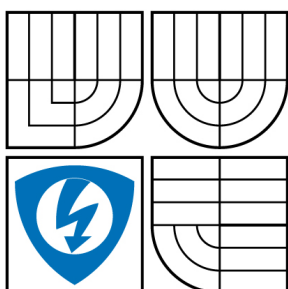


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ PARAMETRŮ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

MEASUREMENT OF CARDIOVASCULAR PARAMETERS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

BOGDAN SZPYRC

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. JANA BARDOŇOVÁ, Ph.D.

BRNO 2008

ZADÁNÍ

Seznamte se s problematikou měření parametrů kardiovaskulárního systému, zejména 3-svodového elektrokardiogramu (EKG) a vektorkardiogramu. Dále se seznamte s počítačovým měřicím systémem BIOPAC a jeho možnostmi měření signálu EKG. Prostudujte dodané programové vybavení systému BIOPAC pro zobrazení naměřených průběhů a možnosti další analýzy. Navrhněte vlastní experiment, proveďte měření a statisticky naměřené výsledky vyhodnoťte. Naměřené signály zpracujte v programovém prostředí Matlab. Navrhněte funkci pro výpočet vektorkardiogramů a proveďte jejich analýzu.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá problematikou anatomie a fyziologie srdce. Pomocí diagnostického systému BIOPAC je snímána elektrická aktivita srdce pomocí 12-svodového elektrokardiogramu (EKG) a vyhodnocena tepová frekvence. Signál EKG je transformován na vektorkardiogram (VKG), ze kterého je odečten směr elektrické osy srdeční. Pro zjištění vlivu zátěže a zastavení dýchání na tepovou frekvenci a vlivů zátěže na sklon elektrické osy srdeční bude navržen vlastní experiment. Pro jednodušší analýzu hodnot bude navržena programová aplikace dovolující rekonstrukci EKG signálu na VKG zobrazení a automatický výpočet tepové frekvence a sklonu elektrické osy srdeční. Pomocí statistické analýzy budou vyhodnoceny výsledky měření.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, vektorkardiogram, srdce, statistický test, Biopac, tepová frekvence, konverze EKG na VKG

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the questions of anatomy and physiology of the heart. The diagnostic system BIOPAC is used in order to measure the electrical activity of the heart by a 12-lead electrocardiogram (ECG) and to evaluate the heart rate. The ECG signal is transformed into a vectorcardiogram (VCG) from which the direction of the electrical axis of the heart is deducted. Own experiment will be suggested in order to detect a load reaction and cessation of breath on the heart rate and a load reaction on an inclination of the electrical axis of the heart. A programme application will be designed so as to simplify the analysis of values. The application will allow reconstruction of the ECG signal into a VCG scheme and an automatic calculation of the heart rate and the inclination of the electrical axis of the heart. By means of a statistical analysis the results of measurements will be evaluated.

KEY WORDS

ECG, vector-cardiogram, heart, statistical hypothesis testing, Biopac, pulse rate, ECG to VCG convertor

SZPYRC Bogdan, *Měření parametrů kardiiovaskulárního systému*. Místo: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav automatizace a měřicí techniky, 2008. Počet stran s. 58, Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma "Měření parametrů kardiovaskulárního systému" jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 20. května 2008

.....

Bogdan Szpyrc

Děkuji vedoucí projektu Ing. Janě Bardoňové, Ph.D za odbornou pomoc a metodické rady při realizaci této bakalářské práce. Také děkuji svým spolužákům Dudysovi Bohdanovi, Kosovi Bohumírovi, Krzyžankovi Jakubovi, Lačnému Radkovi, Rašovi Petrovi, Samcovi Danielovi, Samcovi Tomášovi, Svobodovi Radovanovi, Wojnarovi Petrovi a Zvakovi Martinovi za spolupráci při měření EKG signálů.

V Brně dne 20. května 2008

.....

Bogdan Szpyrc

OBSAH

1. ÚVOD	6
2. ELEKTROKARDIOGRAFIE	7
2.1 Historie EKG.....	7
3. SRDCE	9
3.1 Uložení srdce.....	9
3.2 Popis srdce	9
3.2.1 Dutiny srdce.....	10
3.2.2 Stavba srdeční stěny	11
3.3 Velikost srdce a jeho uložení vzhledem k hrudnímu koši	12
3.4 Práce srdce	12
3.5 Řízení srdeční činnosti	13
3.5.1 Převodní systém srdeční	14
4. ELEKTROKARDIOGRAM	19
4.1 Vznik výchylek elektrokardiografu	20
4.1.1 Vlna P	20
4.1.2 Interval PR.....	20
4.1.3 Komplex QRS.....	22
4.1.4 Úsek ST	22
4.1.5 Vlna T	22
4.1.6 Vlna U.....	23
4.2 Vývoj a uspořádání elektrod	24
4.2.1 Einthovenovy (bipolární) svody	24
4.2.2 Einthovenův trojúhelník	24
4.2.3 Goldbergovy (unipolární) svody	25
4.2.4 Standardní končetinové svody	26
3.3.5 Hrudní svody.....	26
4.3 Elektrody EKG.....	28
5. VEKTORKARDIOGRAM.....	29
5.1 Převod EKG signálu na VKG zobrazení.....	30

6. PARAMETRY KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU	33
6.1 Tepová frekvence	33
6.2 Elektrická osa srdeční	33
7. BIOPAC	35
7.1 Prostředí	36
7.2 Více-svodový kabel pro měření EKG TSC155C	37
8. ECG TO VCG CONVERTOR.....	38
8.1 Datová prezentace signálu	39
8.2 Návrh filtrů.....	40
8.3 Algoritmus detekce jednoho cyklu	41
8.4 Vykreslení EKG a VKG	42
9. EXPERIMENT	44
9.1 Použité přístroje	44
9.2 Postup při měření	46
9.3 Výsledky měření	48
9.4 Statistické vyhodnocení	49
9.5 Grafické shrnutí.....	53
9.6 Zhodnocení experimentů.....	55
10. ZÁVĚR	56
11. LITERATURA.....	57
12. PŘÍLOHY.....	58

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1 Einthoven při prvním snímání EKG	7
Obr. 3.1 Diastola a systola	12
Obr. 3.2 Elektrická aktivace srdce	14
Obr. 3.3 Polarizace buňky	16
Obr. 3.4 Registrace projevů elektrické aktivace	16
Obr. 3.5 Zjednodušený přehled výměny iontů	17
Obr. 4.1 Elektrická aktivace srdce	20
Obr. 4.2 Aktivita převodního systému srdečního	21
Obr. 4.3 Proud iontů, akční potenciál a elektrokardiogram	21
Obr. 4.4 Ukázka vzniku výchylek na elektrokardiografu	23
Obr. 4.5 Einthovenův trojúhelník	25
Obr. 4.6 Umístění svodů	27
Obr. 4.7 Uložení elektrod prekordiálních hrudních svodů	27
Obr. 4.8 Příklady plovoucích nepolarizovaných elektrod	28
Obr. 5.1 Příklad záznamu vektorkardiografem	29
Obr. 5.2 Uložení elektrod při vektorkardiografii	30
Obr. 5.3 Levkova a Dowerova transformace EKG na VKG a zpět	31
Obr. 5.4 Převod signálu EKG na VKG použitím goniometrických funkcí	31
Obr. 7.2 Grafické prostředí ovládacího programu pro systém Biopac	36
Obr. 7.3 Více-svodový EKG kabel TSD155C	37
Obr. 8.1 Grafické rozhraní programu ECG to VCG convertor	38
Obr. 8.2 Načtení signálu a jeho datová prezentace	39
Obr. 8.3 Datová struktura signálu	39
Obr. 8.4 Filtrace signálu	40
Obr. 8.5 Algoritmus detekce izolovaného cyklu EKG signálu	41
Obr. 8.6 Vykreslení EKG a VKG	43
Obr. 8.7 Výpočet časového vektoru	43
Obr. 8.8 Výpočet VKG a sklonu elektrické osy srdeční	43
Obr. 9.1 Šest svodů klidového EKG signálu – I, II, III, aVR, aVL, aVF	45

Obr. 9.2 Šest svodů klidového EKG signálu – V1-V6	45
Obr. 9.3 Připojení jednotlivých svodů	46
Obr. 9.5 Tepová frekvence před a po zátěži.....	54
Obr. 9.6 Sklon elektrické osy srdeční před a po zátěži	54
Obr. 9.7 Tepová frekvence po přerušení dýchání a po obnovení dechu	55

SEZNAM TABULEK

Tab. 9.1: Nastavení jednotlivých svodů.....	47
Tab. 9.2: Výsledky měření pro experiment I	48
Tab. 9.3: Výsledky měření pro experiment II	48
Tab. 9.4: Výsledky měření pro experiment III.....	48
Tab. 9.5: Výsledky párového t-testu pro experiment I	50
Tab. 9.6: Výsledky párového t-testu pro experiment II	51
Tab. 9.7: Výsledky párového t-testu pro experiment III.....	52
Tab. 12.1 Umístění jednotlivých soborů na CD.....	58

1. ÚVOD

Elektrokardiografie (EKG) patří mezi klasické vyšetřovací metody, věkem neztratila nic na významu. Je nepostradatelným nástrojem pro diagnostiku arytmií a pro vyhledávání vrozených i získaných proarytmických stavů. Měření tepové frekvence při zátěžových testech může prokázat nejruznější vady srdečního svalu.

Bakalářskou práci lze rozdělit na dvě části, teoretickou a praktickou. Cílem teoretické části této práce je seznámit se problematikou anatomie a fyziologie srdce, diagnostickým systémem BIOPAC, 12-svodovým EKG, vektorkardiogramem a měřením parametrů EKG signálu jako elektrická osa srdeční, či tepová frekvence.

Praktická část projektu se zabývá vlivem zátěže a přerušení dýchání na tepovou frekvenci a vlivem zátěže na sklon elektrické osy srdeční. Bude navržen vlastní experiment a provedeno měření na 10 dobrovolnících. Pro zpracování naměřených hodnot bude navržena programová aplikace umožňující rekonstrukci VKG z EKG signálu a výpočet sklonu elektrické osy srdeční. Pomocí statistické analýzy budou vyhodnoceny výsledky měření.

2. ELEKTROKARDIOGRAFIE

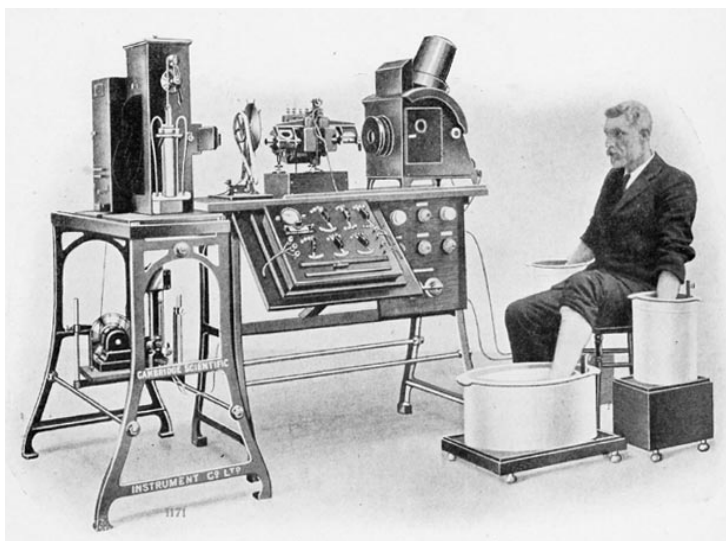
Elektrokardiografie (EKG) je velmi jednoduché, nenáročné a hlavně nebolestivé vyšetření, díky kterému má lékař přehled o elektrické aktivitě srdce. Každý stah srdečního svalu je odezvou slabého elektrického napětí, které se šíří až na povrch těla, kde ho lze snímat.

Elektrokardiograf (EKG) je přístroj dovolující citlivě snímat elektrickou aktivitu srdce v čase. Pomocí vodičů připevněných na různých částech těla, vyhodnocuje elektrické změny srdečního svalu na několika místech zároveň. Výsledek je obvykle zaznamenáván na speciální papír jako takzvaný elektrokardiogram (EKG křivka). Lékař křivku rozměří a podle ní může posuzovat srdeční funkci [1].

2.1 HISTORIE EKG

Zakladatel: Willem Einthoven (1860 – 1927)

- profesor fyziologie na univerzitě v Leydenu
- zkoumal (mimo jiné) akční proudy srdeční činnosti
- sestrojil strunový galvanometr (nebyly zesilovače)
- zavedl končetinové svody q „Einthovenův trojúhelník“
- Nobelova cena za fyziologii a lékařství 1924



Obr. 2.1 Einthoven při prvním snímání EKG [2]

EKG je nejstarším vyšetřením v kardiologii, nicméně i sto let po uvedení do praxe zůstává nejčastěji užívaným kardiologickým funkčním vyšetřením. Navzdory příchodu nákladných a složitých alternativních metod zůstává EKG nejspolehlivějším průkazem akutního infarktu myokardu. EKG rozhoduje o včasném použití život zachraňující trombolytické léčby. Žádné jiné vyšetření nemůže překonat EKG v řešení tak častého a tak obtížného problému, jako je diagnostika arytmii. Měření EKG je velice populární také díky tomu, že se jedná o nenákladné vyšetření poskytující výsledky prakticky okamžitě. Přístroji snímajícími EKG signál je rovněž vybaveno hodně ambulancí [1].

3. SRDCE

Srdce (lat. cor) je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými kontrakcemi zajišťuje neustálý oběh krve a mízy v organismu.

3.1 ULOŽENÍ SRDCE

Srdce je uloženo v prostoru středohrudí, tedy v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí (sternum) a bránicí. Zevně je kryto vazivovým obalem, osrdečníkem (perikard), což je duplikatura vnitřní povázky hrudní dutiny. Uvnitř perikardu je tenká dvojitá membrána. V tomto úzkém dvojitém vaku je perokardální prostor. Je v něm malá vrstva tekutiny, která chrání srdce před třením a nárazy. Uvnitř je srdce vystláno další vrstvou – endokardem. Ten má za úkol učinit srdce krvetěsným.

Mezi endokardem a perikardem je vlastní zdroj síly srdce – myokard. Je tvořen příčně pruhovaným svalstvem, které není ovlivňováno vůlí. Stěny síní mají méně svaloviny než stěny komor, vykonávají menší činnost.

Ve středohrudí je srdce fixováno hlavně pomocí velkých cév, které vychází z jeho základny, tedy hlavně obloukem aorty, plicním kmenem a plicními žilami. Kromě toho z perikardu vychází vaz, který spojuje srdce s hrudní kostí (lig. sternopericardiacum) [3].

3.2 POPIS SRDCE

Srdce má tvar kužele, jehož hrot (apex) směřuje doleva a dolů. Srdeční základna je místo, kam ústí cévy vstupující a vystupující do srdce, podkladem hrotu je hlavně levá komora.

Levá plocha srdce je přivrácená k hrudní kosti a k žebrům (facies sternocostalis), pravá plocha srdce je přivrácená k bránici (facies diaphragmatica).

Srdce je uvnitř rozděleno na 4 samostatné dutiny. Přepážky mezi dutinami jsou zevně naznačeny mělkými zářezy na povrchu srdce. Srdce je, zejména v oblasti základny, obaleno funkčním tukem, který vyrovnává nerovnosti srdečního povrchu a umožňuje tak jeho klouzání v dutině osrdečníku [3].

3.2.1 Dutiny srdce

Krev při průchodu srdcem protéká dutinami, které jsou navzájem odděleny chlopněmi zabráňujícími zpětnému toku krve. Náraz krve na uzavřené chlopně při systole slyšíme jako srdeční ozvy.

Neokysličená krev je do srdce přiváděna dutými žilami (venae cavae), ty jsou dvě: horní, které přivádí krev z horní části těla, a dolní. Duté žíly se před srdcem slévají v žilném splavu (sinus venarum cavarum) [3].

Pravá předsíň

Z žilného splavu krev odtéká do pravé předsíně. Pravá předsíň tvoří pravou polovinu srdeční základny. Má relativně tenkou svalovou stěnu, odvádí menší část práce než levá polovina. Vybíhá na povrch srdce v jakýsi svalový vak, který se nazývá ouško (auricula).

Pravá předsíň je oddělena od pravé komory předsíníkomorovou přepážkou, ve které je otvor opatřený trojcípou chlopní (valva atrioventricularis dextra, tricuspidalis).

Tricuspidální chlopeň střeží vstup do pravé komory a zabráňuje tomu, aby krev sem proudila z pravé síně a aby se nemohla vracet zpět. Má tři cípy, proto název trojcípá. Pracuje jednoduchým způsobem, stejně jako chlopeň mitrální v levé komoře. Jak se komory kontrahují, krev je uvnitř srdce stlačována a také ona tlačí na chlopenní cípy a stlačuje je dohromady a nutí je k těsnému uzávěru.

