvou bodů v grafu;
- Uložení aktuální obrazovky aplikace do obrázkového formátu *.emf.

Popis aplikace:

Podobně jako aplikace „ecg2vcg“, také program „VCG compare“ (viz obrázek 22) byl vytvořen s cílem poskytnout veškeré dostupné informace v jediném programovém okně. Důraz byl kladen na jednoduchost, přehlednost a snadné a intuitivní ovládání programu.

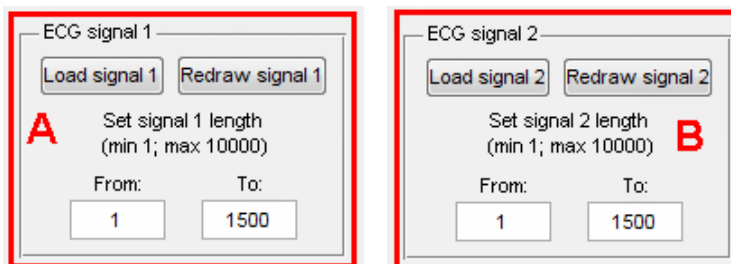
Základ programového okna aplikace tvoří čtyři panely pro ovládání (A až D), panel výsledků (E) a tři soubory grafických oken pro vykreslení signálů (F, G a H):

- Panel ECG signal 1 (A);
- Panel ECG signal 2 (B);
- Panel Main menu (C);
- Panel Loop size detection (D);
- Panel Results: Heart axes [$^{\circ}$ C] (E);
- Grafická okna pro vykreslení EKG (F a G);
- Grafická okna pro vykreslení VKG (H).



Obr. 22: Vzhled navržené aplikace „VCGcompare“.

Pro načtení EKG signálů a editaci jejich vykreslované délky jsou určeny ovládací panely ECG signal 1 (A) a ECG signal 2 (B) (viz obrázek 23). Pro načtení EKG signálů ze svodů I, II a III ve formátu *.bin je potřeba stisknout tlačítko Load signal 1 v panelu (A), resp. tlačítko Load signal 2 v panelu (B). Signály se po načtení vykreslí v grafických oknech (F) a (G). Po stisku tlačítek Load signal 1 nebo Load signal 2 se zobrazí okno s nabídkou signálů (viz obrázek 16 vlevo). Tlačítka Redraw signal 1 a Redraw signal 2 v panelech (A) a (B) slouží k překreslení EKG signálů v grafických oknech (F) a (G) s požadovanou nastavenou délkou signálu, která se zadává do editovatelných polí From a To. Rozsah délky signálů lze volit stejně jako u aplikace „ecg2vcg“ od 1 do 10000, přičemž hodnota v poli From musí být vždy menší než hodnota v poli To. Maximální hodnota (10000) je opět pevně stanovena ve zdrojovém kódu programu (signal_length=10000), ovšem jednoduchou editací kódu lze tuto hodnotu libovolně změnit. Hodnota 10000 je účelně zvolena tak, aby načítané EKG signály nebyly příliš dlouhé a přitom obsahovaly dostatečný počet srdečních cyklů pro výpočet VKG.



Obr. 23: Ovládací panely „ECG signal 1“ a „ECG signal 2“ aplikace „VCGcompare“ pro nahrání a editaci délky vykreslovaného signálu 1 a 2.

Panel Main menu (C) (viz obrázek 24 vlevo) slouží k základnímu ovládní programu. V panelu jsou k dispozici čtyři tlačítka: Draw VCG, Help, Save result a Reset. Stiskem tlačítka Draw VCG dojde k vykreslení VKG smyček v grafických oknech (H). VKG signály se přepočítávají z obou načtených EKG signálů a vykreslují se v prostoru, ve frontální rovině, v horizontální rovině a v sagitální rovině. Pokud dojde k editaci načtených EKG signálů (např. editaci délky signálů), změna VKG signálů se projeví až po stisku tlačítka Draw VCG. Tlačítko Help slouží ke spuštění okna s jednoduchou nápovědou pro základní ovládní aplikace (viz obrázek 16 vpravo). Tlačítkem Save result se provádí uložení aktuální obrazovky programu do obrázkového souboru *.emf do složky „./programs/VCGcompare/save“. Název souboru se generuje automaticky podle aktuálního času a data ve formátu yymmdd_hhmmnss (y=rok, m=měsíc, d=den, h=hodina, mn=minuta, s=sekunda). Stiskem tlačítka Reset se program uvede do původního stavu (tj. vymažou se grafy, vypočtené hodnoty, apod.).



Obr. 24: Vlevo: Ovládací panel „Main menu“. Vpravo: Ovládací panel „Loop size detection“.

Panel Loop size detection (D) (viz obrázek 24 vpravo) umožňuje uživateli po stisku tlačítka Detect manuální volbu dvou bodů pomocí počítačové myši v grafických oknech VCG frontal plane, VCG horizontal plane a VCG sagital plane. Pro každou VKG smyčku lze ve všech třech grafických oknech anatomických rovin zvolit dva body. Celkem lze tedy navolit dvanáct bodů, z nichž se potom z každé dvojice bodů vypočítává velikost požadovaného úseku VKG smyčky. Po zvolení dvojice bodů se mezi nimi v příslušném grafickém okně vykreslí úsečka, jejíž délka se automaticky vypočte. Výsledky se přehledně zobrazí v okně loopsize (viz obrázek 25), které se objeví po dokončení výpočtu. Barva písma v okně loopsize odpovídá barvě vykreslené úsečky. Tlačítkem Clear se vymažou zobrazené úsečky a VKG signály vykreslené v grafických oknech (F) se překreslí do původního stavu před detekcí. Nutno podotknout, že volbu bodů je nutno provádět vždy v přesném pořadí:

1. Volba dvou dvojic bodů v grafickém okně VCG frontal.
2. Volba dvou dvojic bodů v grafickém okně VCG horizontal.
3. Volba dvou dvojic bodů v grafickém okně VCG sagital.

Nedodržení tohoto postupu dojde k záměně vypočítaných výsledků !!!



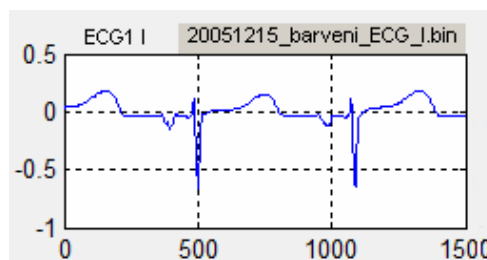
Obr. 25: Okno „loopsize“ v aplikaci „VCGcompare“.

