

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 HRV A POSOUZENÍ VLIVU ZÁTĚŽE

MEASUREMENT OF HRV AND CONSIDERATION OF PHYSICAL LOAD

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

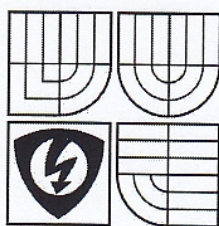
Martina Vyskočilová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Martina Vyskočilová

Ročník: 3

ID: 106097

Akademický rok: 2009/10

NÁZEV TÉMATU:

Měření HRV a posouzení vlivu zátěže

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte teorii týkající se elektrofyziologie srdce a problematikou neinvazivního měření elektrokardiogramu pomocí počítačového systému Biopac. Zaměřte se na variabilitu srdečního rytmu (HRV) a způsoby vyhodnocování tohoto parametru. V programovém prostředí Matlab navrhnete aplikaci pro zobrazení a zpracování elektrokardiografických signálů. Implementujte zvolenou metodu výpočtu HRV. Navržené programy ověřte na dostupných datech z knihovny ÚBMI.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Trojan S a kol.: Lékařská fyziologie. Praha: Grada Publishing, 2003.

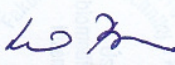
[2] Standards of heart rate variability. American Heart Association Inc.; European Society of Cardiology, 1996.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

Konzultanti bakalářské práce:


prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Anotace

Práce se zabývá vlivem zátěže na variabilitu srdeční frekvence, popisem mechanismů, ovlivnění změn tepu, reakcí na zátěž. Je zde zpracován přehled metod, používaných pro hodnocení variability srdeční frekvence. V další části jsou zpracována získaná data a je popsána navržená metoda pomocí spektrálních výkonů, popis vytvořeného algoritmu, prezentace výsledků.

Annotation

This work examines the influence of load on heart rate variability, and a description of the mechanisms influencing changes in heart rate, response to load. There is a review of methods used to assess heart rate variability. In another part the data of the measurement are processed and described the proposed method using spectral power, generated by the algorithm description, presentation of results.

Klíčová slova:

Řízení srdeční frekvence, variabilita srdeční frekvence, metody měření EKG, membránové napětí, tepová frekvence, časová analýza HRV, spektrální analýza HRV, LF, HF, spektrální výkon, periodogram, QRS detektor, RR intervaly, vliv zátěže.

Keywords:

Management of heart rate, heart rate variability, ECG measurement methods, membrane tension, heart rate, time analysis of HRV, spectral analysis of HRV, LF, HF, spectral power, periodogram, QRS detector, RR intervals, response to load.

Bibliografická citace:

VYSKOČILOVÁ, M. *Měření HRV a posouzení vlivu zátěže*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 33 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svojí bakalářskou práci na téma Měření HRV a posouzení vlivu zátěže jsem vypracovala 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 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 31. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Oto Janouškovi, za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

1 Obsah

1.	Úvod	4
2	Řízení srdeční frekvence	5
2.1	Elektrická aktivita srdce.....	5
2.2	Frekvence srdeční činnosti.....	5
2.3	Buněčná membrána.....	5
	Přenašečové systémy	5
	Membránové kanály	6
2.4	Membránové napětí	6
2.5	Klidový a akční membránový potenciál	6
2.6	Převodní systém srdeční	7
2.7	Šíření vzruchu po srdci	7
2.8	Řízení srdeční frekvence.....	8
	Reflexní řízení	8
3	Měření a sledování srdeční činnosti	9
3.1	Kardiografie	9
3.2	Základní popis vln, kmitů a intervalů	10
3.3	Ergometrie	11
3.4	Měření tlaku	11
4	Variabilita srdeční frekvence	12
4.1	Fyziologické principy	12
4.2	Konkrétní faktory ovlivňující HRV	12
	Vliv dýchání	12
	Vliv prostředí.....	13
	Vliv věku	13
	Vliv tepové frekvence	13
4.3	Využití variability srdeční frekvence v klinické praxi.....	13
5	Měření variability srdeční frekvence	14
5.1	Metody časové analýzy.....	15
	Statistické metody	15
	Geometrické metody	15
5.2	Metody spektrální analýzy.....	16
	Výkonová spektrální analýza	18