Pravá komora

Pravá komora leží pod pravou předsíní, nedosahuje ale do srdečního hrotu. Má tenčí stěnu než levá komora, ale silnější než stěna síní. U člověka je stěna asi 0,5cm tlustá. Uvnitř komory myokard vybíhá do prostoru a tvoří bradavkovité svaly, na které se upínají šlašinky, vazivové struny rozepjaté mezi stěnou komory a cípy trojcípé chlopně. Šlašinky zabráňují vyvrácení chlopně při stahu komory.

Pravá komora vyúsťuje do plicního kmene, otvor je uzavíratelný poloměsíčitou (semilunární) chlopní (valva trunci pulmonalis). Tato chlopeň dostala své jméno podle podobnosti s půlměsícem. Tvoří jakési kapsy. Plicní chlopeň dovoluje krvi protékat z pravé komory do hlavní tepny plicního oběhu do plicnice,

na její cestě do plic. Při kontrakci komor se dostává neokysličená krev přes plicní chlopeň do plicnice a do plic. Plicní kmen odvádí krev do plic.

Levá předsíň

Z plic přitéká okysličená krev plicními žilami do levé předsíně. Levá předsíň tvoří levou polovinu srdeční základny. Stejně jako pravá předsíň má tenkou svalovou stěnu a vybíhá na povrch srdce jako ouško.

V předsínokomorové přepážce je otvor opatřený dvojcípou chlopní, která se také nazývá mitrální chlopeň (valva atrioventricularis sinistra, bicuspidalis, mitralis). Podobnost s biskupskou mitrou, odtud název. Pracuje souběžně a stejným způsobem jako atriventriokulární chlopeň v pravém srdci.

Levá komora

Levá komora má ze všech srdečních dutin nejtlustší stěnu, u člověka je až 1,5cm tlustá. Zasahuje až do srdečního hrotu. Uvnitř jsou bradavkovité svaly, na které se upínají šlašinky, a srdeční struny, které jsou součástí převodního systému srdečního.

Stahem levé komory je krev vypuzována do aorty, otvor je uzavíratelný aortální chlopní (valva aortae). Aortální chlopeň pracuje stejně a ve stejném rytmu jako chlopeň plicní. Při kontrakci komor se dostává okysličená krev přes aortální chlopeň do hlavního tělního oběhu.

Typický zvuk srdeční činnosti lub-dub způsobuje střídání fází systoly a diastoly. Systola je fáze, kdy krev tryská ze srdečních komor do tepen. Relaxační fáze, kdy srdce odpočívá a plní se krví, se nazývá diastola. Síně začínají svůj stah odshora. Připomíná to ždímání. Síně musí krev dopravit do komor pod nimi [3].

3.2.2 Stavba srdeční stěny

Na povrchu je srdce kryto epikardem, vazivovou blankou, ve které probíhají tepny a žíly, obsahuje také tukovou tkáň.

Nejsilnější částí stěny je myokard, který je tvořen srdeční svalovinou. V síních je dvouvrstevný, ve stěnách komor je trojvrstevný. Vlákná srdečního svalu jsou složitě propletena a tvoří architektoniku srdečního svalu.

Vnitřní stěna, obrácená do srdečních dutin, se nazývá endokard. Je to vazivová blanka, směrem do dutin pokryta endotelem, tedy výstelkou cév. Mezi

endokardem a myokardem probíhají Purkyňova vlákna, součást převodního systému srdečního [3].

3.3 VELIKOST SRDCE A JEHO ULOŽENÍ VZHLEDEM K HRUDNÍMU KOŠI

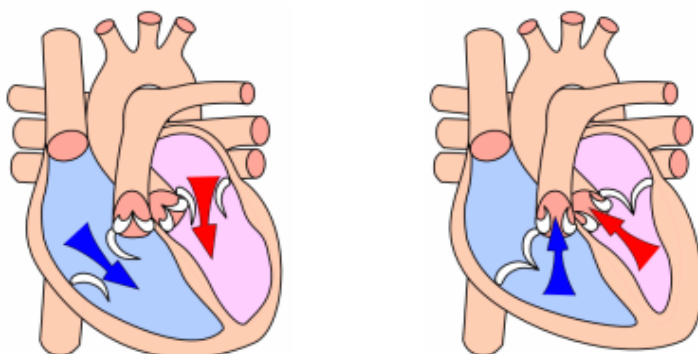
U dospělého člověka je srdce asi 12cm dlouhé a 8-9cm široké. Hmotnost srdce se liší podle pohlaví, u muže se pohybuje kolem 280-340g, u žen kolem 230-280 gramů.

Srdeční základna leží pod pátým až sedmým hrudním obratlem, hrot zasahuje do pátého mezižebří [3].

3.4 PRÁCE SRDCE

Diastola - relaxace srdečního svalu

Systola - koordinovaný srdeční stah svaloviny síní nebo komor



Obr. 3.1 Diastola (vlevo) a systola (vpravo) [3]

Krok za krokem

Při diastole síní (za současné systoly komor) přitéká do pravé síně oběma dutými žilami krev z velkého tělního oběhu, zatímco do levé síně přitéká krev z plicních žil. Následuje systola obou síní (současně s diastolou obou komor), při které je krev ze síní vypuzena do komor. Aby nedocházelo ke zpětnému toku krve z komor do síní, je mezi pravou síní a komorou trojcípá chlopeč a mezi levou síní a komorou chlopeč dvojčípá (viz výše). Tyto chlopně se při následné systole komor uzavřou a krev z komor je tak vypuzena do plicního kmene a do aorty. Zpětnému toku krve do komor brání poloměsíčitá chlopně uzavírající jak plicní kmen, tak aortu.

Rozlišuje se dvě fáze systoly:

- izovolumická kontrakce - roste tlak, objem se nemění
- ejekční fáze - objem se zmenšuje, tlak se nemění

Stejně tak dvě fáze diastoly:

- izovolumická relaxace - tlak klesá, objem se nemění
- plnicí fáze - objem komor roste, tlak se nemění

Každou systolou je tak ze srdce vypuzeno průměrně asi 70ml krve (tepový objem). Množství krve, které jedna komora přečerpá za minutu, se nazývá minutový srdeční výdej.

$$\text{minutový výdej} = \text{tepový objem} \times \text{srdeční frekvence}$$

U člověka v klidu je srdeční frekvence 70-80 stahů za minutu. Klidový minutový srdeční výdej je tedy 5-6 l/min. V případě potřeby se ale dokáže zvýšit více než pětkrát, a to hlavně zrychlením srdeční frekvence.

Hnací silou oběhu krve jsou tlakové rozdíly mezi tepennou a žilní částí oběhové soustavy. Velikost krevního tlaku je v jednotlivých částech oběhové soustavy dána jednak činností srdce a jednak odporem, který je funkcí poloměru a délky cévy. Proto směrem od srdce krevní tlak klesá, za současného poklesu rychlosti proudění krve. Zpomalení toku krve ve vlasečnicích je velmi důležité, protože zde probíhá vlastní předávání živin a kyslíku tkáním a odvádění produktů metabolismu [3].

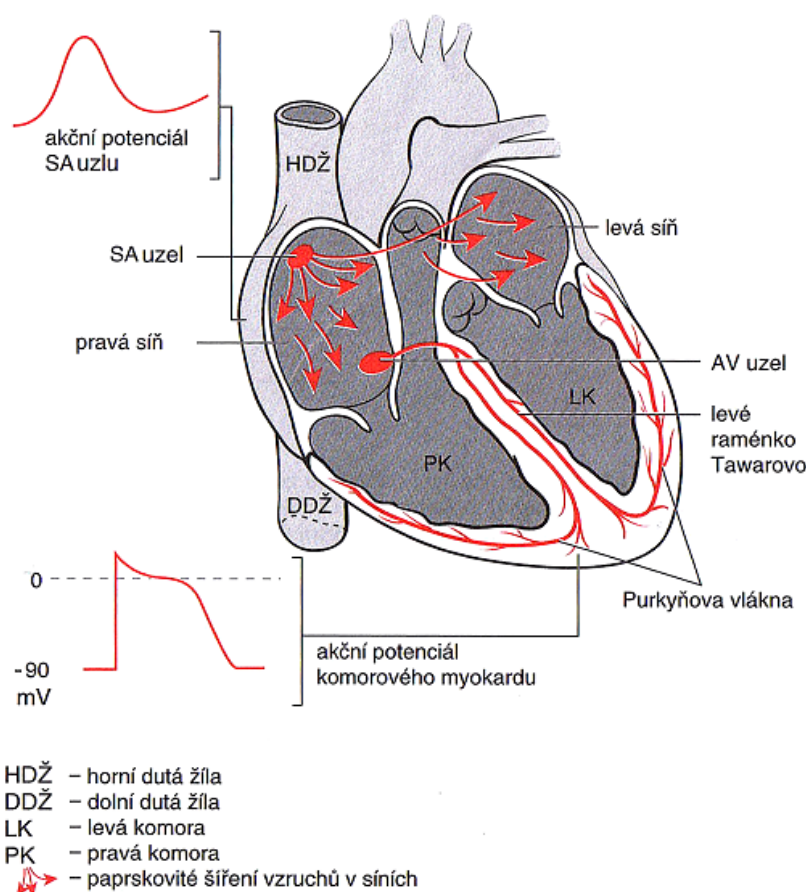
3.5 ŘÍZENÍ SRDEČNÍ ČINNOSTI

Srdce je do jisté míry autonomní orgán, podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo ve vlastní svalovině, a to v modifikovaných kardiomyocytech tvořících převodní soustavu srdeční. Této vlastnosti se říká automacie.

Narozdíl od kosterního svalu se membránový potenciál po depolarizaci nevrací rychle zpět na původní hodnotu, ale zůstává po asi 200-350ms ve fázi plató, kdy je membránový potenciál kladný a buňka nereaguje na další vzruch. Teprve pak dojde k repolarizaci a buňka je schopna další kontrakce. Proto nemůže v srdeční svalovině dojít k tetanické křeči [3].

3.5.1 Převodní systém srdeční

Na membránách buněk převodního systému se neustále spontánně mění membránový potenciál. Každému stahu srdce předchází vlna elektrického podráždění, jež začíná v sinoatriálním (SA) uzlu. **Obr. 3.2** ukazuje radiální šíření impulsů ze SA uzlu. Vlny elektrické aktivity se šíří síněmi, až dosáhnou atrioventrikulárního (AV) uzlu. Záznam z SA uzlu nemá žádný klidový potenciál, jaký lze registrovat v kontraktilní svalovině komor. Spontánní depolarizace a repolarizace SA uzlu je jedinečným, zázračným automatickým zdrojem impulzů, které aktivují síně a AV uzel. Ten vede impulzy k Tawarovým raménkům a jimi je aktivována svalovina komor [4].



Obr. 3.2 Elektrická aktivace srdce

Sinoatriální uzel (SA). Aktivační potenciál (šípky) se šíří radiálně z SA uzlu síněmi do atrioventrikulárního (AV) uzlu a dále Tawarovými raménky ke svalovině komor a síti Purkyňových vláken. Záznamy z SA uzlu nezapisují stálý klidový potenciál, ale je pro ně charakteristická spontánní diastolická depolarizace [4].

Depolarizace

V klidové buňce srdečního svalu disociují molekuly na ionty s pozitivním nábojem na zevní a s negativním nábojem na vnitřní straně buněčné membrány. Buňka je v elektricky vyváženém, nebo naopak polarizovaném stavu, viz. **Obr. 3.3**.

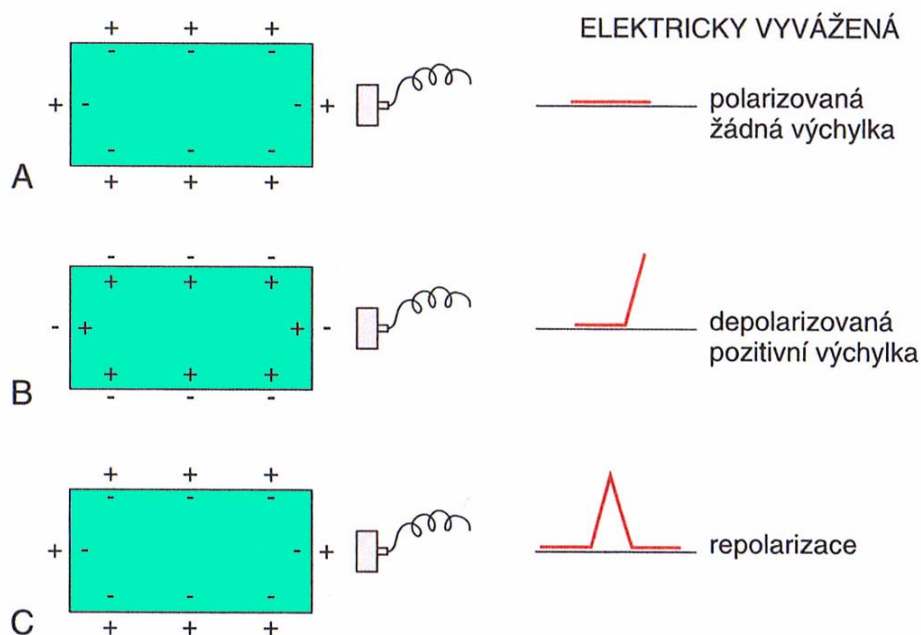
Působí-li na buňku vlna elektrického podráždění, ionty s negativním nábojem pronikají na povrch buňky a s pozitivním nábojem do nitra buňky. Tato změna polarity se označuje jako depolarizace (viz. **Obr. 3.3-B**). Je-li elektroda umístěna tak, že čelo vlny depolarizace směřuje k elektrodě, galvanometr ukazuje pozitivní výchylku (viz. **Obr. 3.4-A**). Směřuje-li vlna depolarizace od elektrody, zapíše galvanometr negativní kmit (viz. **Obr. 3.4-B**).

Repolarizace

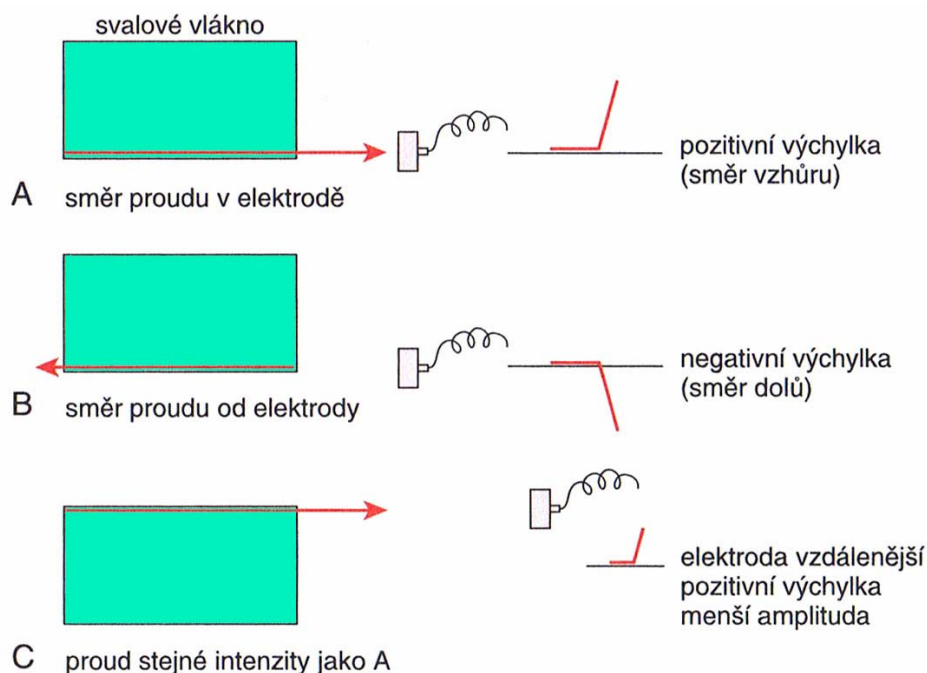
Ve fázi zotavení se pozitivní ionty vracejí na zevní povrch buněk, zatímco ionty s negativním nábojem do nitra buněk. Obnovuje se elektrická rovnováha. Tento proces označujeme jako repolarizace (viz. **Obr. 3.3-C**). Pohyb iontů sodíku (Na^+) a draslíku (K^+) přes buněčnou membránu je velice důležitý pro vznik elektrické srdeční činnosti. Na **Obr. 3.5** jsou zachyceny relativní koncentrace iontů Na a K. Koncentrace Na^+ je třicetkrát nižší uvnitř buňky než na jejím povrchu. Pro toto složení iontů je membrána klidového svalového vlákna myokardu v elektricky vyváženém nebo polarizovaném stavu. Rozdíl potenciálu na buněčné membráně lze měřit mikroelektrodou a dosahuje hodnotu -90mV .