Panel Results: Heart axes [°] (E) (viz obrázek 25) neslouží k ovládání programu, ale je určen pouze pro výpis výsledků úhlu sklonu elektrické osy srdce jednotlivých signálů v jednotlivých anatomických rovinách (frontální, horizontální a sagitální). Úhel sklonu osy se vypisuje ve stupních a je počítán automaticky.



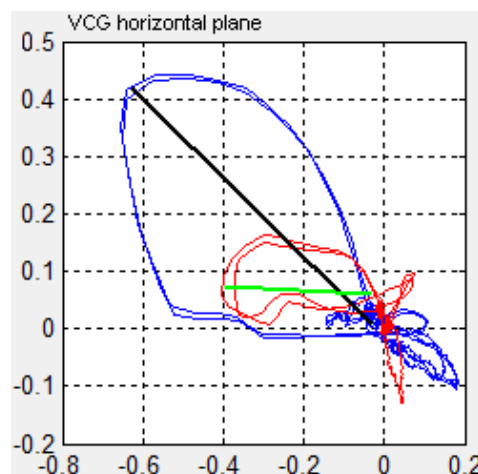
Obr. 26: Panel „Results: Heart axes“ zobrazující výsledky úhlu sklonu elektrické osy srdce pro signály 1 a 2 ve třech VCG rovinách.

V grafických oknech ECG1 I, ECG1 II a ECG1 III, ECG2 I, ECG2 II a ECG2 III (E) se vykreslují načtené EKG signály z ortogonálních svodů I, II a III. Nad každým oknem je k dispozici pole File, ve kterém se načítá název nahrávaného signálu. Ukázka grafického okna ECG1 I je na obrázku 27.



Obr. 27: Grafické okno pro vykreslení EKG signálu 1 ze svodu I.

V grafických oknech VCG 3D, VCG frontal plane, VCG horizontal plane a VCG sagital plane (F) se vykreslují dvojice VKG signálů v prostoru a v příslušných anatomických rovinách. VKG signály jsou počítány z načtených EKG signálů. Vykreslení VKG signálů se děje po stisku tlačítka Draw VCG v panelu Main menu. Ukázka grafického okna VCG horizontal plane je na obrázku 28.



Obr. 28: Grafické okno pro vykreslení VKG signálů v horizontální rovině.

12 Experimentální data

Pro analýzu byla k dispozici experimentální data ÚBMI naměřená v rámci experimentu „Changes Of Vectorcardiogram During Animal Experiments“ [15]. Soubor dat tvořily EKG signály ze tří ortogonálních svodů (I, II, III) naměřené během několika fází experimentu. Data byla pořízena 15.12.2005 a po dodatečné úpravě byla uložena ve formátu * .bin.

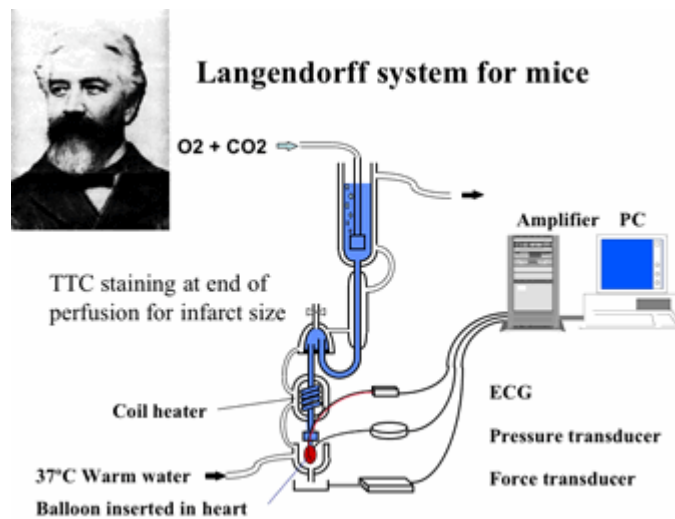
Jednotlivé fáze experimentu:

- Fáze barvení;
- Fáze vymývání;
- Fáze ischemie I;
- Fáze reperfuze I;
- Fáze ischemie II;
- Fáze reperfuze II;
- Fáze ischemie III;
- Fáze reperfuze III.

EKG signály byly snímány z izolovaného králičího srdce, které bylo napojeno na Langendorffovu aparaturu. Srdce bylo perfundováno Krebs-Henseleitovým (K-H) roztokem a umístěno do lázně o teplotě 37 °C. Perfuze srdce se prováděla při konstantním tlaku 85 mmHg. Po dobu 30 minut bylo srdce stabilizováno a po této periodě bylo perfundováno 1 mM roztokem napět'ocitlivého barviva VSD di-4-ANNEPS rozředěného v K-H roztoku. Perfundace srdce napět'ocitlivým barvivem trvala 20 minut (fáze barvení). Poté bylo barvivo dalších 20 minut vymýváno (fáze vymývání). Po vymytí barviva byla na srdci po dobu 10 minut provedena ischemie (zastavení přívodu fyziologického roztoku) a poté po dobu dalších 10 minut opětovná reperfuze srdce (obnovení průtoku fyziologického roztoku). Perioda ischemie a opětovné reperfuze byla zopakována celkem třikrát (fáze ischemie I až III, fáze reperfuze I až III). Během celého experimentu byly kontinuálně snímány EKG signály. EKG signály byly zaznamenány ze tří ortogonálních svodů pomocí Ag-AgCl diskových elektrod. Následně byly naměřené signály digitalizovány pomocí 12-bitového AD převodníku se vzorkovací frekvencí 2 kHz. Digitalizace byla provedena pomocí multifunkční karty PCI-6111E (National Instruments, USA). Dodatečnou úpravou byly kontinuální signály rozděleny na soubory odpovídající jednotlivým fázím experimentu [15].