5.3	Zpracování a eliminace vlivů rušení.....	19
5.4	Vliv vložené a vynechané amplitudy na výsledná data zpracovávaná ve frekvenční oblasti	20
5.5	Protokol měření.....	21
	Metodika vyšetřování vybrané skupiny 10 dobrovolníků.....	21
6	Hodnocení variability srdeční frekvence	22
6.1	Zpracování dat naměřených přístrojem Biopac	22
	Převod dat a import do prostředí MATLAB	22
	Odstranění driftu a ostatních rušivých spektrálních složek.....	22
	Detekce R vln	22
	Filtrace chybně detekovaných R vln	23
	Kontrola dat pomocí Lomb – Scargle periodogramu	24
	Výpočet spektrálních výkonů.....	25
7	Výsledky	26
7.1	Vstupní údaje	26
7.2	Charakteristika souboru	26
7.3	Výsledky spektrálních koeficientů.....	27
7.4	Výsledky statistického zpracování dat.....	31
8	Závěr	33
9	Použitá literatura	34

Seznam obrázků a grafů

Obrázek 1 Buněčná membrána [3]	5
Obrázek 2 Převodní systém srdeční [5]	7
Obrázek 3 Neuron [7]	8
Obrázek 4 Průběh akčního potenciálu [9]	9
Obrázek 5 Základní intervaly křivky EKG [9]	10
Obrázek 6 Biopac [18].....	14
Obrázek 7 Biopac elektrody [19].....	14
Obrázek 8 Výkonové rozložení spektra typické pro dlouhodobé záznamy EKG (24 hodin) [9]	17
Obrázek 9 Příklad rozložení spektra a spektrálního výkonu u krátkého záznamu (10 sec) [9]	18
Obrázek 10 Detekce R vln	23
Obrázek 11 R vlny odstraněné filtrací - označené červeně	24
Obrázek 12 Spektrální výkon LF před zátěží a po zátěži	28
Obrázek 13 Spektrální výkon HF před zátěží a po zátěži.....	28
Obrázek 14 Poměr LF/HF před zátěží a po zátěži	29
Obrázek 15 Spektrální výkony LF a HF před zátěží	29
Obrázek 16 Spektrální výkony LF a HF po zátěži	30
Obrázek 17 Směrodatná odchylka NN intervalů	30
Obrázek 18 Krabicový statistický graf	32

Seznam tabulek

Tabulka 1: Vliv vložené amplitudy na spektrální výkon.....	20
Tabulka 2: Detekované a odstraněné RR intervaly před zátěží.....	24
Tabulka 3: Detekované a odstraněné RR intervaly po zátěži	24
Tabulka 4: Charakteristika souboru.....	26
Tabulka 5: Průměr a směrodatná odchylka věku, BMI, a dalších hodnot.....	27
Tabulka 6: Výsledky spektrálních koeficientů	27
Tabulka 7: Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů	31
Tabulka 8: Statistické hodnoty – LF/HF před a po zátěži	31

1. Úvod

Tématem této bakalářské práce je posouzení vlivu zátěže na variabilitu srdeční frekvence. V první části je objasněn fyziologický princip fungování srdce a řízení jeho frekvence. Jsou zde popsány mechanismy a systémy ovlivňující změnu této frekvence a interakce těchto systémů s okolím. Dále je rozebrán vliv zátěže a procesy probíhající uvnitř organismu jako reakce na zátěž.

V druhé části práce je zpracován přehled metod používaných pro hodnocení variability srdeční frekvence a shrnuty jejich výhody a nevýhody.

Třetí část se zabývá problematikou zpracování reálně získaných dat, jejich filtrací, vlivy a identifikací rušení a zpracováním dat ve spektrální oblasti.

Čtvrtá část obsahuje popis navržené metody hodnocení variability pomocí spektrálních výkonů, popis vytvořeného algoritmu a prezentuje výsledky získané na vzorku dobrovolníků naměřené pro ověření funkčnosti metody.

2 Řízení srdeční frekvence

2.1 Elektrická aktivita srdce

Buňky srdečního svalu jsou buňky vzrušivé. Akční potenciál trvá delší dobu než u jiných vzrušivých tkání. Buňky srdce můžeme dělit na pracovní myokard, jehož funkce je kontrakce, a převodní systém, který tvoří vzruchy [1].