Akční potenciál

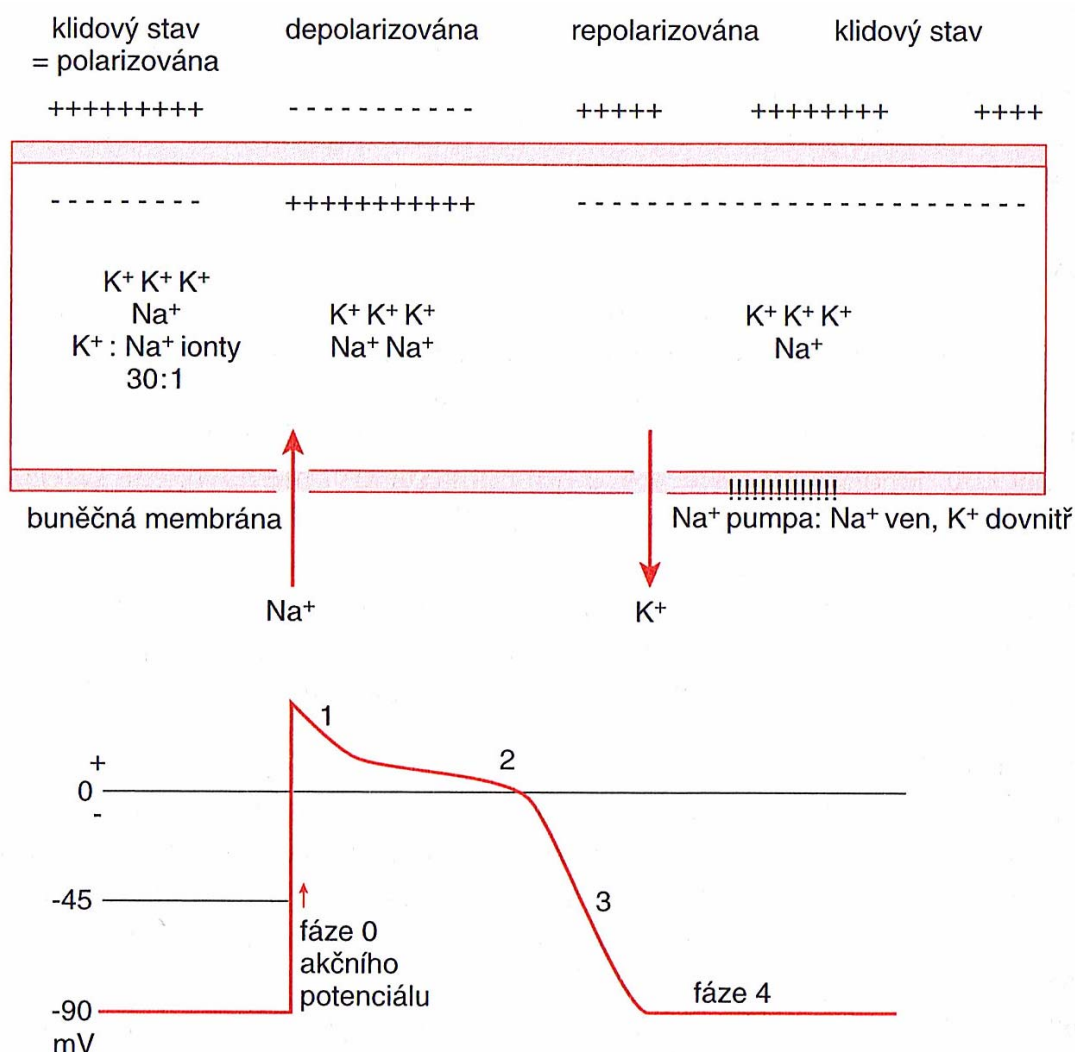
Proud Na^+ do nitra buňky mění transmembránový potenciál, výsledkem je pak depolarizace. Registruje se jako první pozitivní kmit – fáze 0 akčního potenciálu. S poklesem propustnosti pro Na^+ a K^+ se membránový potenciál udržuje na hodnotě blízké 0, což se registruje jako fáze 1 a 2 akčního potenciálu (viz. **Obr. 3.5**). Sodíková pumpa, Na-K-ATPáza (adenosintrifosfatáza) uvedená na **Obr. 3.5**, přečerpává Na^+ z nitrobuněčného kompartmentu do mimobuněčného prostoru. Zatímco K^+ směřuje z extracelulárního do intracelulárního prostoru. Fáze 3 akčního potenciálu je obdobím rychlé repolarizace buňky, po níž následuje fáze stabilního klidového potenciálu – fáze 4 akčního potenciálu.



Obr. 3.3 Polarizace buňky A/ Buňka v klidové fázi: pozitivní náboje na zevním povrchu a negativní uvnitř vytvářejí elektricky neutrální, polarizovanou buňku. B/ Depolarizovaná buňka: negativní náboje (ionty) na povrchu buňky a pozitivní uvnitř. C/ Repolarizace buňky: pozitivní ionty se vracejí na povrch buňky [4].



Obr. 3.4 Registrace projevů elektrické aktivace A/ Směr proudu k elektrodě se registruje jako pozitivní výchylka. B/ Směr proudu od elektrody se registruje jako negativní výchylka. C/ Směr proudu k elektrodě, leč vzdálené, se registruje jako pozitivní výchylka, ale menší amplitudy než v případě A [4].



Obr. 3.5 Zjednodušený přehled výměny iontů. Buňka srdečního svalu ve stavu polarizovaném, depolarizovaném i repolarizovaném a akční potenciál. Elektrický impuls působící na buňku srdečního svalu má za následek přesuny kationů na buněčné membráně a vede k depolarizaci, po ní následuje repolarizace, a tyto pochody dávají vzniknout akčnímu potenciálu s fázemi 0, 1, 2, 3 a 4. Popsané změny se rychle šíří svalovinou síní i komor a umožňují vznik srdečního stahu a mechanické systoly (viz též **Obr. 4.3**) [4].

Sinoatriální uzel

Hlavním zdrojem vzruchů je sinoatriální uzel (SA uzel), shluk buněk převodního systému srdečního ve stěně pravé předsíně blízko žilního splavu. Tady je spontánní depolarizace nejrychlejší, SA uzel proto generuje vzruchy i pro ostatní části převodního systému. Rytmus srdečních frekvencí určuje SA uzel na počet 70 tepů za minutu. Sám uzel je regulován pokyny z autonomního kardioregulačního

centra v mozkovém kmeni. Centrum řízení srdeční činnosti je umístěno v prodloužené míše. Za určitých okolností ale může vzruch vznikat i jinde, to se projeví změnou frekvence tvorby vzruchů [3].

Atriventikulární uzel

AV uzel fyziologicky zpomaluje elektrický proud přicházející ze síní, a tím získává čas pro náplň komor při systole síní, respektive v období, jež předchází systole komor [4]. Nachází se v přepážce mezi síněmi a komorami. Za běžných okolností pouze převádí vzruch z SA uzlu, může ale generovat vzruch pro celé srdce.

Z AV uzlu vychází Hisův svazek, který se v mezikomorové přepážce rozdělí na dvě Tawarova raménka, pravé a levé. Každé raménko míří k pracovnímu myokardu komor, kde se větví na Purkyňova vlákna, která probíhají pod endokardem a šíří vzruch do stěny komor. Po průchodu elektrického impulzu těmito částmi je veškerá svalovina komor depolarizována. Depolarizace se šíří od báze ke hrotu mezikomorovou přepážkou a poté volnou stěnou levé komory – vždy se šíří od endokardu směrem k epikardu.

Dočasné zadržení a zpomalení vedení v AV uzlu má důležitou ochrannou roli u nemocných s fibrilací síní a s flutterem síní. V obou případech přicházejí do AV uzlu rychlé impulzy ze síní o frekvenci 300 až 600/min. Tato „závora“ snižuje frekvenci elektrických impulzů na 120-180 za minutu, a tím brání závažným příhodám tachykardie, které by ohrožovaly život nemocného [4].

V SA uzlu a AV uzlu je rychlost šíření vzruchu 0,02-0,1m/s, ve zbytku převodního systému se vzruch šíří rychlostí až 4 m/s. Mezi buňkami pracovního myokardu je šíření vzruchu pomalejší, do 1 m/s.

U zdravého srdce je směr šíření vzruchů v určitém okamžiku vždy stejný. Výsledné vektory vzruchu lze snímat pomocí EKG.

4. ELEKTROKARDIOGRAM

Srdeční sval je tvořen mnoha tisíci (cca 1010) svalových buněk. Každý okamžik depolarizace nebo repolarizace představuje pro velké skupiny buněk různé fáze aktivity. Lze si představit, že sumační potenciál všech buněk myokardu vytváří v prostoru jakýsi elektrický dipól, který v průběhu srdeční periody mění svůj směr a svou velikost. Tento pomyslný vektor nazýváme vektorem elektrické srdeční osy.

Vektor je definován jako síla, jež má směr a velikost. Úhrn všech okamžitých srdečních vektorů vytváří elektrickou činnost srdce. Elektrokardiogram (zkráceně EKG) zaznamenává sled těchto vektorů neboli záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou [4].

Sval srdeční je tvořen třemi svalovými hmotami: mezikomorovou přepážkou, velkou hmotou svaloviny levé komory a podstatně menší hmotou svaloviny komory pravé. Na velikost a amplitudu zaznamenávaných výchylek má vliv hmota depolarizované svaloviny a její vzdálenost od registrující elektrody (viz. **Obr. 3.4** a **Obr. 4.1**).

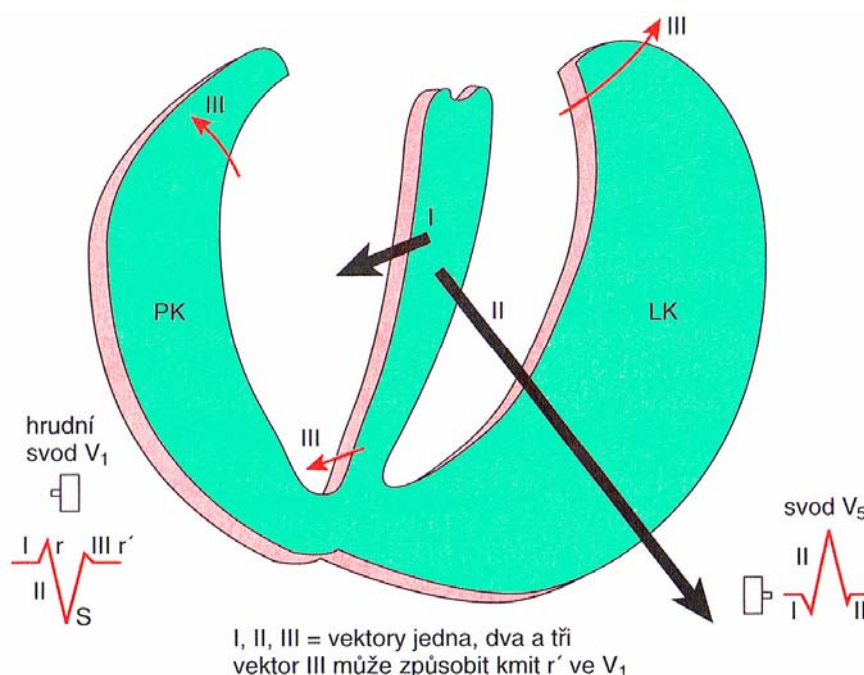
EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Na rozdíl od centrální nervové soustavy (CNS) vykazuje práce srdce daleko větší synchronnost a periodicitu. Signál se šíří z myokardu poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován. EKG signál lze proto zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu.

Záznam elektrických proudů, jejich směrů a velikosti, stejně jako frekvence srdečních stahů provádí přístroj – elektrokardiograf. Jeho podstatou je galvanometr, jehož výchylky jsou zaznamenány na registrační papír, respektive do paměti počítače a následně zobrazeny na monitorovacím zařízení.

Pro zjednodušené hodnocení postačí konstatovat, že EKG signál zachycuje:

- tři nápadné kmity: *vlnu P*, *komplex QRS* a *vlnu T*
- dva časové intervaly: *interval PR* a *délku QRS*
- *úsek ST* – umožňuje časovou diagnostiku AIM (akutní infarkt myokardu)

a ischémie myokardu [4].



Obr. 4.1 Elektrická aktivace srdce. Vektor III může ve svodu V1 způsobit přítomnost kmitu r' [4].

4.1 VZNIK VÝCHYLEK ELEKTROKARDIOGRAFU

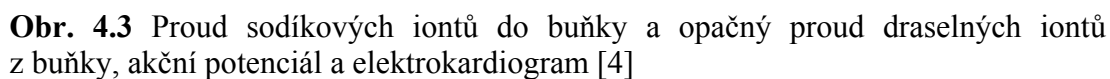
Tato podkapitola se zabývá vznikem kmitů a vln v EKG signálu. Jednotlivé části srdečního svalu jsou aktivovány postupně. **Obr. 4.2** znázorňuje aktivní části převodního systému srdečního během jedné periody EKG signálu.

4.1.1 Vlna P

První část vlny P zachycuje elektrickou aktivitu pravé síně. Střední část vlny P vzniká při dokončení aktivace pravé síně a počátku aktivace síně levé. Terminální část vlny P je tvořena levou síní. Vlna P je první výchylkou elektrokardiogramu – je to malá, hladce konturovaná zaoblená výchylka, předcházející komplexu hrotnatých kmitu komplexu QRS (viz. **Obr. 4.2**) [4].

4.1.2 Interval PR

Interval PR informuje o čase, který potřebuje elektrický impulz ze síní pro průnik AV uzlem, Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny až k počátku depolarizace komor [4].



4.1.3 Komplex QRS

Komplex QRS je obrazem postupu elektrické aktivace myokardu komor. Elektrické síly vznikající při depolarizaci svaloviny komor se na EKG registrují jako ostré kmity (viz. **Obr. 4.3** a **Obr. 4.2**). Ostré, hornaté kmity se označují jako komplex QRS bez ohledu na to, zda jsou převážně pozitivní (směřují nahoru), anebo negativní (směr dolů) [4].

4.1.4 Úsek ST

Úsek ST leží mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T (viz. **Obr. 4.3** a **Obr. 4.2**). Informuje o okamžiku, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány, anebo o fázi, v níž jsou vyrovnány elektrické síly končící depolarizací a počínající repolarizací, jež se navzájem vyrovnají (neutralizují). Průběh úseku ST může být do značné míry ovlivněn časnou repolarizací. Bod, ve kterém úsek ST odstupuje od komplexu QRS, se označuje J (junkce). Úsek ST za normálních okolností plynule přechází do vzestupné části vlny T a nemá ani probíhat zcela vodorovně, ani nemá se vzestupnou částí vlny T vytvářet ostrý úhel [4].

4.1.5 Vlna T

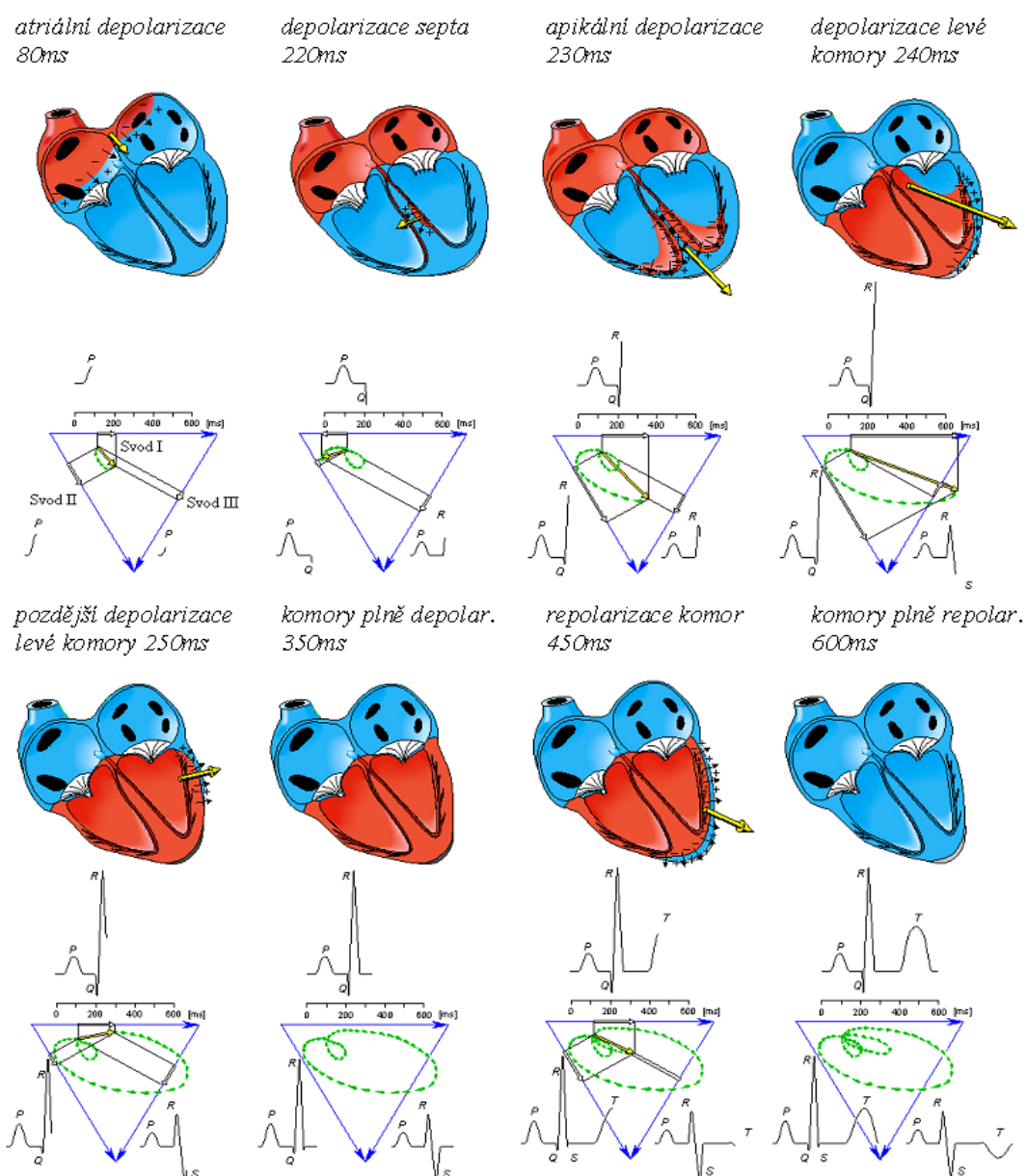
Široká vlna zaobleného tvaru vzniká při elektrickém zotavování repolarizací komor (viz. **Obr. 4.3** a **Obr. 4.2**). Vlna T následuje po každém komplexu QRS a je oddělená časovým intervalem, jenž je pro každé EKG konstantní. Vzhledem k tomu, že zotavení komor probíhá směrem jejich aktivace, je polarita výsledného vektoru T podobná polaritě komplexu QRS. Vlna T vzniká v čase mechanické systoly komor.