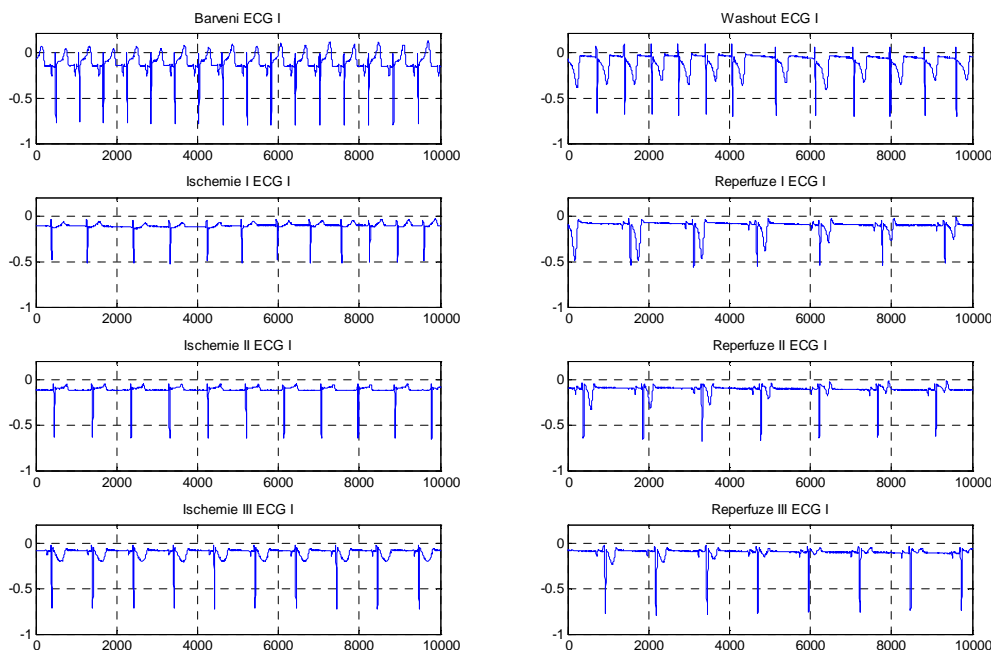
Obr. 29: Langendorffova aparatura. Převzato z [13].



Obr. 30: Schéma Langendorffovy aparatury. Převzato z [14].

13 Analýza signálů

Srovnání EKG signálů ze tří ortogonálních svodů, VKG signálů v prostoru, frontální rovině, horizontální rovině a sagitální anatomické rovině během jednotlivých fází experimentu je vidět na obrázcích 31 až 36.

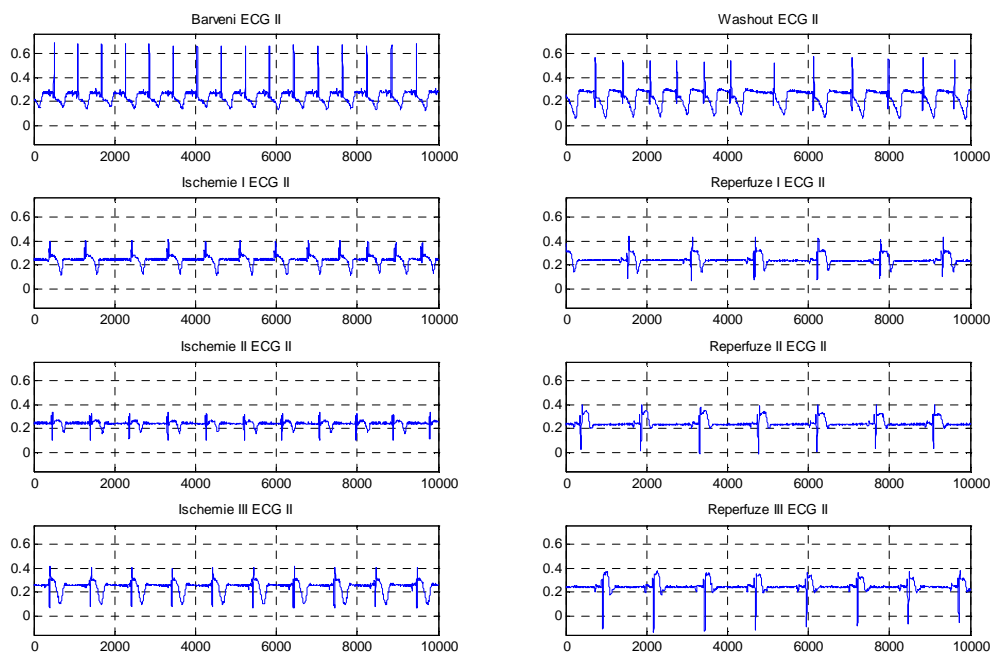


Obr. 31: Srovnání EKG signálů ze svodu I pro všechny fáze experimentu.

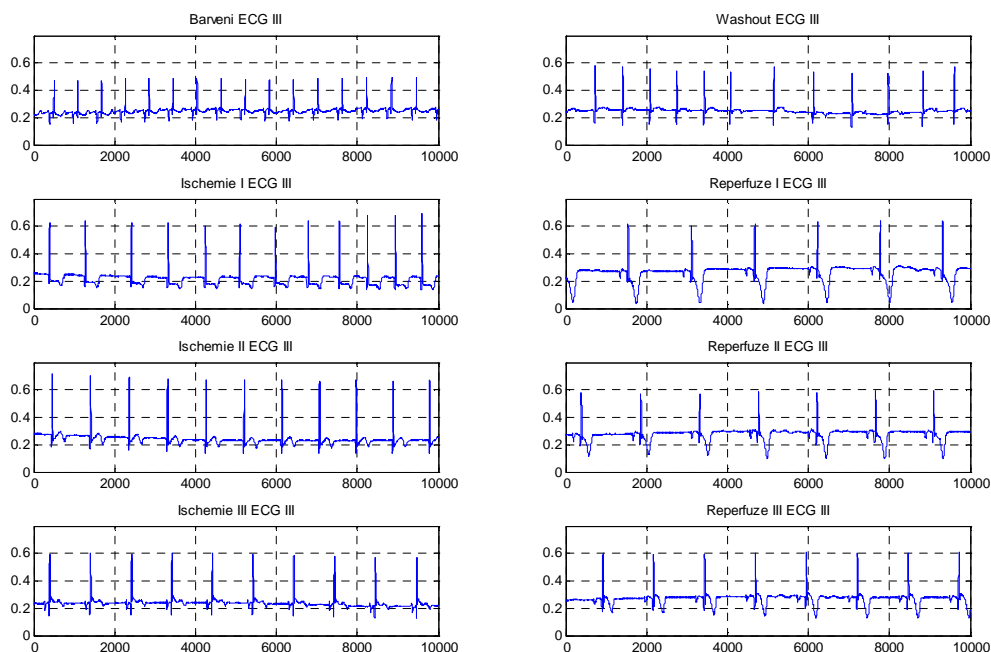
Při srovnání signálů z jednotlivých ortogonálních EKG svodů (viz obrázek 31 až 33) si můžeme všimnout, že během jednotlivých fází ischemie srdce došlo ve srovnání s fází barvení ke snížení počtu srdečních cyklů přibližně o 25-37 %. V následujících fázích reperfuze se objevilo další snížení počtu srdečních cyklů, a to přibližně o 20-42 % oproti ischemickým fázím. Pokles počtu srdečních cyklů o cca 20 % lze pozorovat ve srovnání s fází barvení také ve fázi vymývání. Tento trend platí pro všechny tři ortogonální EKG svody.