2.2 Frekvence srdeční činnosti

Jedním ze základních projevů srdeční činnosti je puls. Počet pulsů za minutu se nazývá frekvence srdeční činnosti.

U nepravidelného srdečního rytmu se určuje průměrná hodnota za určitý časový interval (např. 30s).

2.3 Buněčná membrána

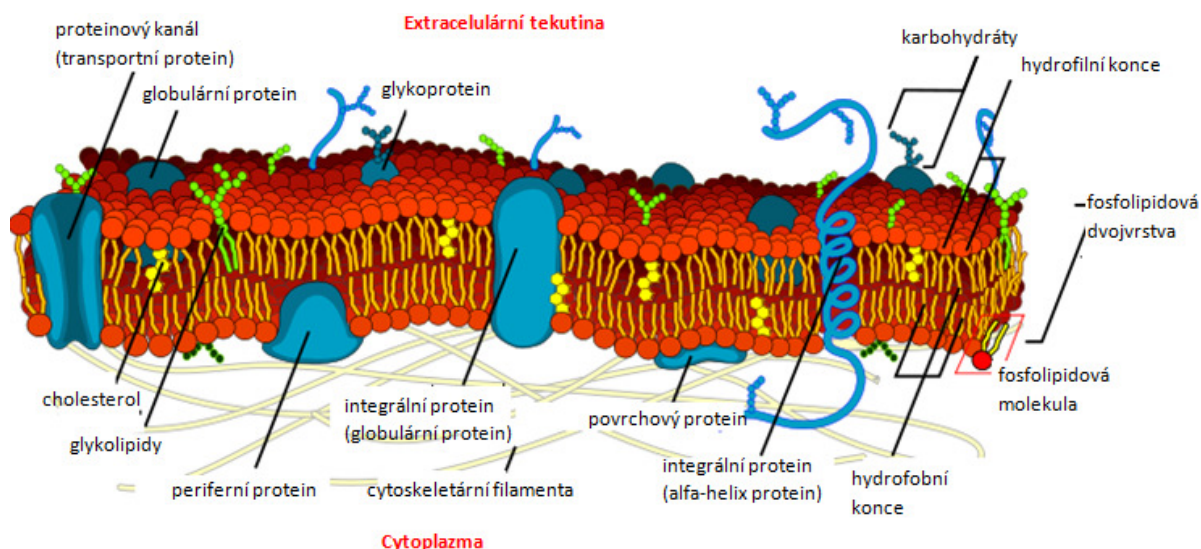
Základem buněčné membrány je fosfolipidová dvojvrstva (tloušťka cca 7,5 nm) [2]. V membráně jsou obsaženy proteiny, které jsou zodpovědné za aktivní transport Na^+ z buňky a K^+ dovnitř buňky. Proteiny dělíme na kanály a přenašeče. Jejich úkolem je přenos iontů přes membránu.

Přenašečové systémy

Nejdůležitějším systémem je sodíko-draslíková pumpa, která vytěsňuje Na^+ ionty a mění je za K^+ ionty, čímž zajišťuje různou koncentraci iontů v extracelulárním i intracelulárním prostředí [2].

Sodíko-draslíková pumpa potřebuje pro svoji činnost přísun energie, kterou získává z adenosintrifosfátu – ATP štěpením na adenosindifosfát a fosfátovou skupinu [2].

Koncentrační spád iontů Na^+ a K^+ na buněčné membráně vede k vytvoření elektrického napětí, které slouží k vytváření nových akčních impulzů.



Obrázek 1 Buněčná membrána [3]

Membránové kanály

Membránové kanály jsou bílkovinné molekuly zajišťující přenos iontů mezi intracelulárním a extracelulárním a prostředím. [2]

Propustnost kanálů je řízena chemickými vazbami látek, napětím na membráně a dalšími vlivy. Podle druhu propuštěných iontů nazýváme kanály sodíkové, draslíkové, vápníkové a chloridové. [2]

2.4 Membránové napětí

Membránové napětí je rozdíl elektrických potenciálů na vnější a vnitřní straně buněčné membrány. Membránové napětí lze měřit pomocí dvou elektrod, kdy jedna je umístěna vně buňky a druhá uvnitř. Klidové membránové napětí se pohybuje okolo -90mV až -50mV.