Pochody související se vznikem vlny T spotřebovávají energii, při vzniku komplexu QRS se energie nespotebovává. Metabolické činnosti svalových buněk a energie je při repolarizaci potřeba pro přesuny iontů za tohoto procesu. Repolarizace a konfigurace vlny T proto mohou být ovlivněny některými metabolickými, hemodynamickými a fyziologickými okolnostmi. Příčinami změny tvaru vlny T mohou být například pití studené vody, polykání jídla, cvičení, hladovění, atd. [4]

4.1.6 Vlna U

Vlna U je vlna, která následuje po vlně T a je patrná na EKG záznamech pouze u některých jedinců. Její voltáž je nízká, v některých svodech ji lze obtížně nalézt. Původ je nejasný [4].

Pro názornost je vznik výchylek na EKG zobrazen na **Obr. 4.4**.



Obr. 4.4 Ukázka vzniku výchylek na elektrokardiografu [5]

4.2 VÝVOJ A USPOŘÁDÁNÍ ELEKTROD

Dnešní podobu a uspořádání elektrod předcházely léta výzkumu a vývoje. Mezi nejznámější lékaře-techniky patří bezesporu Einthoven a Goldberg. Jejich přínosu do světa elektrokardiografie a popisu kontrélních zapojení je věnována následující podkapitola.

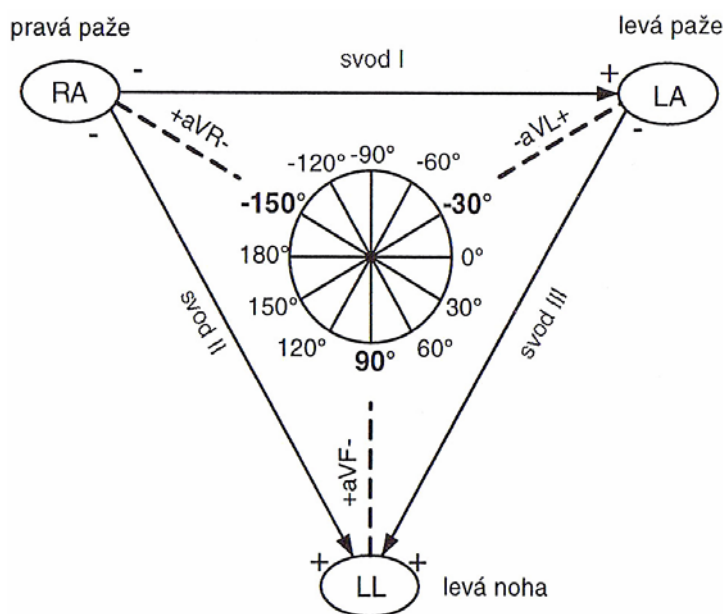
4.2.1 Einthovenovy (bipolární) svody

Historicky zavedl elektrokardiografii jako klinickou metodu r. 1906 holandský lékař E. W. Einthoven. EKG signál u člověka zaznamenal strunovým galvanometrem mezi horními končetinami, a to pro snadnost připojení elektrod na zápěstí. Měřený signál pak odpovídá rozdílu potenciálů mezi oběma elektrodami, jedná se proto o bipolární zapojení. Pravou ruku se označí písmenem R (right, standardně označena červenou barvou) a levou L (left, žlutá), pak signál L-R tvoří I. Einthovenův svod. Později byla další elektroda připevněna poblíž kotníku levé nohy F (foot, zelená) a tím pádem možnost měřit rozdíl potenciálů F-R (II. Einthovenův svod) a F-L (III. Einthovenův svod). Elektroda N (neutrální - černá), která se připojuje na pravou nohu, se do vlastního snímání nezapočítává a slouží pouze jako uzemnění. „Pouze“ neznamená, že by bylo možno ji beztestně vynechat, neboť pak by měření bylo narušeno různými poruchami a hrozilo by i poškození citlivých vstupních zesilovačů [6].

4.2.2 Einthovenův trojúhelník

Jsou-li bipolárně zapojené Einthovenovy svody I, II a III jako strany rovnostranného (tzv. Einthovenova) trojúhelníku, v jehož vrcholech jsou umístěny elektrody R, L a F, pak vznikne souřadný systém tří os, vzájemně natočených o 60 stupňů (počítá se i opačné směry os), do kterého se promítá vektor srdeční osy. Podle polarity a velikostí jednotlivých vln EKG záznamu v jednotlivých svodech pak lze spočítat, či alespoň na první pohled odhadnout, natočení vektoru elektrické srdeční osy. Tak např., pokud se vlna R jeví nejvyšší ve II. svodu, lze odhadnout, že vektor elektrické srdeční osy leží přibližně ve směru strany Einthovenova trojúhelníku, reprezentující II. svod, tedy ve směru vpravo dolů (při pohledu proti pacientovi). To je přibližně normální (obvyklý) sklon elektrické srdeční osy. Směr

vodorovně vpravo označuje 0 stupňů a úhlové stupně se měří od tohoto směru po směru hodinových ručiček, a proto směr II. kanálu odpovídá sklonu srdeční osy +60 stupňů. Odchyłky od normy se označují jako stočení elektrické osy doprava či doleva[6].



Obr. 4.5 Einthovenův trojúhelník [7]

4.2.3 Goldbergovy (unipolární) svody

Pro lepší rozlišení byly později doplněny Einthovenovy svody o další směry: Spojením končetinových elektrod přes stejně velké odpory byl vytvořený virtuální střed (tzv. Wilsonova svorka), do kterého byly zapojeny referenční vstupy tří dalších diferenciálních zesilovačů. Vektory nových souřadných os, které tak vznikly, je možno si představit jako šipky, vedoucí ze středu (z těžiště) rovnostranného Einthovenova trojúhelníku směrem k jeho vrcholům, reprezentujícím elektrody R, L, F; nově vzniklé svody pak byly pojmenovány VR, VL a VF.

V tomto historickém okamžiku se ovšem ještě nepoužívaly elektronické zesilovače, proto bylo na závalu, že těžnice trojúhelníku VR, VL a VF jsou kratší než jeho strany, a tím pádem i získaný signál byl nízký. Vylepšením tohoto systému proto bylo zapojení, kdy se nevytvořil centrální bod uprostřed trojúhelníku pro všechny elektrody, ale pro každý referenční bod byl vytvořen bod ze dvou odporů, spojujících zbývající elektrody. Geometricky to znamená, že šipky vektorů

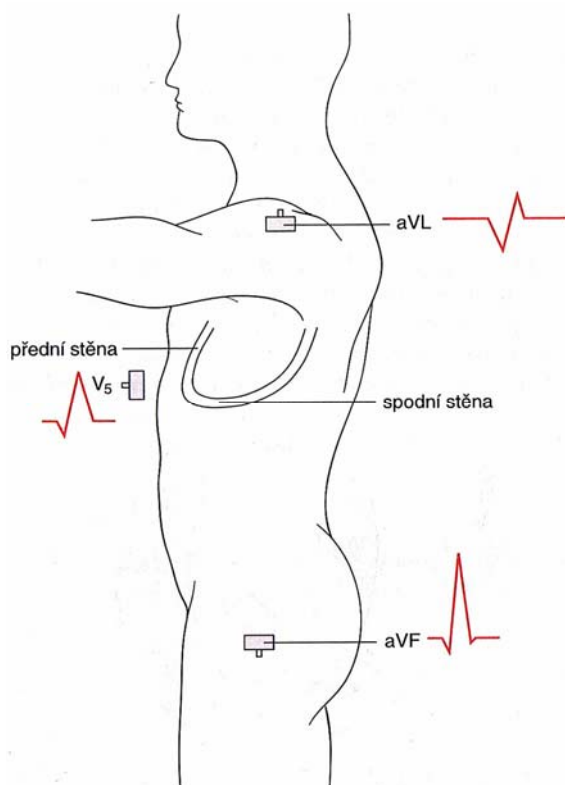
nevycházejí ze středu (těžiště) trojúhelníku, ale ze středů protilehlých stran; nejsou to tudíž těžnice, ale výšky trojúhelníku; jejich směr je stejný, ale jejich délky, a tím pádem i velikost získaného signálu, o 1/2 vyšší, proto se označují písmenkem „a“ jakožto „augmentované“, tj. prodloužené. Tímto způsobem se vysvětluje dodnes používané označení odpovídajících svodů jako aVR, aVL, aVF. Říká se jim Goldbergovy svody a na rozdíl od Einthovenových bipolárních svodů, kde každý svod reprezentuje rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami, se jedná o svody unipolární, kde každý svod reprezentuje potenciál jen jedné příslušné elektrody [6].

4.2.4 Standardní končetinové svody

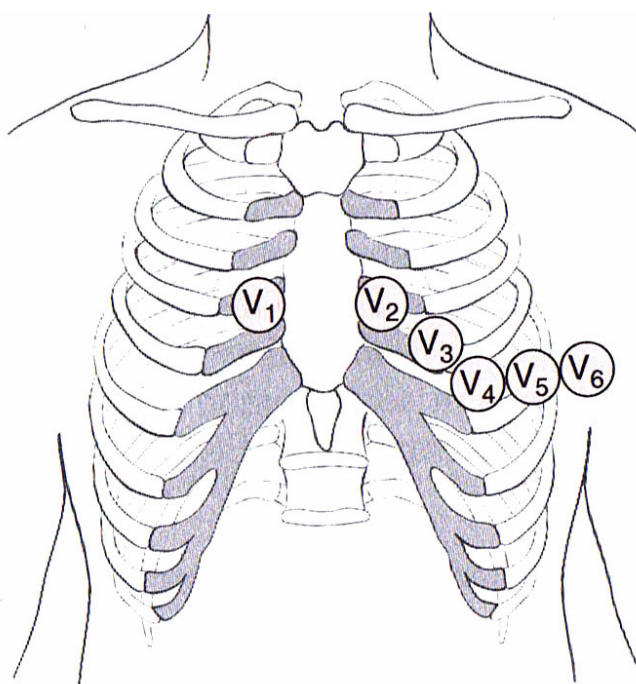
Doplněním Einthovenových bipolárních svodů I, II, III o Goldbergovy unipolární svody aVR, aVL a aVF se získává celkem 6 os, vzájemně natočených o 30 stupňů, do kterých se může promítat vektor elektrické srdeční osy. Vzhledem k tomu, že všech šest uvedených svodů je odvozeno z potenciálu tří končetinových elektrod, nazýváme je šesti standardními končetinovými svody. Rovina, ve které odpovídající souřadné osy leží, je zhruba rovnoběžná s plochou stolu, na kterém leží na zádech vyšetřovaný pacient (viz. **Obr. 4.6**) [6].

3.3.5 Hrudní svody

Průběhem doby vznikla potřeba vyšetřovat pohyb elektrického srdečního vektoru v prostoru, tj. bylo nutno umístit elektrody v rovině pokud možno kolmé na tuto rovinu. Toho se dosáhlo pomocí šesti elektrod V1 až V6, umístěných přímo na hrudníku vyšetřované osoby tak, že elektrody V1 a V2 leží ve čtvrtém mezižebří vpravo a vlevo od sternu, dále vlevo elektroda V3 a dále stále ekvidistantně umístěvané elektrody V4, V5 a V6 leží v pátém mezižebří: V4 v čáře probíhající středem levého klíčku, V5 v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky a konečně V6 v čáře pod středem podpažní jamky (viz. **Obr. 4.7**) [6].



Obr. 4.6 Umístění svodů. Svody aVL a aVF jsou umístěny ve stejné frontální rovině; hrudní svody obkružují hrudník v horizontální rovině [4]



Obr. 4.7 Uložení elektrod prekordiálních hrudních svodů [4]

4.3 ELEKTRODY EKG

Nejpoužívanější snímací elektrodou v elektrokardiografii je plošná kovová elektroda přiložena přímo na kůži pacienta. Jedná se o elektrodu polarizovatelnou. Po navlhčení EKG pastou nebo fyziologickým roztokem a přiložení na tělo se na elektrodě vytvoří polarizační stejnoměrný potenciál řádu desítek až stovek milivoltů oproti druhé elektrodě. Dojde-li k pohybu elektrody oproti kůži, polarizační napětí kolísá a vznikají významné pohybové artefakty.

Zlepšení je použití plošné nepolarizované elektrody, např. stříbrné elektrody s kontaktní vrstvou sintrovaného chloridu stříbra (AgCl). Potenciálový rozdíl dvou takových elektrod je několik milivoltů a je poměrně stabilní.

Dalším zlepšením je použití plovoucí nepolarizované elektrody, vyrobené opět na principu Ag/AgCl , opatřené však komůrkou vyplněnou EKG pastou, která zprostředkuje přechod potenciálu z kůže na kov **Obr. 4.8** [7].

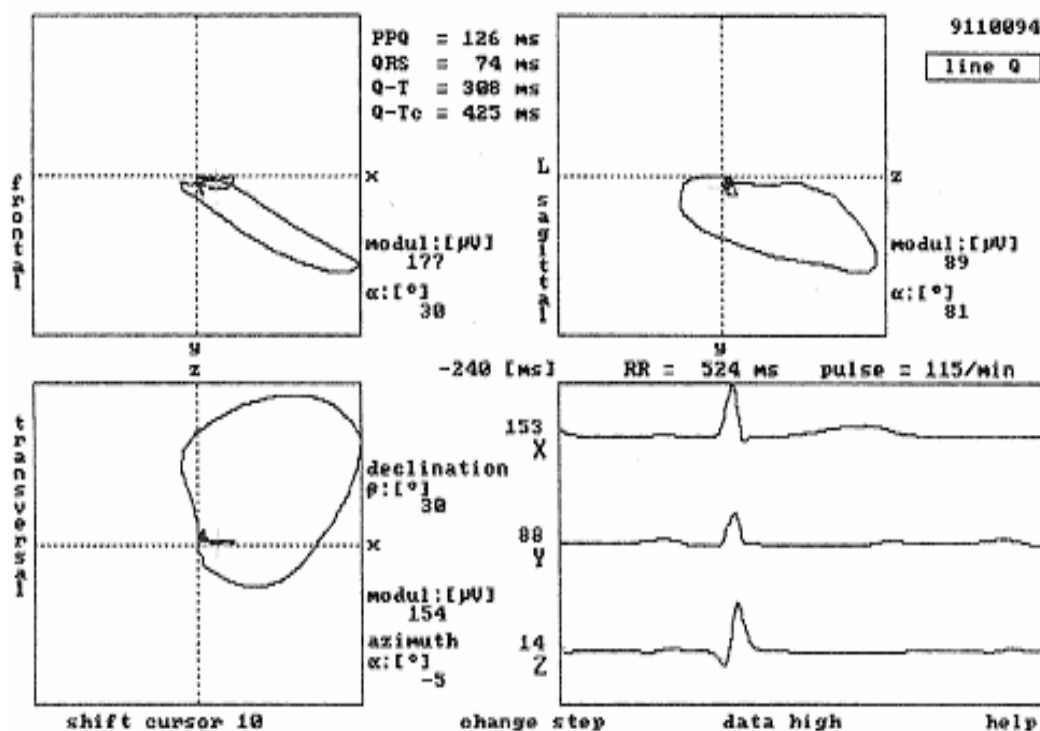


Obr. 4.8 Příklady plovoucích nepolarizovaných elektrod [8]

5. VEKTORKARDIOGRAM

Jedná se o jinou formu záznamu elektrických projevů srdce z povrchu těla. Svodový systém je pravouhlý a tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického pole srdečního v trojrozměrném prostoru a proto je přínosnější pro výzkumnou analýzu elektrického projevu srdce.