U prvního EKG svodu (viz obrázek 31) lze během první ischemické fáze a první fáze reperfuze sledovat pokles rozpětí naměřeného signálu oproti fázi barvení přibližně o třetinu. Ve zbývajících dvou fázích ischemie a reperfuze se pak rozpětí naměřeného signálu navrácí na původní hodnoty. Změny lze pozorovat také u signálů T vln.

EKG signály ze druhého ortogonálního svodu jsou pro všechny fáze experimentu srovnány na obrázku 32. Zde je vidět, že během jednotlivých fází ischemie a reperfuze dochází oproti fázi barvení k výrazným tvarovým a velikostním změnám naměřených signálů. Velikosti signálů v ischemických fázích a ve fázích reperfuze jsou v průměru přibližně o 45 % menší než velikost signálu ve fázi barvení. Ve druhé a třetí fázi ischemie a reperfuze se zvětšující tendencí také výrazně projevují překmity signálu do opačné polarity, které souvisejí se změnami úhlu sklonu elektrické osy srdce.

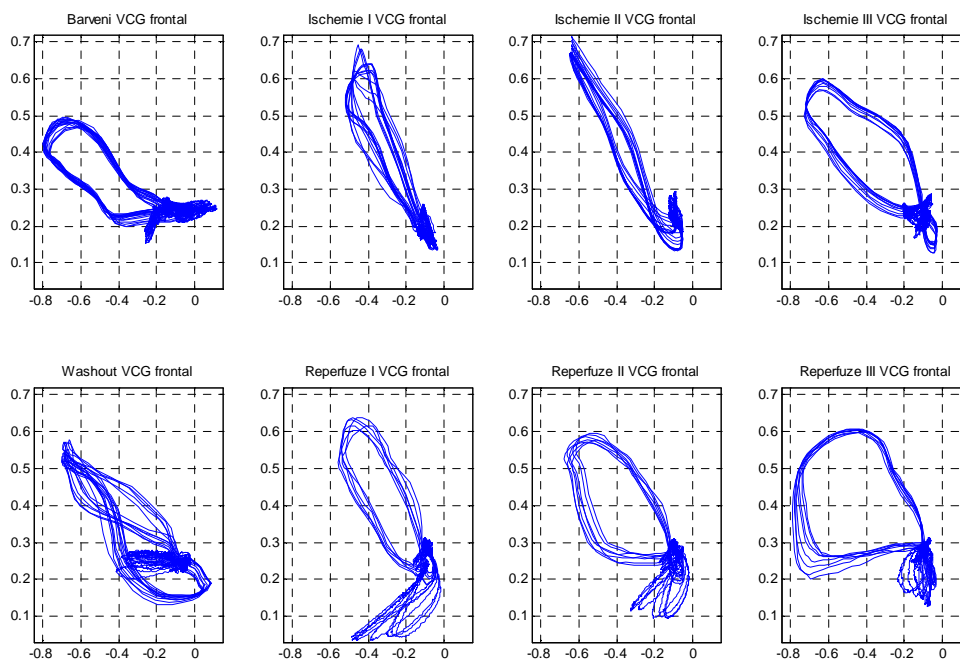


Obr. 32: Srovnání EKG signálů ze svodu II pro všechny fáze experimentu.



Obr. 33: Srovnání EKG signálů ze svodu III pro všechny fáze experimentu.

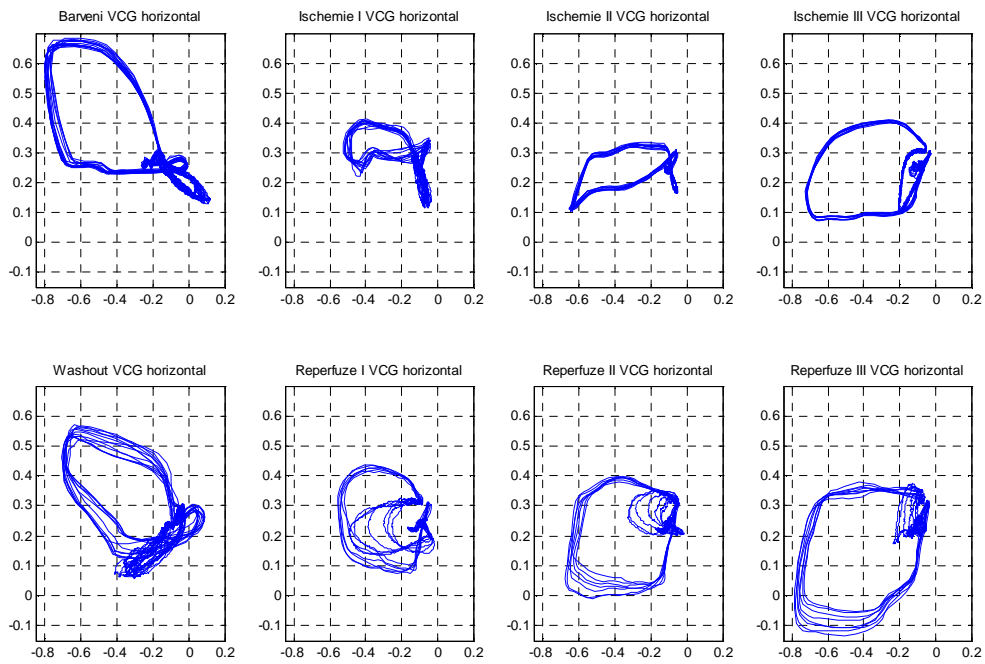
Srovnání EKG signálů ze třetího svodu během jednotlivých fází experimentu je na obrázku 33. Velikost signálu je oproti fázi barvení větší jak ve všech fázích ischemie (o cca 20 až 40 %), tak ve všech fázích reperfuze (cca o 20 %). U fází reperfuze můžeme pozorovat výrazné zvětšení T vln, které jsou ve fázi barvení i ve fázích ischemie velmi málo patrné.