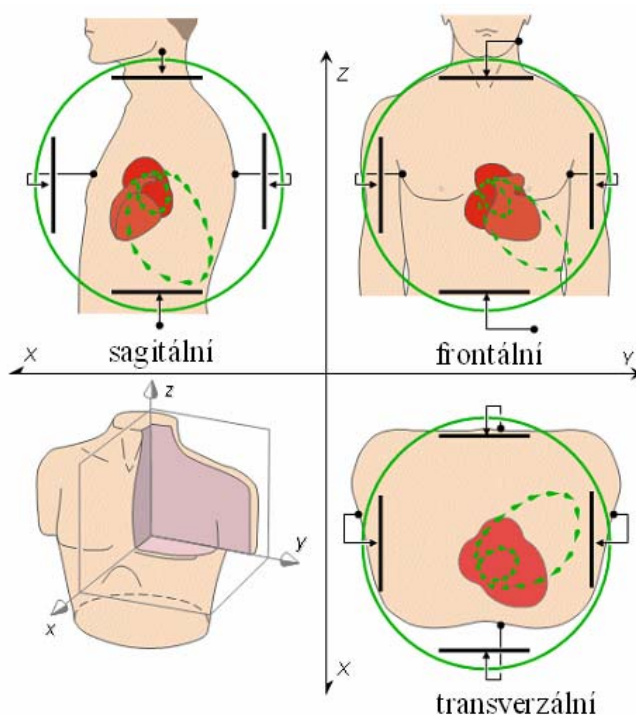
Neumožňuje ale analýzu poruch srdečního rytmu a to je jeden z důvodů, proč se v praktické elektrokardiografii nerozšířil. Vektorkardiografie má ohraničené využití, pro některé diagnózy je však nezbytná. Tímto způsobem lze včas vykrýt odmítnutí transplantovaného srdce, či analyzovat průběh elektrické činnosti srdce působením léků. Navíc, poněvadž VKG je zdroj a EKG jenom průmět signálu pomocí prostorových transformací (translace, rotace, změna velikosti), je možno eliminovat mimokardiologické faktory ovlivňující elektrokardiogram, např. jiné uložení vývodů, změna polohy srdce během těhotenství atd.



Obr. 5.1 Příklad záznamu vektorkardiografem

Sledujeme-li pohyb okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase, dostaneme trojici smyček, odpovídajících vlně P, komplexu QRS a vlně T. Takovéto zobrazení se označuje jako vektorkardiogram.

Pro představu o elektrickém poli se vektorkardiogram vyhodnocuje ve třech na sebe kolmých rovinách: frontální, transverzální a sagitální (viz. **Obr. 5.2**). Elektrody jsou bipolární a tvoří 3 na sebe kolmé svody: vertikální (elektrody: krk + levá noha), horizontální příčná (střední klavikulární čára vpravo 4. mezižebří + druhá stejně, ale vlevo) předozadní (4. mezižebří nad sternem + druhá ve stejné výši nad páteří).

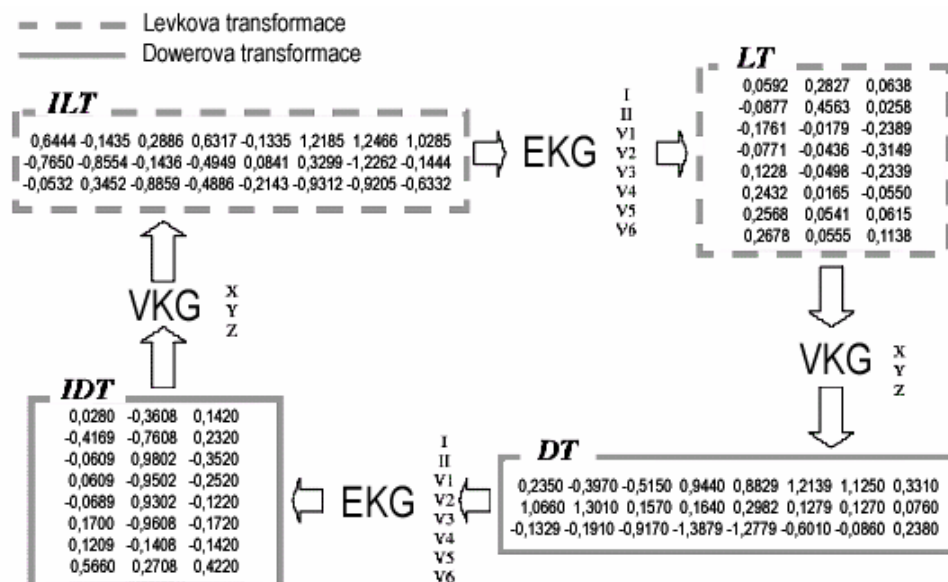


Obr. 5.2 Uložení elektrod při vektorkardiografii [5]

5.1 PŘEVOD EKG SIGNÁLU NA VKG ZOBRAZENÍ

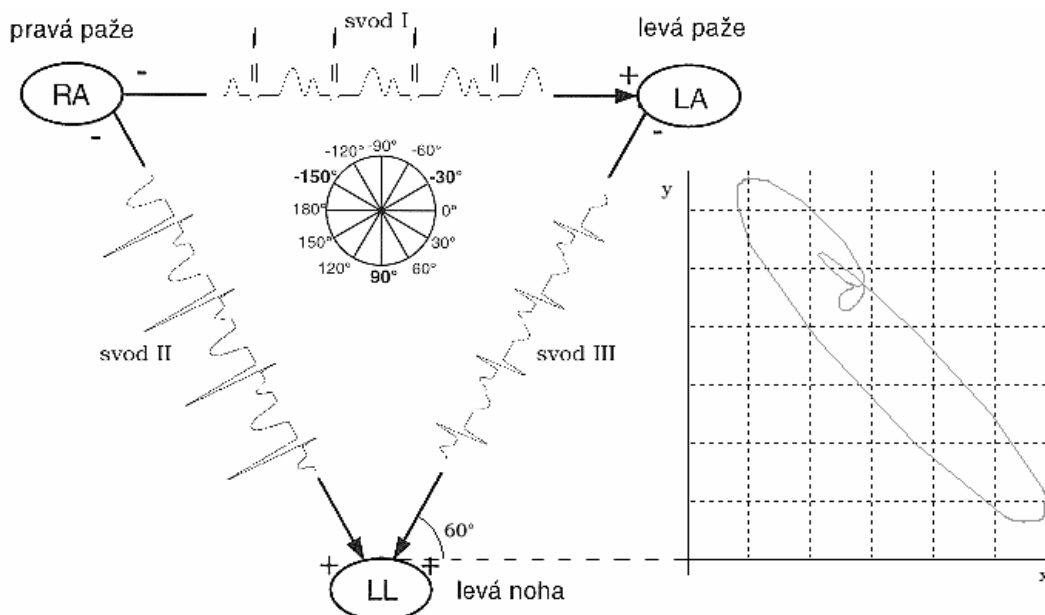
Pro přepočítání uvedených zobrazení elektrické aktivity srdce EKG a VKG lze použít Levkovou a Dowerovu transformaci, jak znázorňuje **Obr. 5.3**. Tímto způsobem lze pomocí signálu z I. a II. Eithovenova svodu a šesti hrudních svodů provádět transformace na trojrozměrné zobrazení výchylky vektoru srdeční osy a zpět rekonstruovat EKG signál. Koeficienty v maticích uvedených na **Obr. 5.3**

vycházejí z mapování potenciálů hrudníku pomocí 256-elektrodového systému a experimentálního vymezení součinitelů [9].



Obr. 5.3 Převod signálu EKG na VKG a zpět pomocí Levkové a Dowerové transformace.

Další způsob převodu EKG signálu na VKG vychází ze vztahů goniometrických funkcí, jak znázorňuje **Obr. 5.4.** a rovnice (5.1)



Obr. 5.4 Převod signálu EKG na VKG použitím goniometrických funkcí.

$$\begin{aligned}x &= I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \\y &= I \cdot \operatorname{tg}(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ)\end{aligned}\tag{5.1}$$

Takto lze rekonstruovat pomocí tří Eithovenových svodů prostorové rozložení vektoru srdeční osy ve frontální rovině.

6. PARAMETRY KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

6.1 TEPOVÁ FREKVENCE

Tepová frekvence (TF) udává počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty. Jako jediná přesně vypovídá o zatížení organismu nejen během sportovní aktivity. Lze definovat následující TF.

Klidová tepová frekvence (KTF) - ráno po probuzení, nebo těsně před spaním. Doporučuje se měřit 3 dny za sebou a vzít pak průměr. Klidová TF se pohybuje v rozmezí 65-75 tepů za minutu, u trénovanějších jedinců klesá až k 50 tep/min. Podle klidové TF se hodnotí trénovanost, příp. sleduje, jak se mění během delšího období. Pokud je KTF stejná nebo když se sníží, je jedinec trénovanější nebo více odpočínutý. Naopak zvýšení tepové frekvence cca o 10% může znamenat nedostatečné zotavení po námaze z předešlého dne, stres či nastupující nemoc.

Aktuální tepová frekvence (ATF) - má vliv na spalování tuku, vytváření svalů atp. Při příliš vysoké frekvenci dochází k trénování síly a vytrvalosti. K žádnému spalování tuků pak nedochází.

Maximální tepová frekvence - HRmax (MaxTF) - Její hodnota odpovídá maximální intenzitě, kterou je organismus jedince schopen při zátěži dosáhnout a krátkodobě i udržet. Je to hodnota individuální a více než tréninkem je ovlivněna věkem. Její hodnota je různá i ve vztahu ke způsobu zatížení [10].

6.2 ELEKTRICKÁ OSA SRDEČNÍ

V každém okamžiku srdeční akce se sčítá velké množství elementárních elektrických vektorů do výsledného, který charakterizuje okamžitý stav elektrického pole srdečního. Během depolarizace a repolarizace jednotlivých částí srdce se v tomto poli odehrávají změny, tedy na EKG během vlny P, komplexu QRS a vlny T. Směr nejdelšího sumačního vektoru v každé z těchto tří částí EKG záznamu je, byť ne příliš přesně, nazýván elektrickou osou.

Z nich nejdůležitější je elektrická osa komplexu QRS. Měří-li se elektrické pole na povrchu těla, pak velikost vektoru závisí ještě na komplikovaném, nehomogenním vodivém prostředí kolem srdce.

Jsou-li všechny buňky klidově polarizovány, elektrický srdeční vektor je nulový a leží v jednom bodu, tzv. elektrickém středu srdce. Stejně tak je nulový, když jsou všechny buňky depolarizovány (fáze plató).

Je-li postup depolarizace komor normální, je směr elektrické osy srdeční ve frontální rovině totožný s podélnou osou srdce. Její normální sklon je vzhledem k horizontální ose $-30^{\circ} - +105^{\circ}$.

Při hodnotě sklonu osy vyšším než 105° hovoříme o posunu elektrické osy doprava (nebo o vertikální poloze srdce). Při hodnotě pod 30° pak o posunu elektrické osy doleva (nebo horizontální poloze srdce).

7. BIOPAC

Biopac je komplexní systém umožňující snímání elektrických signálů z povrchu těla a jejich následný přenos do osobního počítače. Systém komunikuje s PC pomocí USB rozhraní nebo pomocí Ethernetu (IEEE 802.3). Systém MP150 (**Obr. 7.1**) plní funkci zapisovače nebo prohlížeče naměřených dat. Je však dokonalejší než běžná zapisovací zařízení, u kterých se projevují nejrůznější fyzikální omezení (jako např. rychlost pohybu papíru).



Obr. 7.1 Systém Biopac MP 150 [11]

MP150 System se skládá z následujících jednotek [11]:

- jednotka získávání dat: MP150A-CE
- univerzální rozhraní: UIM100C
- Ethernet Switch: ETHSW1
- zdroj: AC150A

Jednotka získávání dat MP150 je srdcem celého systému. Vstupní jednotky připojené na univerzální rozhraní indikují přicházející signály, provádějí vstupní filtraci zabudovanými analogovými filtry a následně jej převádí do číslicové podoby. Dále jsou vzorkována data přenášena do PC.

MP systém je možno použít v mnoha medicínských aplikacích:

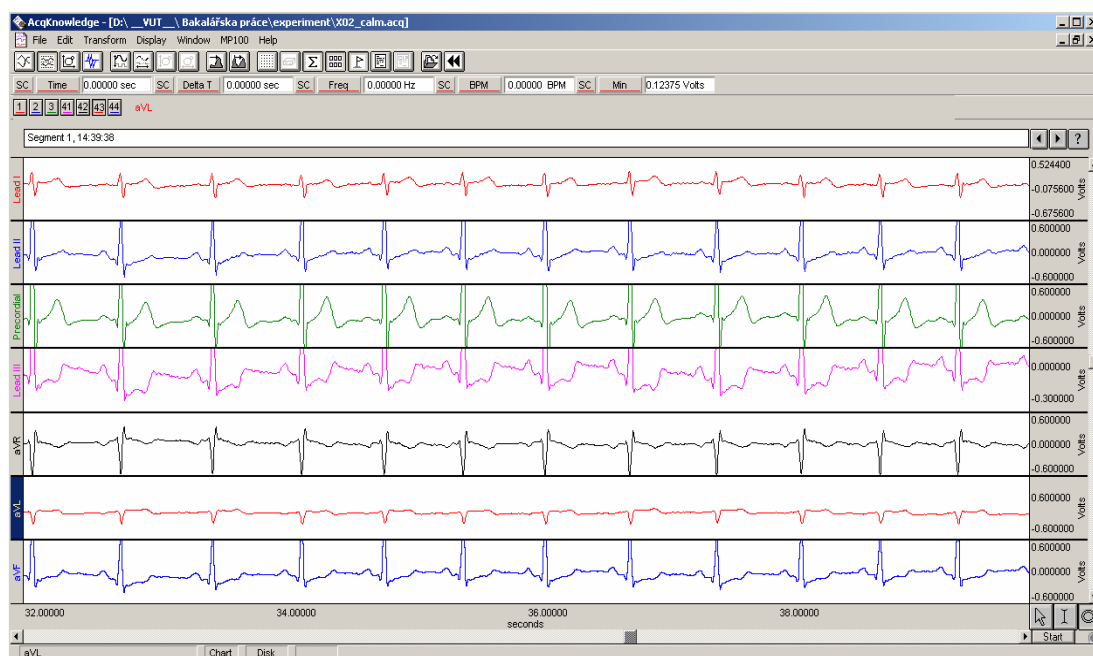
- vyšetření kardiovaskulárního systému,
- psychologická cvičení,
- studie spánku,

- pletysmografie,
- měření elektrické aktivity srdce (EKG), mozku (elektroencefalografie - EEG), svalů (elektromyografie - EMG), očí (elektrookulografie – EOG), ...

Data přicházející do počítače, mohou být zobrazována přímo na monitoru, jak rovněž zapsána do paměti počítače. Tyto signály lze následně pomocí přiloženého softwaru ukládat do nejrůznějších formátů, např. maticový zápis hodnot (přípona *.mat) lze následně importovat do pracovního prostoru Matlabu a signál upravovat.

7.1 PROSTŘEDÍ

Pomocí přiloženého softwaru AcqKnowledge 3.8.1 (**Obr. 7.2**) lze získané signály rovněž různě upravovat. Pro zpracování signálů jsou k dispozici filtrace, FFT, matematické funkce, derivace, integrace, vyhledávání vrcholů, vyhlazování signálů, zobrazování statistik měření, různá nastavení zobrazení naměřených hodnot, atd. Samozřejmostí je komunikace s jednotlivými kanály jednotek MP.



Obr. 7.2 Grafické prostředí ovládacího programu pro systém Biopac – AcqKnowledge 3.8.1

7.2 VÍCE-SVODOVÝ KABEL PRO MĚŘENÍ EKG TSC155C

Pro měření EKG 12-svodově lze připojit na vstupní jednotku ECG100C nástavbu TSD155C (**Obr. 7.3**). Jedná se o více svodový kabel se zabudovanou Wilosonovou svorkou, který se na výstupu připojuje pouze na 3 jednotky ECG100C a vychází z něj 5 vodičů s příchytkami, které lze zachytit přímo na elektrody. Jednotlivé svody se zapojují na pravou a levou nohu (ozn. RL a LL), pravou a levou ruku (ozn. RA a LA) a na hrudní elektrody (ozn. C) se připojuje vždy pouze jeden svod a postupně se jej připevňuje na elektrodu V1 až V6. Při měření se snímá pouze 3 signály (Lead I, Lead II a Precordial (hrudní svody)), ostatní signály jsou dopočítány pomocí výše uvedeného softwaru (viz. kap. 9.2 Postup při měření) [11].

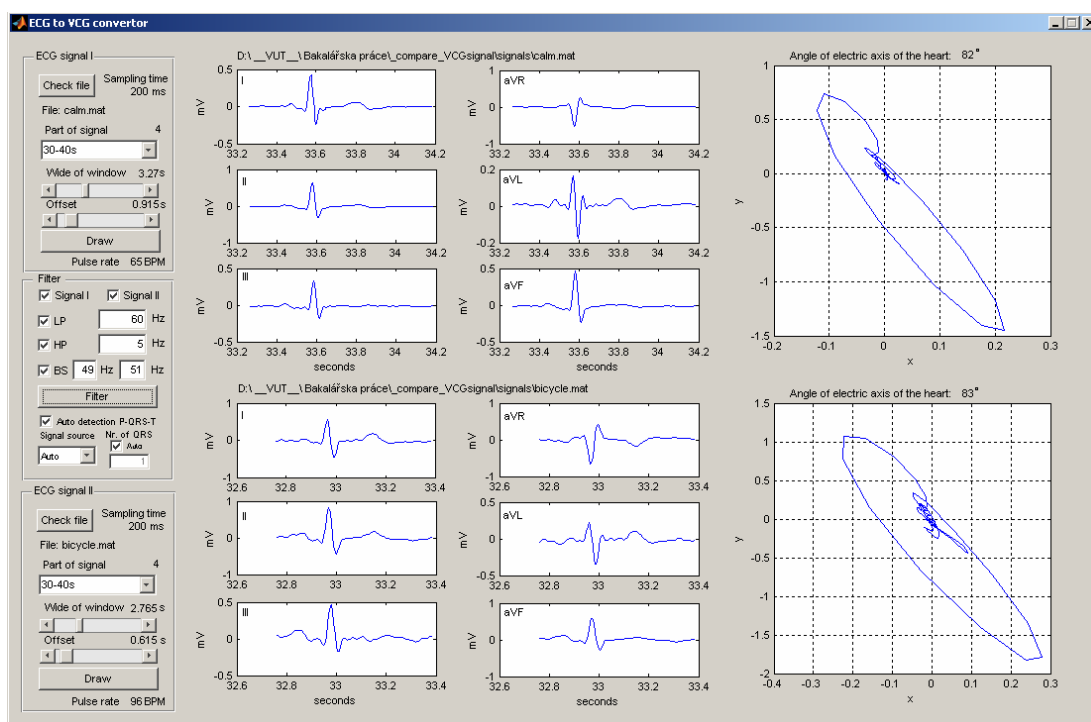


Obr. 7.3 Více-svodový EKG kabel TSD155C [11]

8. ECG TO VCG CONVERTOR

Převod EKG na VKG pomocí goniometrických funkcí (kap. 5.1) je aplikován v programu *ECG to VCG convertor*, jež byl vytvořen v grafickém prostředí Guide matematického programu Matlab.

Na **Obr. 8.1** je zobrazeno grafické rozhraní navrženého programu. Aplikace dovoluje načíst šest svodů dvou záznamů EKG, které jsou vykresleny zároveň s odpovídajícími vektorkardiogramy. Uživatel si volí šířku okna a začátek zobrazeného signálu. Následně si lze vybrat ze tří filtrů s nastavitelnými frekvencemi dolní propusti, horní propusti a pásmové zadrži. Zaškrtnutím políčka *Auto detection P-QRS-T* je pomocí vlastního algoritmu z filtrovaného signálu vybrán a zobrazen pouze jeden cyklus EKG signálu. Další možností je výběr signálu (svody I, II, III, aVF, aVR, aVL), ze kterého se má vycházet při automatické detekci izolovaného cyklu a který cyklus se má zobrazit. Po přepočtu a vykreslení VKG signálu je rovněž vypočítán sklon elektrické osy srdeční a tepová frekvence. Program je také doplněn nejrůznějšími ošetřeními proti neodbornému zásahu uživatele.

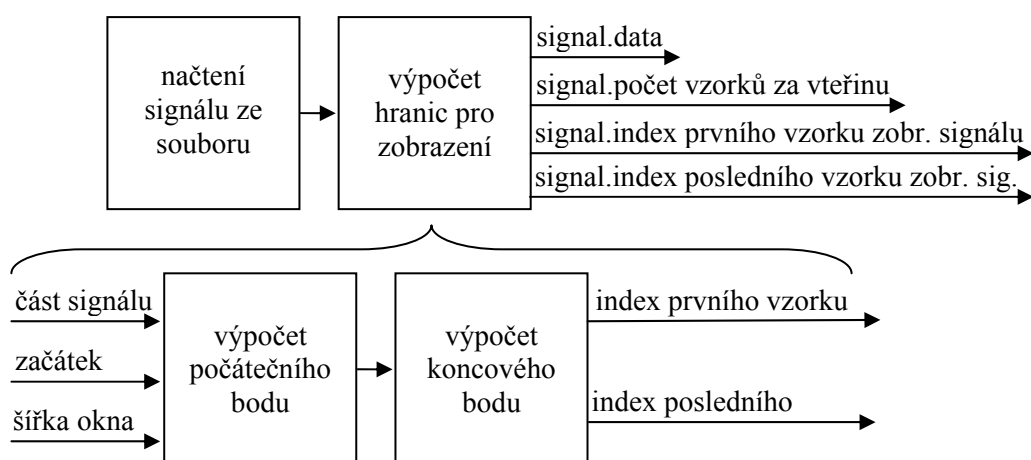


Obr. 8.1 Grafické rozhraní programu ECG to VCG convertor.

Navržený program ECG to VCG convertor lze rozdělit do několika funkčních bloků, respektive několika matlabovských funkcí, které plní různé úlohy. Ať už jde o vykreslení, převod, či filtraci signálu, pro všechny tyto úkony byly napsány vlastní funkce využívající standardní knihovnu Matlabu.

8.1 DATOVÁ PREZENTACE SIGNÁLU

Načtení signálu představuje **Obr. 8.2**. EKG signál je načítán ze souboru do matice jejíž řádky představují jednotlivé svody (I, II, III, aVL, aVR, aVF), dále je načtena hodnota udávající počet vzorků za vteřinu. Pomocnou funkcí *load_signal_limits* jsou z hodnot nastavených v pop-okně část signálu (*part of signal*) a na jezdcích šířka okna (*wide of window*) a začátek (*offset*) vypočítány indexy prvního a posledního vzorku, který se má zobrazit. Výše uvedené údaje jsou následně seskupeny do struktury podle **Obr. 8.3**.



Obr. 8.2 Načtení signálu a jeho datová prezentace

EKG_signal

- ↳ data(6,12000)
- ↳ počet vzorků za vteřinu
- ↳ index prvního vzorku zobrazeného signálu
- ↳ index posledního vzorku zobrazeného signálu

Obr. 8.3 Datová struktura signálu

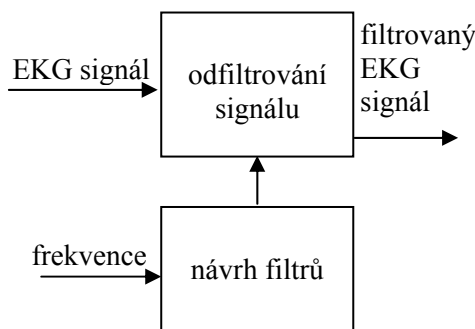
8.2 NÁVRH FILTRŮ

Pro odstranění vnějších rušivých vlivů jsou do programové aplikace *ECG to VCG convertor* implementovány tři základní filtry – pásmová zádrž, dolní a horní propust. Filtrace signálu je naznačena na **Obr. 8.4**. Je volána příslušná funkce podle typu filtru, jako vstupní parametr se předává nefiltrovaný signál a na výstupu je signál odfiltrovaný.

Návrh filtru probíhá podle vybrané mezní frekvence, popřípadě frekvencí u pásmové zádrže, které si uživatel může zvolit. Optimálních výsledku bez poškození informačního obsahu signálu bylo dosaženo při nastavení mezních frekvencí na 60Hz pro dolní propust, 5Hz pro horní propust a 49Hz až 50Hz pro pásmovou zádrž. Tyto hodnoty jsou přednastaveny při spuštění aplikace.

Pro návrh filtrů je použita matlabovská funkce *fir1*, jejímž výstupem jsou parametry filtru. Řád filtrů byl experimentálně zvolen na hodnotu 51, při této hodnotě je signál náležitě odfiltrován při zavedení malého zkreslení. Časové zpoždění vzniklé při filtraci signálu nebylo uvažováno, neboť nemá vliv na transformaci EKG signálu na VKG. Při řádě filtru 51 představuje toto zpoždění 25 vzorků, což je polovina řádu filtru. Při vzorkování 200 vzorků za vteřinu dosahuje hodnotu 125ms.

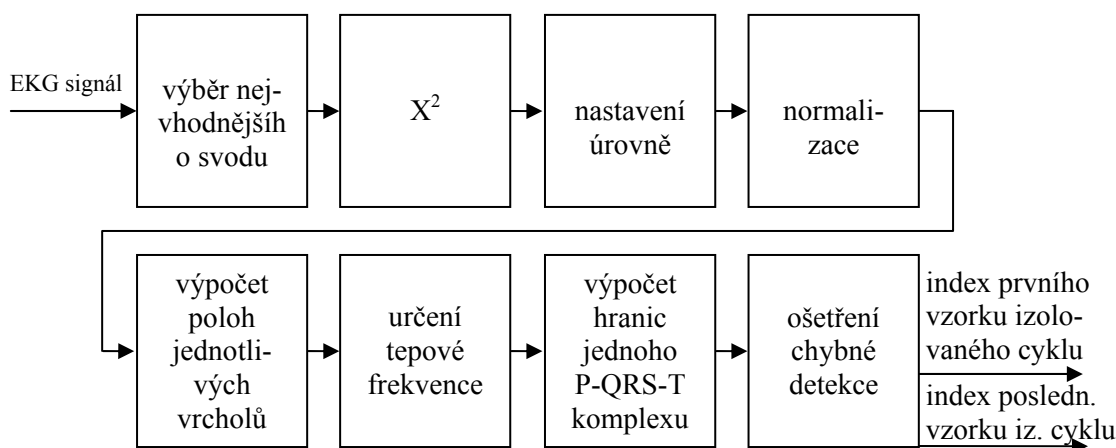
Samotná filtrace probíhá pomocí funkce *filter*. Pro zrychlení chodu programu je filtrována pouze zobrazená oblast signálu. Lze použít jeden, dva i všechny tři filtry zároveň, přičemž signál je filtrován v tomto pořadí, dolní propust, horní propust a pásmová zádrž.



Obr. 8.4 Filtrace signálu

8.3 ALGORITMUS DETEKCE JEDNOHO CYKLU

Zpřehlednění VKG je spojeno s detekcí jednoho cyklu EKG signálu a následnou transformací vybraného cyklu. Výsledný obraz představují 3 smyčky prezentující jednotlivé vlny EKG signálu (P, R a T). Pro detekci izolovaného cyklu byl navržen algoritmus vycházející z detekce R-vlny a tepové frekvence. Jednotlivé bloky algoritmu představuje **Obr. 8.5**.



Obr. 8.5 Algoritmus detekce izolovaného cyklu EKG signálu

Vstupním parametrem je datová struktura uvedená v kap. 8.1, výstupem jsou dva indexy prvního a posledního vzorku izolovaného cyklu. Sekvenčně jsou procházeny jednotlivé bloky z **Obr. 8.5**.

První blok, výběr nejvhodnějšího svodu, porovná výchylky v jednotlivých kanálech a vybere svod s největšími výchylkami v zobrazené části signálu. Tento blok je možno vynechat, zvolí-li uživatel výchozí svod manuálně.

Následně dojde k umocnění kladné části signálu, záporné hodnoty průběhu EKG signálu jsou nastaveny na nulu. Blok je realizován jedním cyklem a podmínkou. Zpracovávána je pouze zobrazená část signálu. Princip je následující, větší výchylky reprezentující R-vlny jsou zvětšeny hodně a ostatní, menší P a T vlny, umocnění tolik neovlivní. Dojde tedy k výraznému odlišení R-vln od ostatních výchylek.

Dále je nastaven práh jako polovina maximální hodnoty umocněného EKG signálu. Nastavením úrovně právě na tuto hodnotu bylo experimentálně dosaženo nejpresnějších výsledků při určování pozice R-vln a tepové frekvence.

Blok normalizace má za úkol umocněný EKG signál přepracovat následovně, je-li hodnota signálu větší než nastavený práh v předchozím bloku je na místo EKG signálu zapsána hodnota 1, v opačném případě 0. Vznikne tak obdélníkový signál, který je zpracován dalším blokem.

Z obdélníkového signálu, je reakcí na nástupnou hranu vypočtena poloha jednotlivých R vrcholů. Výstupem tohoto bloku je vektor obsahující hodnoty indexů těchto vrcholů.

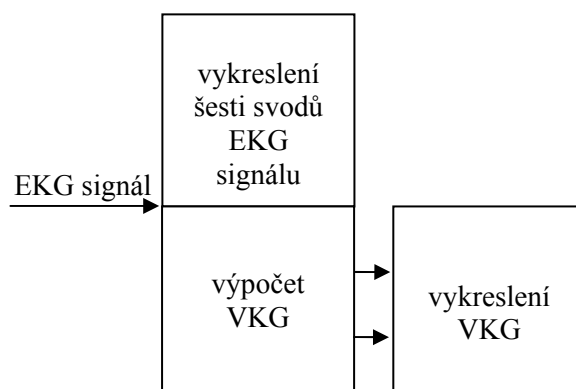
Tepová frekvence je určena ze známého počtu vzorku za vteřinu a počtu vzorků mezi jednotlivými vrcholy. Jsou vypočteny dílčí tepové frekvence mezi jednotlivými R vrcholy a následně jsou tyto hodnoty zprůměrnovány, což zaručuje přesnější určení celkové tepové frekvence a potlačení chyb.

Předposlední blok, výpočet hranic jednoho P-QRS-T komplexu, vypočítá index prvního a posledního vzorku zvoleného izolovaného cyklu. Uživatel si může zvolit, který cyklus chce zobrazit. Samozřejmostí je ošetření, že uživatel zvolí k detekci cyklus mimo rozsah. Tato část algoritmu může opět pracovat automaticky, kdy je jako výchozí cyklus brán prostřední P-QRS-T komplex dříve zobrazeného signálu. Experimentálně bylo zjištěno, že pro zobrazení celého cyklu EKG signálu je potřeba vybrat 1/3 vzorků v jedné periodě před R vrcholem a 2/3 vzorků za ním.

Pro správnou funkci programu je na místě ošetření chybného určení začátku a konce izolovaného cyklu P-QRS-T. Při detekci chyby jsou nastaveny hranice podle původního zobrazení a zároveň je chyba hlášena uživateli prostřednictvím chybového hlášení.

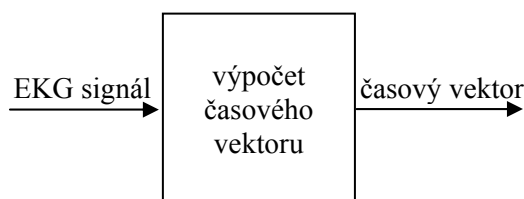
8.4 VYKRESLENÍ EKG A VKG

Vykreslení EKG a VKG obhospodařuje funkce *plot_all_signals*, která postupně vykreslí tři základní Eithovenovy svody (I, II, III) a augmentované Goldbergovy svody (aVL, aVR, aVF). Následně je volána funkce pro transformaci EKG na VKG (*calculate_math_VCG*). Na závěr je vykreslen VKG. Viz. **Obr. 8.6**.



Obr. 8.6 Vykreslení EKG a VKG

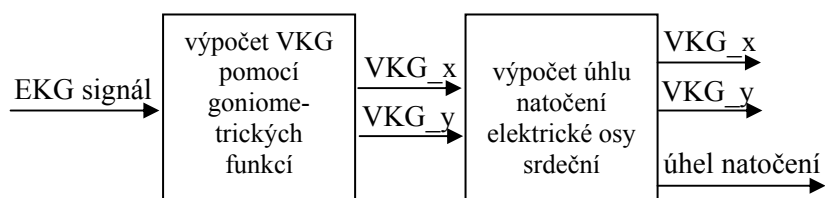
Informace o čase zobrazovaného průběhu je získána pomocí funkce *time_calc*, která počítá z indexů prvního a posledního zobrazeného prvku časový vektor (viz. **Obr. 8.7**).