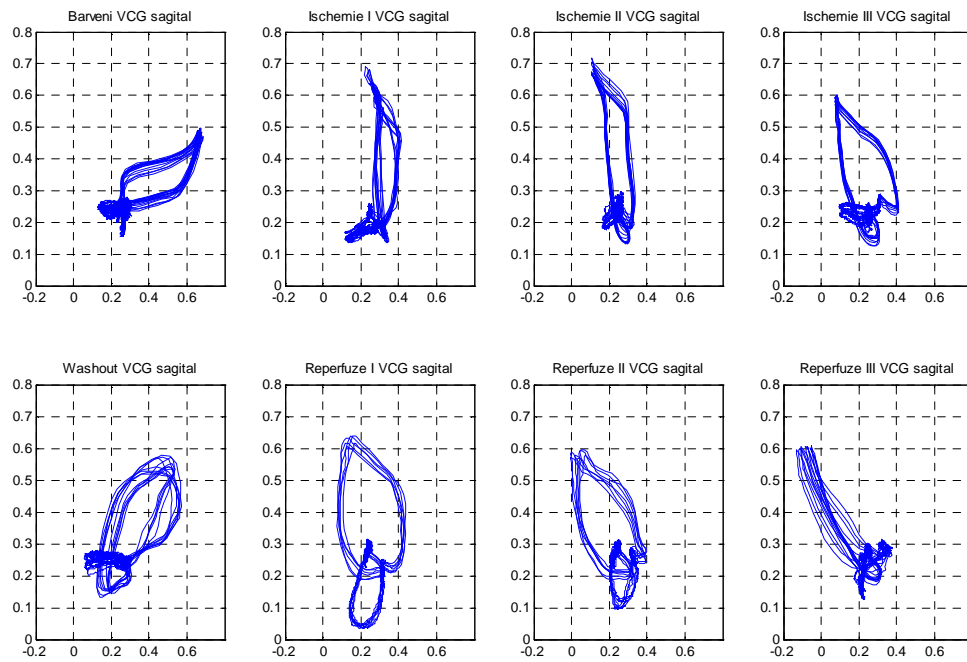
Obr. 34: Srovnání VKG signálů ve frontální rovině pro všechny fáze experimentu.

Na obrázku 34 můžeme vidět srovnání VKG signálů ve frontální rovině během jednotlivých fází experimentu. Je patrné, že během ischemických fází dochází k částečnému posunu sklonu elektrické osy srdce. Rovněž se mění tvar VKG křivky QRS komplexu. Křivky jsou užší a delší. Během fází reperfuze se v signálu objevují také výrazné smyčky P a T vln, které nejsou v ischemických fázích příliš výrazné. VKG křivky QRS komplexu jsou ve fázích reperfuze oproti ischemickým fázím mnohem širší a o něco kratší. Sklon elektrické osy srdce je ve fázích reperfuze přibližně stejný jako u ischemických fází. Tvar VKG křivky a sklon elektrické osy ve fázi vymývání je přibližně stejný jako ve fázi barvení. Smyčka QRS komplexu je však ve fázi vymývání poněkud deformovaná.

Obrázek 35 srovnává VKG signály v horizontální rovině během jednotlivých fází experimentu. Zatímco ve fázi barvení odpovídá VKG signál přibližně standardnímu tvaru, během fází ischemie dochází k velkým tvarovým změnám VKG křivky a také k výraznému posunu sklonu elektrické osy srdce. U prvních dvou ischemických fází jsou délky VKG smyček QRS komplexu podstatně kratší a šířky smyček menší. V poslední ischemické fázi je tvar VKG křivky téměř totožný s tvarem křivky ve fázi barvení, rozdíl je pouze v posunu sklonu elektrické osy. Ve fázích reperfuze je sklon elektrické osy srdce totožný se sklonem osy ve fázích ischemie. Přibližně zachovány zůstávají také délky VKG smyček QRS komplexu. Rozdíl se objevuje při porovnání šířky VKG smyčky QRS komplexu, která je u fází reperfuze mnohem větší než u fází ischemie. Další rozdíly lze nalézt při srovnání velikostí a tvarů VKG smyček P a T vln. Ve fázi vymývání je tvar i velikost VKG signálu přibližně shodná s VKG signálem ve fázi barvení. Změny jsou zaznamenány pouze u tvarů VKG smyček P a T vln.



Obr. 35: Srovnání VKG signálů v horizontální rovině pro všechny fáze experimentu.



Obr. 36: Srovnání VKG signálů v sagitální rovině pro všechny fáze experimentu.

Srovnání VKG signálů v sagitální rovině ve všech fázích experimentu je na obrázku 36. U ischemických fází dochází k razantnímu posunu sklonu elektrické osy srdce. Mění se také délka VKG smyčky QRS komplexu. Šířka smyčky zůstává přibližně zachována, stejně jako menší smyčky P a T vln. Signál z fáze vymývání přibližně zachovává všechny hlavní parametry VKG smyčky a celkem pěkně se shoduje se signálem z fáze barvení. U jednotlivých fází reperfuze pozorujeme ve srovnání s fázemi ischemie částečné rozšíření a zkrácení VKG smyček QRS komplexu a zvětšení VKG smyček P a T vln. Sklon elektrické osy srdce zůstává přibližně stejný jako ve fázích ischemie.

14 Závěr

Tématem práce je vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy. Cílem studie bylo především vytvořit kvalitní programovou aplikaci pro výpočet a grafickou prezentaci vektorkardiogramu s uplatněním pro data dostupná na ÚBMI VUT v Brně. V rámci práce jsem se podrobně seznámil se stavbou, funkcí a činností srdce. Pečlivě jsem prostudoval anatomii srdce a srdeční svaloviny, elektrofyziologické projevy srdce, mechanismus kontrakce srdečního svalu i vlastní srdeční činnost, výkon srdce a řízení srdeční činnosti. Zejména poznatky z elektrofyziologie srdce, tj. existence klidového napětí srdečních buněk, vznik a šíření akčních potenciálů, apod., jsem následně zapracoval do souvislosti s diagnostickými metodami vyšetření srdce, kterými jsou elektrokardiografie (EKG) a vektorkardiografie (VKG). Pochopení elektrických vlastností srdce a elektrická vodivost okolních tkání se při studování funkce zmíněných diagnostických metod ukázalo jako klíčové.

Programovou aplikaci pro výpočet a grafickou prezentaci vektorkardiogramu jsem vytvářel v programovacím jazyce Matlab verze 7.7.0.471 (R2008b). Výsledkem studie se staly dvě aplikace: „ecg2vcg“ a „VCGcompare“. Obě programové aplikace umožňují nahrání a zobrazení EKG signálů ze tří ortogonálních svodů, přepočítání signálu na vektorkardiogram (VKG) a jeho grafickou prezentaci v prostoru, ve frontální rovině, v horizontální rovině a v sagitální rovině těla a také editaci délky vykreslovaných signálů. Součástí obou aplikací je také automatický výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce ve všech třech anatomických rovinách a také výpočet délky VKG smyčky mezi dvěma body manuálně zvolenými v grafickém okně. Aplikace „ecg2vcg“ navíc umožňuje provádět filtraci signálů pomocí filtrů typu dolní propust, horní propust, pásmová propust nebo pásmová zadrž s nastavenými mezními frekvencemi a je tedy vhodná pro práci se signály. Účelem programové aplikace „VCGcompare“ je přehledné srovnání dvou VKG signálů v tomtéž grafickém okně.

Analýzou naměřených EKG signálů ze tří ortogonálních svodů a vypočítaných VKG signálů bylo zjištěno, že ve fázích vymývání, ischemie i reperfuze dochází ve srovnání s fází barvení k výraznému snížení počtu srdečních cyklů, tj. k poklesu tepové frekvence. Ve fázích ischemie a reperfuze pak často dochází také k výrazným změnám úhlu sklonu elektrické osy srdce a ke změnám délky a šířky VKG smyček QRS komplexu. Velké změny se projevují rovněž u úseků signálů P a T vln. Pro kvalitnější statistické výsledky a závěry vlivu napětíocitlivého barviva nebo ischemie na elektrofyziologické vlastnosti srdeční tkáně by bylo potřeba provést analýzu EKG signálů alespoň z 10 experimentů. Prostřednictvím navržené aplikace by bylo velmi snadné tuto studii provést, což může být námětem budoucích vědeckých prací.

Výsledky této práce mohou být určitě přínosem pro následující výzkumy, které se budou zabývat tematikou elektrofyziologických vlastností srdce. Navržená aplikace může najít uplatnění také v mnoha vědeckých i klinických oblastech, včetně uplatnění v medicínských oborech. Nespornou výhodou je velmi snadné a uživatelsky přívětivé ovládání a práce s programem i pro nezkušené uživatele.

Použitá literatura

- [1] *Wikipedia* [online]. [cit. 2010-05-17]. Diagram_of_the_human_heart_(multilingual). Dostupné z WWW: <[http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/40/Diagram_of_the_human_heart_\(multilingual\).svg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/40/Diagram_of_the_human_heart_(multilingual).svg)>.
- [2] *Http://content.answers.com/* [online]. [cit. 2010-05-17]. 019852403x.cardiac-muscle.1. Dostupné z WWW: <http://content.answers.com/main/content/img/oxford/Oxford_Body/019852403x.cardiac-muscle.1.jpg>.
- [3] *Http://courses.bio.psu.edu* [online]. [cit. 2010-05-17]. Myocytes. Dostupné z WWW: <http://courses.bio.psu.edu/Spr2003/141_901/EKG/myocytes.jpg>.
- [4] *Http://rezidentiat.3x.ro* [online]. [cit. 2010-05-17]. Image001. Dostupné z WWW: <<http://rezidentiat.3x.ro/eng/tulbritmeng.files/image001.gif>>.
- [5] *Http://www.rush.edu* [online]. [cit. 2010-05-17]. Ei_0018. Dostupné z WWW: <http://www.rush.edu/rumc/images/ei_0018.jpg>.
- [6] *Http://www.colorado.edu* [online]. [cit. 2010-05-17]. 12-9. Dostupné z WWW: <<http://www.colorado.edu/intphys/Class/IPHY3430-200/image/12-9.jpg>>.
- [7] *Wikipedia* [online]. [cit. 2010-05-17]. Heart_systole. Dostupné z WWW: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/6f/Heart_systole.png>.
- [8] *Wikipedia* [online]. [cit. 2010-05-17]. Heart_diastole. Dostupné z WWW: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/2d/Heart_diastole.png>.
- [9] *Wikipedia* [online]. [cit. 2010-05-17]. Cardiac_Cycle_Left_Ventricle. Dostupné z WWW: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/5b/Cardiac_Cycle_Left_Ventricle.PNG>.
- [10] *Http://www.collegestationcat.com* [online]. [cit. 2010-05-17]. Ekg. Dostupné z WWW: <<http://www.collegestationcat.com/images/ekg.gif>>.
- [11] *Http://ekg.kvalitne.cz* [online]. [cit. 2010-05-17]. O08. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/images/O08.gif>>.
- [12] *Http://www.monte.amu.edu.pl* [online]. [cit. 2010-05-17]. Image10a. Dostupné z WWW: <<http://www.monte.amu.edu.pl/NURSE/image10a.jpg>>.
- [13] *Http://www.hugo-sachs.de* [online]. [cit. 2010-05-17]. Bl_up_2. Dostupné z WWW: <http://www.hugo-sachs.de/bath/images/bl_up_2.jpg>.
- [14] *Http://www.med.uio.no* [online]. [cit. 2010-05-17]. Langendorff. Dostupné z WWW: <<http://www.med.uio.no/imb/fysiol/valen/pictures/Langendorff.gif>>.