Obr. 8.7 Výpočet časového vektoru

Transformace EKG signálu na VKG je realizována pomocí funkce *calculate_math_VCG* (viz. **Obr. 8.8**), která provádí výpočet VKG podle rovnic (5.1). Je zde rovněž implementován výpočet sklonu elektrické osy srdeční pomocí goniometrické funkce *arctg*.

$$uhel_natoceni = -arctg \frac{VCG_y}{VCG_x} \quad (8.1)$$



Obr. 8.8 Výpočet VKG a sklonu elektrické osy srdeční

9. EXPERIMENT

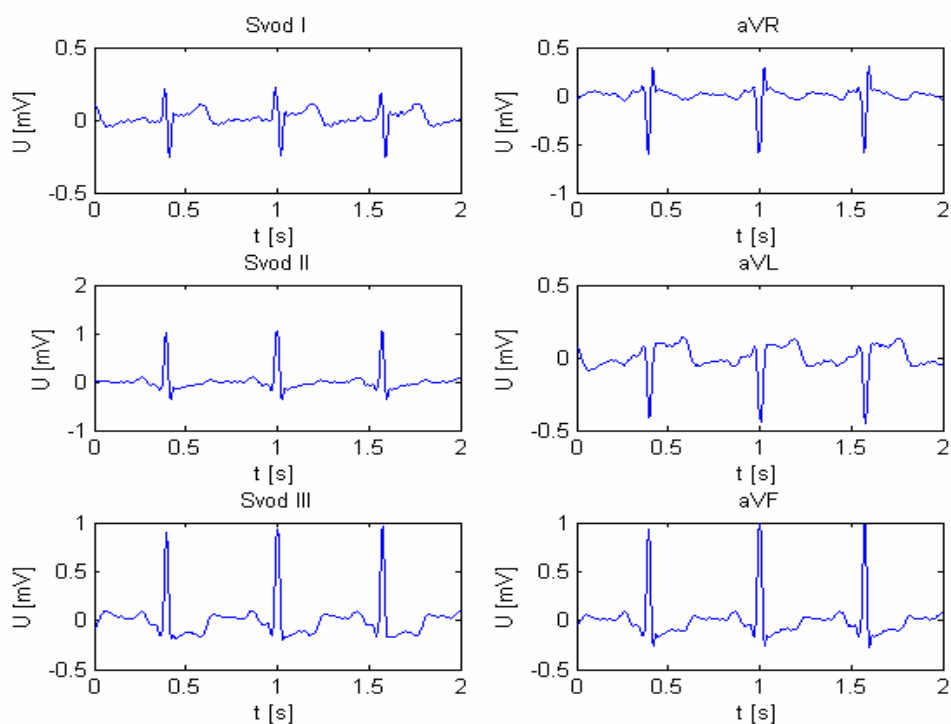
Experiment, respektive tři experimenty, navržené pro tuto bakalářskou práci, zkoumaly změny tepové frekvence a změny směru elektrické osy srdeční.

- 1. Vliv zátěže na tepovou frekvenci.*
- 2. Vliv zátěže na změnu elektrické osy srdce.*
- 3. Změna tepové frekvence při přerušení dýchání.*

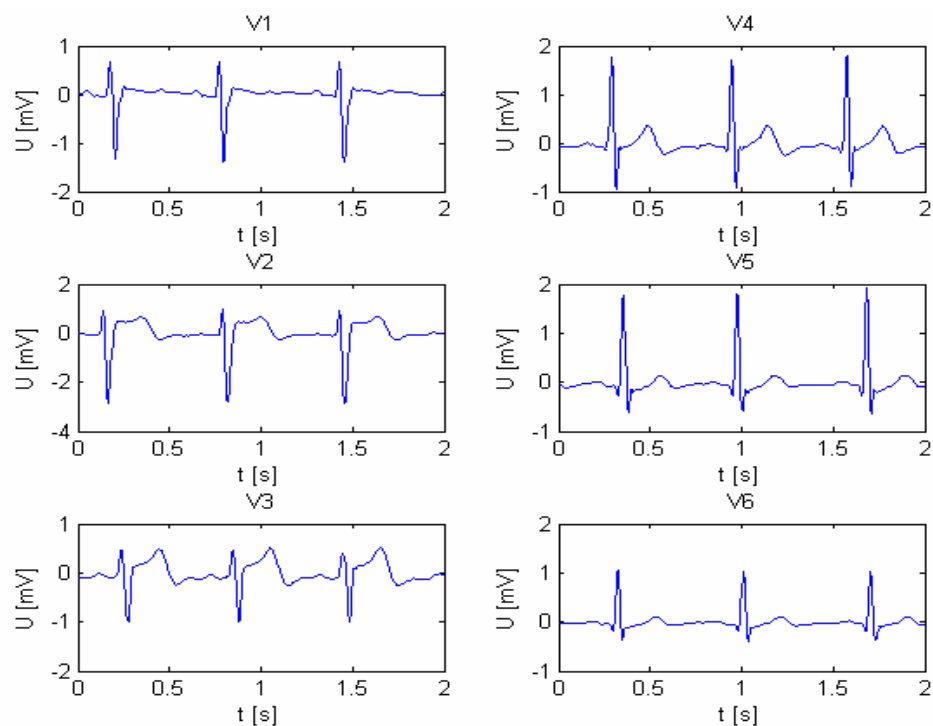
Experimenty byly provedeny pomocí systému Biopac MP150 (viz. kap. 7) na 10 dobrovolnících mužského pohlaví (průměrný věk 21 let, váha od 55kg do 100kg). Dvanácti-svodové měření EKG signálu pomocí tohoto systému má pár úskalí. Jedním z nich je fakt, že není možné zaznamenávat 12 průběhu elektrického potenciálu zároveň. Více-svodový kabel TSC155C poskytuje jenom 5 svodů. Tři jsou zapojeny do Eithovenova trojúhelníku, čtvrtý slouží jako stínění a pátý vodič je potřeba přepínat mezi 6 hrudními svody. Přepínání mezi hrudními svody (V1-V6) bylo prováděno každých 10 vteřin. Pak naměřený 12 svodový EKG signál byl dlouhý 60 vteřin. Výsledný signál, po odfiltrování 3Hz a 50Hz rušivé složky pasovou propustí pomocí Matlabu, je zobrazen na **Obr. 9.1** a **Obr. 9.2**.

9.1 POUŽITÉ PŘÍSTROJE

- systém Biopac MP150
- vstupní jednotka ECG100C
- více-svodový kabel TSD155C
- elektrody
- rotoped ERGOLINE SCHILLER ERG 500S
- PC
- software: AcqKnowledge 3.8.1, Matlab, Excel, ECG to VCG convertor



Obr. 9.1 Šest svodů naměřeného klidového EKG signálu – I, II, III, aVR, aVL, aVF



Obr. 9.2 Šest svodů naměřeného klidového EKG signálu – V1-V6

9.2 POSTUP PŘI MĚŘENÍ

Rozmístění elektrod při snímání EKG představuje následující **Obr. 9.3**. Podle uvedené tabulky (**Tab. 9.1**) byly nastaveny jednotlivé vstupy přímo v programu AcqKnowledge 3.8.1.

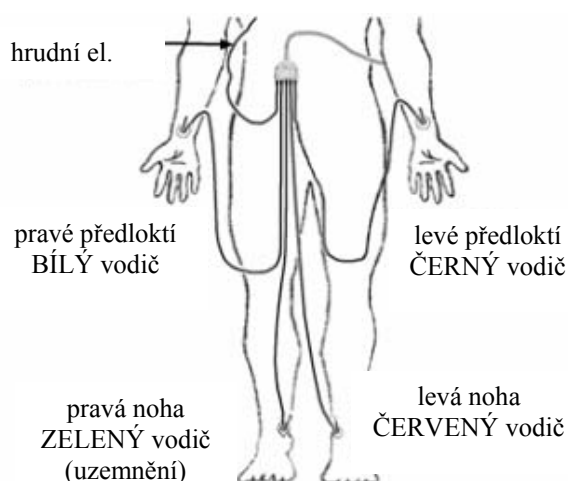
Elektrody pro Svod I a Svod II

LL – levá noha nad kotníkem

LA – levé předloktí

RA – pravé předloktí

RL – pravá noha nad kotníkem



Hrudní elektrody

V1 – čtvrté mezižebří, pravá strana hrudní kosti

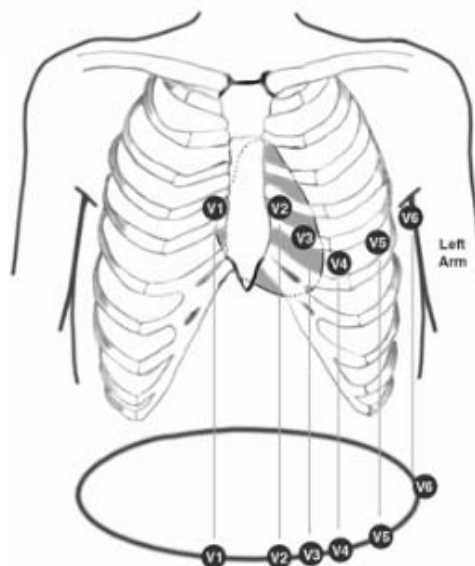
V2 – čtvrté mezižebří levá strana hrudní kosti

V3 – mezi elektrody V2 a V4

V4 – 5 mezižebří v čáře probíhající středem levého klíčku

V5 – stejná výška jako V4 v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky

V6 – páté mezižebří v čáře pod středem podpažní jamky



Obr. 9.3 Připojení jednotlivých svodů

Tab. 9.1: Nastavení jednotlivých svodů

Kanál	Název	Nastavení	Výraz
Analogový A1	Svod I	vstup ECG; (200vz./s)	-
Analogový A2	Svod II	vstup ECG; (200vz./s)	-
Analogový A3	Vx	vstup ECG; (200vz./s)	-
Dopočítaný C1	Svod III	výraz	A2-A1
Dopočítaný C2	aVR	výraz	-(A1+A2)/2
Dopočítaný C3	aVL	výraz	(A1-C1)/2
Dopočítaný C4	aVF	výraz	(A2+C1)/2

EXPERIMENT I a II

- EKG – 12- svodů, klidový stav – 6 měření po 10 vteřin
- zátěž – 6 minut, rotoped, 200W, permanentní otáčky 100/min
- EKG – 12 svodů – 6 měření po 10 vteřin
- tepová frekvence (I) / sklon elektrické osy srdeční (II)

EXPERIMENT III

- EKG – 3 svody, zadržný dech
- dech zadržován maximální dobu
- zapsán čas při prvním nádechu
- pomalé roždýchání
- stále EKG, cca 1 minuta po prvním nadechnutí
- v oblastech 0-10s a 30-40s - průměrná tepová frekvence při zadržném dechu; v oblastech čas prvního nadechnutí + 0-10s a čas prvního nadechnutí + 30-40s - průměrná tepová frekvence po obnovení dýchání

9.3 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Následující tabulky (Tab. 9.2, Tab. 9.3, Tab. 9.4) reprezentují výsledky měření jednotlivých experimentů.

Tab. 9.2: Výsledky měření pro experiment I

Figurant číslo	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
<i>Tepová frekv. před zátěží [BPM]</i>	53	91	67	67	66	75	101	69	57	98
<i>časová oblast I (0-10s) [BPM]</i>	58	92	71	67	84,5	82	98	69	61	98
<i>časová oblast II (10-20s) [BPM]</i>	52	92	72	63	64	73	102	67	55	93
<i>časová oblast III (20-30s) [BPM]</i>	51	94	68	64	66	74	104	69	55	90
<i>časová oblast IV (30-40s) [BPM]</i>	51	91	68	65	62	73	101	73	57	100
<i>časová oblast V (40-50s) [BPM]</i>	54	87	61	73	60	70	99	69	59	101
<i>časová oblast VI (50-60s) [BPM]</i>	53	91	64	70	60	79	104	66	55	105
<i>Tepová frekv. po zátěži* [BPM]</i>	115	163	123	138	98	128	156	110	124	156

*zátěž - 6 minut na kole, 200W, otáčky 100/min

Tab. 9.3: Výsledky měření pro experiment II

Figurant číslo	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
<i>Natočení srdeční osy</i>										
<i>...před zátěží [°]</i>	88	87	77	80	90	83	85	81	93	86
<i>...po zátěží [°]</i>	89	89	75	84	91	85	83	83	98	86

Tab. 9.4: Výsledky měření pro experiment III

Figurant číslo	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
<i>Tep. fr. při přeruš. dýchání [BPM]</i>	70	113	92	67	76	63	88	86	66	117
<i>0-10s [BPM]</i>	71	128	105	74	81	63	87,5	102	73	130
<i>30-40s [BPM]</i>	68	98	78	59	70	63	88	69	58	104
<i>Tep. fr. při obnovení dýchání [BPM]</i>	81	98	75	80	65	66	102	70	63	94
<i>čas bez dechu [s]</i>	64	40	88	56	68	44	52	60	48	50
<i>max čas bez dechu + 0-10s [BPM]</i>	84	87	77	72	62	68	100,5	64	62	90
<i>max čas bez dechu + 30-40s [BPM]</i>	77	109	72	88,5	68	63	104	75	64	97,5

9.4 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ

Pro statické vyhodnocení výsledků a dokázání, zda tepová frekvence závisí na zátěži, či na zadržení dechu a zda zátěž ovlivňuje sklon elektrické osy srdeční byl použit párový t-test.

Párový T-Test

T-test je metodou matematické statistiky, která umožňuje ověřit hypotézu, zda normální rozdělení, z něhož pochází určitý náhodný výběr, má určitou konkrétní střední hodnotu, přičemž rozptyl je neznámý.

Náhodný výběr může být tvořen buď jednotlivými hodnotami (pak se jedná o jedno-výběrový t-test), anebo dvojicemi hodnot, u nichž se zkoumají jejich rozdíly (pak se jedná o *párový t-test*) [12].

Jinými slovy u jedno výběrového souboru provedena dvě měření: 1. před pokusným zásahem, 2. po pokusu - hodnoty tvoří páry. Výpočet rozdílů párových hodnot, z nich vypočítán průměr a směrodatná odchylka. Testuje se hypotéza, že stření hodnota měření před pokusem a po pokusu se rovnají.

Experiment I

Předpoklad – rozdíly tepové frekvence jsou normálně rozdělené s průměrem μ a kladným rozptylem σ^2 . To vede k závěru, že očekávaný průměrný rozdíl mezi tepovou frekvencí před a po zátěži bude mít ve skupině dobrovolníků hodnotu μ - to se vysvětluje jako systematický účinek zátěže. Je-li toto rozumný předpoklad, potom průměr z n takových rozdílů (ozn. $\bar{x}$) bude mít průměrnou hodnotu μ a rozptyl σ^2/n (její odmocnina - směrodatná chyba průměru).

Problém, zda zátěž má či nemá nějaký vliv na tepovou frekvenci, může být nyní formulován takto: „*Jestliže zátěž nemá žádný účinek na tepovou frekvenci, potom μ se bude rovnat nule.*“ Toto tvrzení se označí jako nulová hypotéza (H_0), tj. pokud je tato věta pravdivá. Pokud hypotéza neplatí, potom průměrný rozdíl μ může nabývat jakékoli hodnoty – alternativní hypotéza (H_1). Tedy:

$$H_0: \mu=0,$$

$$H_1: \mu \neq 0.$$

Tab. 9.5: Výsledky párového t-testu pro experiment I

figurant číslo	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
tepová frekvence										
...před zátěží [BPM]	53	91	67	67	66	75	101	69	57	98
...po zátěží [BPM]	115	163	123	138	98	128	156	110	124	156
rozdíln tep.fr. - x [BPM]	62	72	56	71	32	53	55	41	67	58
průměr rozdílů - $\mu = \bar{x}$ [BPM]	56,6									
rozptyl - σ^2	144,4									
směrodatná odch. - s	12,7									
směrodatná chyba - S_d	4,0									
testová statistika - T	14,1									

Pro testování nulové hypotézy, je nutné vypočíst testovou statistiku

$$T = \frac{\text{pozorovaná hodnota} - \text{předpokládaná hodnota}}{\text{odhad směrodatné chyby}} = \frac{\bar{x} - 0}{s_{\bar{d}}}. \quad (9.1)$$

V tomto případě je pozorovanou hodnotou jednoduše $\bar{x}$ a předpokládanou hodnotou je 0; směrodatná chyba průměru $\bar{x}$ se odhaduje jako $s_{\bar{d}} = s / \sqrt{n}$, kde s je směrodatná odchylka z rozdílů. Statistický test se provede tak, že se spočítá pravděpodobnost, s jakou lze dostat vypočtenou hodnotu testové statistiky, či hodnotu méně pravděpodobnou, za předpokladu, že nulová hypotéza platí.

Testová statistika

$$T = \frac{\bar{x} - 0}{\frac{s}{\sqrt{n}}} \quad (9.2)$$

má za uvedeného předpokladu t rozdělení (neboť n je malé a σ neznámé) o $n-1$ stupních volnosti (tj. $10-1=9$).