- [15] BARDOŇOVÁ J, PROVAZNÍK I, NOVAKOVA M, JANOUSEK O. *Changes Of Vectorcardiogram During Animal Experiments. Biosignal 2008*, 2008.
- [16] BARDOŇOVÁ J, PROVAZNÍK I, SEKORA J, ŠVRČEK M. *Statistical Analysis in Complex-Valued Wavelet Anylisis of Voltage-Sensitive Dye Mapping. In Computers in Cardiology*. Durham, USA: IEEE, 2007. s. 101-104. ISBN: 0-7803-8894-1.
- [17] BRAVENÝ, Pavel. *Stručný přehled lékařské fyziologie*. P. Bravený a kol. 1. vyd. Brno : Vydavatelství Masarykovy univerzity, 1995. 129 s. ISBN 8021012625.
- [18] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 3*. Radomír Čihák. 1. vyd. Praha : Grada, 1997. 655 s, il. ISBN 8071691402.
- [19] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. William F. Ganong; editoři překladu Jan Herget a Karel Rakušan. 20. vyd. Praha : Galén, 2005. 890 s. ISBN 8072623117 (váz.).
- [20] HERINGOVÁ, B, HORA P. *Matlab Díl I. – práce s programem, H-S*, 1995.
- [21] HRAZDIRA, Ivo. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Ivo Hrazdira, Vojtěch Mornstein. 1. vyd. Brno : NEPTUN, 2001. 381 s. ISBN 8090289614.
- [22] JUNQUEIRA, L. Carlos. - CARNEIRO, José. - KELLEY, Robert O. *Základy histologie*. L. Carlos Junqueira, José Carneiro, Robert O. Kelley. Vyd. 1. Jinočany : H & H, 1997. 502 s. ISBN 8085787377.
- [23] MAČÁK, Jiří. - MAČÁKOVÁ, Jana. *Patologie*. J. Mačák, J. Mačáková. Vyd. 1. Praha : Grada, 2004. 347 s., [24] s. příl. (barev.), il. ISBN 8024707853.
- [24] PÁČ, Libor. - VEVERKOVÁ, Lenka. *Anatomie kardiovaskulárního a lymfatického systému*. Libor Páč, Lenka Veverková. 1. vyd. Brno : Masarykova univerzita, 2004. 56 s. ISBN 8021035404.
- [25] ROMANOVSKÝ, Alexej. *Obecná biologie*. Alexej Romanovský a kolektiv. 2. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1988. 695 s. (Učebnice pro vysoké školy).
- [26] SILBERNAGL, Stefan. *Atlas fyziologie člověka*. Stefan Silbernagl, Agamemnon Despopoulos. 6. přepr. vyd. Praha : Grada, 2004. xiii, 435 s., 186 barevných tabulí. ISBN 802470630X.
- [27] SZPYRC, Bogdan. *MĚŘENÍ PARAMETRŮ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU* [online]. Brno, 2007/2008. 51 s. Semestrální projekt. VUT Brno, Ústav automatizace a měřicí techniky. Dostupné z WWW: <https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=3213&lang=0>.

- [28] SZPYRC, Bogdan; BARDOŇOVÁ, Jana. RELATION OF PHYSICAL STRESS ON HEART RATE AND HEART AXIS ROTATION. [online]. [cit. 2010-05-17]. Dostupný z WWW: <<http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/2008/sbornik/01-Bakalarske%20projekty/02-Zpracovani%20signalu%20a%20obrazu/06-xszpyr00.pdf>>.
- [29] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. Miloš Štejfa a spoluprac. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha : Grada, 2007. xxxiii, 722 s. ISBN 9788024713854.
- [30] TROJAN, Stanislav. *Fyziológia : učebnica pre lekárske fakulty. 1.* Stanislav Trojan a kolektív. Martin : Vydavateľstvo Osveta, 1992. 410 s, il. (Vysokoškolské učebnice) ISBN 8021704527.
- [31] VÁCHA, Martin. *Srovnávací fyziologie živočichů*. Martin Vácha ... [et al.]. 2. vyd. Brno : Masarykova univerzita, 2004. 165 s, il. ISBN 8021033797.

Seznam příloh

Příloha 1 – Seznam vytvořených souborů	63
Příloha 2 – Ukázky zdrojových kódů	64

Příloha 1 – Seznam vytvořených souborů

Aplikace ecg2vcg	
BP_filter.m	Filtrace filtrem typu band pass (pásmová propust)
BS_filter.m	Filtrace filtrem typu band stop (pásmová zádrž)
ecg2vcg.fig	Návrh grafického okna programu
ecg2vcg.m	Zdrojový kód programu
heart_axis.m	Výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce
heart_rate.m	Výpočet tepové frekvence (počet cyklů v signálu)
Help.fig	Grafické okno nápovědy
Help.m	Zdrojový kód nápovědy
HP_filter.m	Filtrace filtrem typu high pass (horní propust)
loop_size.m	Výpočet velikosti VKG smyčky mezi dvěma manuálně zvolenými body v grafu
loopsize.fig	Grafické okno výsledků velikosti VKG smyčky
loopsize.m	Zdrojový kód okna výsledků velikosti VKG smyčky
LP_filter.m	Filtrace filtrem typu low pass (dolní propust)
plot_ecg.m	Vykreslení EKG signálů
plot_filter.m	Vykreslení filtrovaných signálů
plot_vcg.m	Vykreslení VKG signálů
reset_graphs.m	Uvedení programu do původního stavu

Aplikace VCGcompare	
heart_axis.m	Výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce
heart_rate1.m	Výpočet počtu cyklů v signálu 1
heart_rate2.m	Výpočet počtu cyklů v signálu 2
Help.fig	Grafické okno nápovědy
Help.m	Zdrojový kód nápovědy
loop_size.m	Výpočet velikosti VKG smyčky mezi dvěma manuálně zvolenými body v grafu
loopsize.fig	Grafické okno výsledků velikosti VKG smyčky
loopsize.m	Zdrojový kód okna výsledků velikosti VKG smyčky
plot_signal1.m	Vykreslení prvního souboru EKG signálů
plot_signal2.m	Vykreslení druhého souboru EKG signálů
plot_vcg.m	Vykreslení VKG signálů
reset_graphs.m	Uvedení programu do původního stavu
VCGcompare.fig	Návrh grafického okna programu
VCGcompare.m	Zdrojový kód programu

Příloha 2 – Ukázky zdrojových kódů

Načtení signálu:

```
[FileName,PathName]=uigetfile('signals/*.bin','Open ECG signal from lead I'); % načtení signálu ze souboru
fidl=fopen(FileName,'r','s');
fseek(fidl,signal_offset*8,'bof');
ecgI=fread(fidl,signal_length,'double');
ecgI=-ecgI'; % definice signálu
fclose(fidl);
```

Odstranění stejnosměrné složky signálu – posun signálu do nuly:

```
fft_ecgI=fft(ecgI); % fourierova transformace signálu
fft_ecgI(1)=0; % odstranění stejnosměrné složky
ecgI=ifft(fft_ecgI); % inverzní fourierova transformace
```

Filtrace signálů:

```
sampling_freq=2000; % vzorkovací frekvence signálů
rad=51; % řád filtru

% dolní propust
low_pass=firl(rad,freqLP/(sampling_freq/2));

% horní propust
high_pass=firl(rad,freqHP/(sampling_freq/2),'high');

% pásmová propust
band_pass=firl(rad,[freqfrom/(sampling_freq/2) freqto/(sampling_freq/2)]);

% pásmová zadrž
band_stop=firl(rad,[freqfrom/(sampling_freq/2)...
    ...freqto/(sampling_freq/2)],'stop');

% signály po filtraci navrženým filtrem
ecgI_filter=filter(band_pass,1,ecgI(time_from:time_to));
ecgII_filter=filter(band_pass,1,ecgII(time_from:time_to));
ecgIII_filter=filter(band_pass,1,ecgIII(time_from:time_to));
```


Výpočet úhlu sklonu elektrické osy srdce:

Počítá se z velikosti vektoru, který popisuje maximální velikost VKG smyčky od nuly.

```
% Výpočet elektrické osy srdeční
% Výpočet vektorů popisujících vzdálenost od nuly
r_frontal=sqrt((ecgI(time_from:time_to)).^2+...
    ...(ecgIII(time_from:time_to)).^2);

r_horizontal=sqrt((ecgI(time_from:time_to)).^2+...
    ...(ecgII(time_from:time_to)).^2);

r_sagital=sqrt((ecgII(time_from:time_to)).^2+...
    ...(ecgIII(time_from:time_to)).^2)

% Nalezení maxima vektoru
r_frontal_max=max(r_frontal);
r_horizontal_max=max(r_horizontal);
r_sagital_max=max(r_sagital);

% Výpočet úhlu sklonu elektrické osy (odpovídá maximální velikosti vektoru)
for q=1:(time_to-time_from+1);

    if r_frontal(q)==r_frontal_max;
        k=q+time_from-1;
        % úhel ve frontální rovině
        theta_frontal=(atan2(ecgIII(k),ecgI(k)))*180/pi;
    end

    if r_horizontal(q)==r_horizontal_max;
        l=q+time_from-1;
        % úhel v horizontální rovině
        theta_horizontal=(atan2(ecgII(l),ecgI(l)))*180/pi;
    end

    if r_sagital(q)==r_sagital_max;
        m=q+time_from-1;
        % úhel v sagitální rovině
        theta_sagital=(atan2(ecgIII(m),ecgII(m)))*180/pi;
    end
end
```

Výpočet počtu srdečních cyklů (počet QRS komplexů) v signálu:

Počítá se vždy ze svodu EKG III. Cyklus je detekován při překročení prahové hodnoty.

```
top=max(ecgIII(time_from:time_to)); % max. hodnota signálu pro určení prahu
mph=0.6*top; % práh detekce
[a,b]=findpeaks(ecgIII(time_from:time_to),'minpeakheight',mph); % nalezení
lokálních maxim v EKG signálu

bpm=length(b); % počet nadprahových maxim
```

Výpočet velikosti VKG smyčky mezi dvěma manuálně zvolenými body v grafu:

```
% Výpočet vektoru popisujícího vzdálenost od nuly
r_frontal=sqrt((ecgI(time_from:time_to)).^2+(ecgIII(time_from:time_to)).^2)

% Nalezení maxima vektoru
r_frontal_max=max(r_frontal);

axes(handles.vcg_frontal) % vykreslí se v okně vcg_frontal_plane
plot(ecgI(time_from:time_to),ecgIII(time_from:time_to));
grid on;
set(handles.show_text,'String','V okně VCG frontal vyber myší dva body');
hold on;
[x,y]=ginput(2); % manuální zadání dvou bodů v grafu
set(handles.show_text,'String','');
line([x(1) x(2)],[y(1) y(2)],'Color','r'); % vykreslení úsečky mezi body
hold off;

% výpočet vzdálenosti mezi body
size_frontal=sqrt((abs(x(1)-x(2)))^2+(abs(y(1)-y(2)))^2);

set(handles.loop_size_frontal,'String',size_frontal);

% spuštění okna s výsledky
run loopsize
```

Vykreslení EKG signálů I, II a III:

```
% Vykreslení signálu ze svodu I
axes(handles.ecgI) % vykreslí se v okně ecgI
plot(ecgI(time_from:time_to));
grid on;

% Vykreslení signálu ze svodu II
axes(handles.ecgII) % vykreslí se v okně ecgII
plot(ecgII(time_from:time_to));
grid on;

% Vykreslení signálu ze svodu III
axes(handles.ecgIII) % vykreslí se v okně ecgIII
plot(ecgIII(time_from:time_to));
grid on;
```

Vykreslení VKG signálů:

```
axes(handles.vcg_3d) % vykreslí se v okně vcg_3d
plot3(ecgI(time_from:time_to),ecgII(time_from:time_to),ecgIII(time_from:time_to));
grid on;
```

```
axes(handles.vcg_frontal) % vykreslí se v okně vcg_frontal_plane
plot(ecgI(time_from:time_to),ecgIII(time_from:time_to));
grid on;
```

```
axes(handles.vcg_horizontal) % vykreslí se v okně vcg_horizontal_plane
plot(ecgI(time_from:time_to),ecgII(time_from:time_to));
grid on;
```

```
axes(handles.vcg_sagital) % vykreslí se v okně vcg_sagital_plane
plot(ecgII(time_from:time_to),ecgIII(time_from:time_to));
grid on;
```

Generace cesty pro uložení aktuální obrazovky programu do obrázkového souboru:

```
time=clock;
year=time(1);
month=time(2);
day=time(3);
hour=time(4);
minute=time(5);
seconds=time(6);
```

```
outpath=sprintf('save/%d%d%d_%02.0f%02.0f%02.0f', year, month, day, hour,
minute, seconds); % definice cesty
saveas(handles.ecgIII,outpath,'emf'); % příkaz pro uložení
```