U Studentova t rozložení o 9 stupních volnosti leží 95% plochy pod křivkou mezi -2,262 a 2,262 (viz. **Obr. 9.4**). To znamená, že pokud platí nulová hypotéza, tj. průměrný rozdíl μ je roven nule, pak hodnota testovaného kritéria bude s 95% pravděpodobností mezi -2,262 a 2,262.

• výběrový průměr:
$$\mu = \frac{1}{10} \cdot \sum_{n=1}^{10} x(n) \quad (9.3)$$

Je použito *Studentovo t* rozložení o 9 stupních volnosti, kde 95% plochy leží pod křivkou mezi -2,262 a 2,262 (viz. **Obr. 9.4**). Při platnosti nulové hypotézy, tj. průměrný rozdíl μ je roven nule, hodnota testovaného kritéria bude s 95% pravděpodobností mezi -2,262 a 2,262.

$$T = \frac{\mu - \theta}{\frac{s}{\sqrt{n}}} = 1,35 \quad (9.6)$$

Je zřejmé, že testová statistika nabývá hodnotu nacházející se v intervalu od -2,262 do 2,262 (viz. **Obr. 9.4**), což označuje, že nulová hypotéza je pravdivá. **Proto se věta H_0 nezamítne a vysloví se závěr, že zátěž nemá vliv na sklon elektrické osy srdeční na hladině významnosti $\alpha=5\%$.**

Experiment III

Obdobně lze uvažovat při hodnocení následujícího experimentu. V **Tab. 9.7** jsou shrnuty výsledky statistického uvažování. Problém, zda přerušení dýchání má či nemá nějaký vliv na tepovou frekvenci, může být nyní formulován takto: „*Jestliže přerušení dýchání nemá žádný vliv na tepovou frekvenci, potom μ se bude rovnat nule.*“ Toto tvrzení představuje nulovou hypotézu (H_0). Pokud hypotéza neplatí, (μ může nabývat jakékoli hodnoty) přichází do úvahy alternativní hypotéza (H_1).

$$H_0: \mu=0,$$

$$H_1: \mu \neq 0.$$

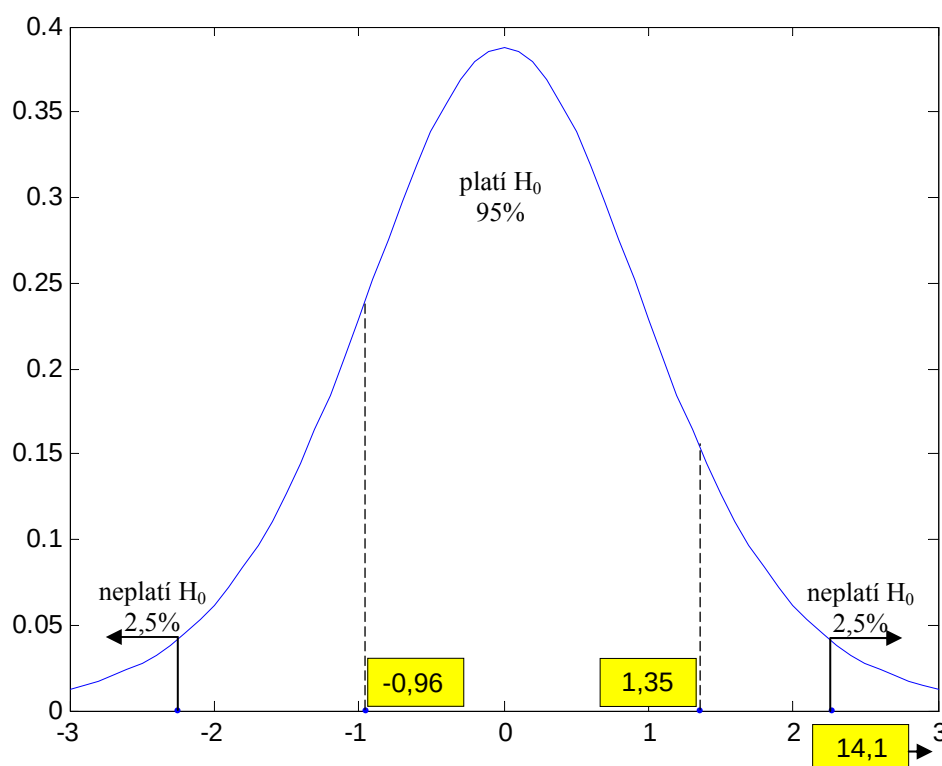
Tab. 9.7: Výsledky párového t-testu pro experiment III

[illegible]

Znovu je rozvažováno *Studentovo t* rozložení o 9 stupních volnosti, kde 95% plochy leží pod křivkou mezi -2,262 a 2,262 (viz. **Obr. 9.4**).

$$T = \frac{\mu - \theta}{\frac{s}{\sqrt{n}}} = -0,96 \quad (9.7)$$

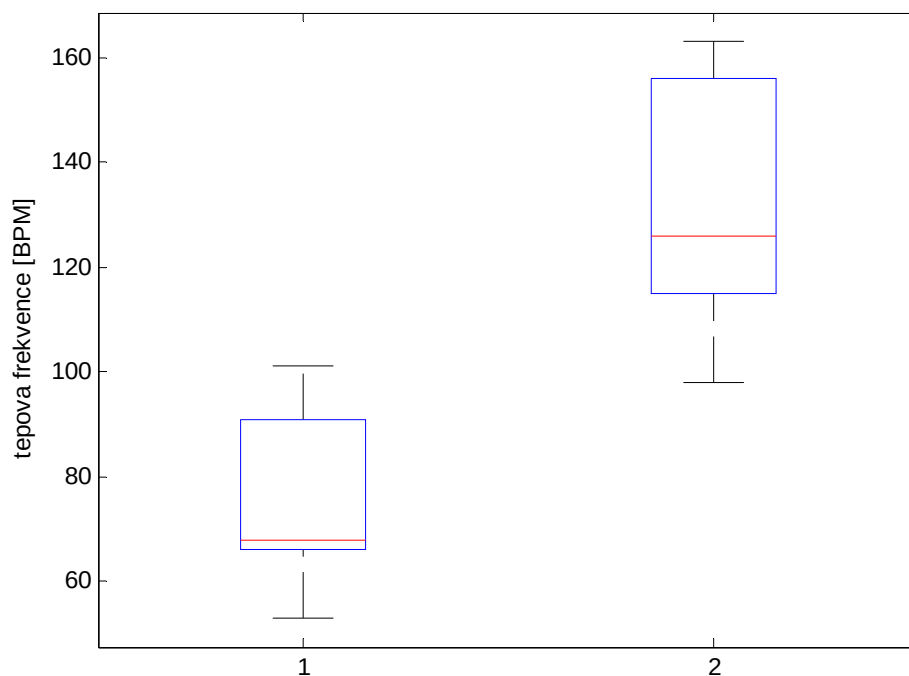
Je patrné, že testová statistika T se nachází v intervalu -2,262 a 2,262, tedy hypotéza vyřknuta na začátku uvažování je pravdivá. **Proto se věta H_0 nezamítne a vysloví se závěr, že přerušení dýchání nemá vliv na tepovou frekvenci na hladině významnosti $\alpha=5\%$.**



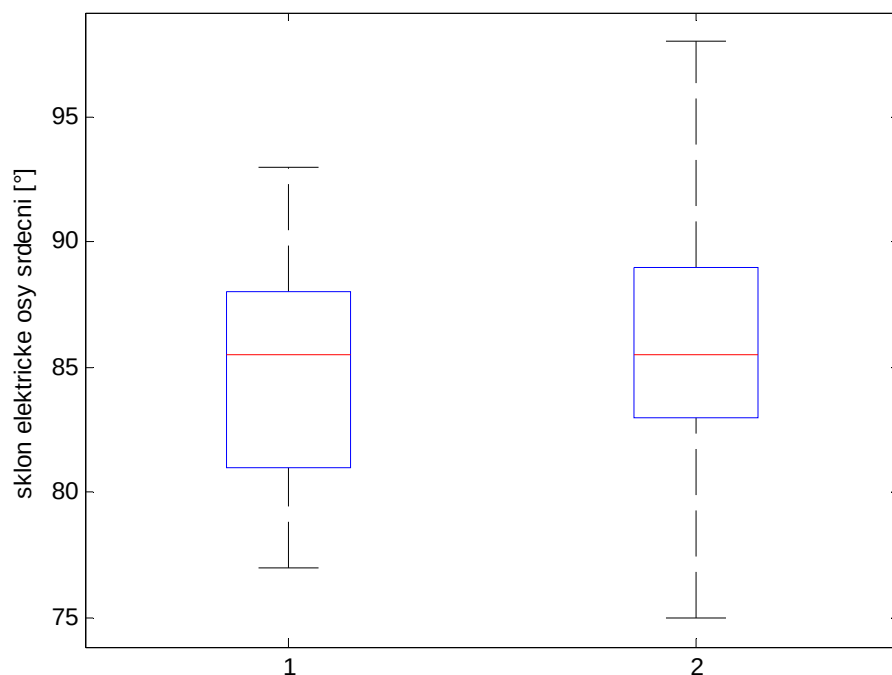
Obr. 9.4 Studentovo rozložení pro 9 stupňů volností. Testová statistika 14,1 (I); 1,35 (II); -0,96(III).

9.5 GRAFICKÉ SHRUTÍ

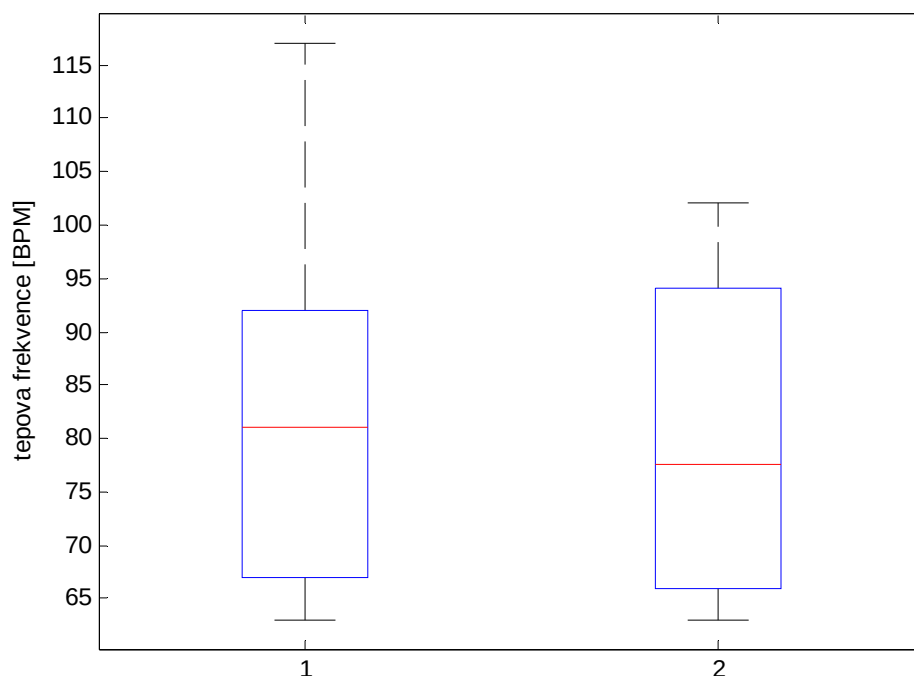
Jednotlivé výsledky v grafické podobě jsou zobrazené na **Obr. 9.5**, **Obr. 9.6** a **Obr. 9.7**, kde je znázorněna maximální a minimální hodnota (černě), rozptyl (modře) a medián (červeně).



Obr. 9.5 Tepová frekvence před (1) a po (2) zátěži



Obr. 9.6 Sklon elektrické osy srdeční před (1) a po (2) zátěži



Obr. 9.7 Tepová frekvence po přerušení dýchání (1) a po obnovení dechu (2)

9.6 ZHODNOCENÍ EXPERIMENTŮ

Z výsledků statistického testu vychází, že tepová frekvence je ovlivněna zátěží, nikoliv přerušením dýchání. Dále lze říci, že zátěž nemá vliv na změnu elektrické osy srdeční. Pro statistickou analýzu naměřených signálů byl použit párový t-test vycházející ze Studentova rozložení pravděpodobnosti, které lze použít pro malý počet testovaných dobrovolníků (n). Jako opora pro výše uvedené uvažování posloužila následující literatura [12] a [13].

10. ZÁVĚR

Práce se zabývá anatomií a fyziologií srdce, měřením parametrů kardiovaskulárního systému konkrétně tepovou frekvencí a elektrickou osou srdeční. Byla popsána problematika týkající se měření 12-svodového EKG a měření elektrické osy srdeční pomocí vektorkardiogramu.

Pro zjištění vlivu zátěže a přerušení dýchání na tepovou frekvenci a vlivu zátěže na sklon elektrické osy srdeční, byl navržen vlastní experiment. Desíti dobrovolníkům byly naměřeny EKG signály před zátěží, po zátěži a při přerušení dýchání pomocí počítačového měřicího systému BIOPAC. Následně naměřené signály byly zpracovány pomocí dodaného programového vybavení AcqKnowledge systému BIOPAC, programu Matlab a programové aplikace ECG to VCG convertor.

Navržená programová aplikace ECG to VCG convertor umožňuje zobrazovat 6 základních svodů 2 záznamů EKG, vypočítat tepovou frekvenci a zobrazit transformovaný VKG. Z vykreslených VKG jsou automaticky vypočteny úhly natočení srdeční osy, které byly statisticky vyhodnoceny.

Pro získané výsledky byl proveden statistický test. Pomocí párového t-testu bylo určeno, zda zátěž nebo přerušení dýchání má vliv na tepovou frekvenci a zda zátěž ovlivňuje sklon vektoru srdeční osy. Z výsledků statistického testu vychází, že tepová frekvence je ovlivněna zátěží, nikoliv zástavou dýchání. Vliv fyzické zátěže na směr srdeční osy nebyl statisticky prokázán. Tato zjištění platí pro statistický test s hladinou významnosti $\alpha=5\%$ vycházející ze Studentova rozložení pravděpodobností. Pro určení jednoznačných výsledků je nutno použít větší skupinu dobrovolníků.

11. LITERATURA

- [1] **GERLA, V., Historie EKG.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<<http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>>
- [2] **Einthoven při prvním snímání EKG.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<http://www.telbios.it/it/allegati/menu312/Willem_Einthoven_ECG_grande.jpg>
- [3] **Popis srdce.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>
- [4] **KHAN, M. Gabriel, EKG a jeho hodnocení.** Praha: Grada Publishing, a.s., 2005, ISBN 80-247-0910-4.
- [5] **MALMIVUO, J; PLONSEY, R., Bioelectromagnetism.** New York: Oxford University Press 1995, ISBN 9780195058239.
- [6] **Popis elektrokardiografie.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/wiki/EKG>>
- [7] **ROZMAN, J. a kolektiv, Elektronické přístroje v lékařství.** Praha: Academia, 2006, ISBN 80-200-1308-3.
- [8] **Ukázka elektrod.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<www.biolead.pl/onas1/onas_1.gif>
- [9] **AUGUSTYNIAK, P., On the equivalence of the 12-lead ECG and the VCG representations of the cardiac electrical activity.** Kraków, 13.5.2008, dostupné z WWW: <<http://home.agh.edu.pl/~august/pub/pdf/p32.pdf>>
- [10] **Tepová frekvence – typy a popis.** 13.5.2008, dostupné z WWW:
<<http://www.cyklistikakrnov.com/Clanky/Clanky/Proc-merit-tepovou-frekvenci.htm>>
- [11] **BIOPAC MP System Hardware Guide.** Goleta USA, 2008. 13.5.2008, dostupné z WWW:
<http://www.biopac.com/Manuals/mp_hardware_guide.pdf>.
- [12] **Párový t-test.** 13.5.2008, dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/T-test>>
- [13] **ZVÁROVÁ, J., Základy statistiky pro biomedicínské obory.** Praha: Karolinum, 1998, ISBN 80-7184-786-0.

12. PŘÍLOHY

1xCD:



Tab. 12.1 Umístění jednotlivých souborů na CD

cesta	Popis	přípony souborů
	Zdrojový kód programu <i>ECGtoVCGconvertor</i> a jednotlivých funkcí.	*.m *.fig
	Naměřené signály převedené do formátu kompatibilního s programem <i>ECGtoVCGconvertor</i> . Signál: - před zátěží (Xxx_calm) - po zátěží (Xxx_bicycle) pro X01 až X10 subjektů.	*.mat
	Jednotlivé signály v datovém formátu kompatibilním s programem <i>AcqKnowledge</i> . Signál: - před zátěží (Xxx_calm) - po zátěží (Xxx_bicycle) - při přerušení dýchání (Xxx_breathless) - po obnovení dýchání (Xxx_steady) pro X01 až X10 subjektů.	*.acq