Při dosažení prahové hodnoty napětí začnou vzrušivé buňky generovat akční napětí, které způsobí změnu iontové propustnosti membrány.

Přenos akčního napětí mezi buňkami probíhá tak, že buňka, v níž vzniklo akční napětí, vyvolá podráždění nevybuzené sousední buňky, která se depolarizuje až na spouštěcí hodnotu.

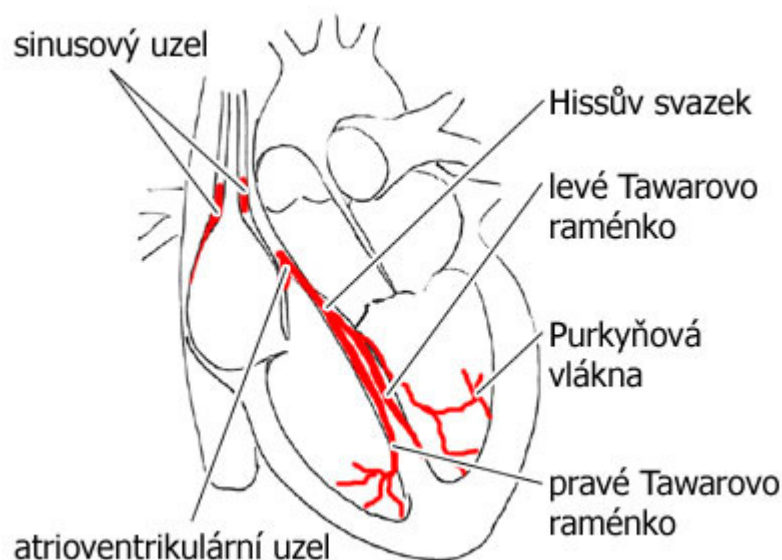
2.5 Klidový a akční membránový potenciál

Membránový potenciál srdeční buňky v klidu je kolem -90mV (negativní vůči okolí) [4]. Akční potenciál zodpovídá za vyvolání kontrakce. Depolarizace se rychle rozvíjí a krátkodobě dosahuje hodnot vyšších než ve fázi plató, jako u kosterních svalů a nervů [4], poté následuje fáze plató a následně se potenciál navrácí na původní úroveň. Depolarizace trvá asi 2ms, ale fáze plató a repolarizace 200 ms i více [4]. Po kontrakci je ukončena fáze repolarizace.

Klidový membránový potenciál je ovlivňován změnami extracelulární koncentrace K^+ , zatímco akční potenciál je ovlivněn vnější koncentrací Na^+ [4]. Počáteční rychlá depolarizace je způsobena otevřením Na^+ kanálů, za počáteční rychlou repolarizaci odpovídá uzavření Na^+ kanálů [4]. Dále následuje otevření Ca^{2+} kanálů, které jsou kontrolovány napětím, což způsobí fázi plató. Konečná repolarizace je způsobena uzavřením Ca^{2+} kanálů a průtok K^+ draselnými kanály.

Napětím ovládaný sodíkový kanál má dvojí vrátkovací mechanismus - zevní „vrátka“ umožňují přerušení dalšího vstupu až do chvíle, kdy skončí akční potenciál, se otevírají na začátku depolarizace a vnitřní se zavírají, což zamezí dalšímu vstupu až do skončení akčního potenciálu [4].

2.6 Převodní systém srdeční



Obrázek 2 Převodní systém srdeční [5]

Převodní systém srdeční se skládá ze sinoatriálního uzlu a atrioventrikulárního uzlu, dále z obou Tawarových ramének, Hisova svazku a dalších vláček zodpovědných za šíření vzruchů srdečním svalem [4].

Jednotlivé části lze definovat takto:

SA uzel je lokalizován v pravé síni v oblasti vyústění v.cava superior. V tomto uzlíku vznikají vzruchy, které jsou šířeny směrem z AV uzlu.

AV uzel je lokalizován v srdeční stěně na rozmezí pravé síně a komory. Produkuje vzruchy o frekvenci 40/min. AV uzel je řízen sympatickým a parasympatickým uzlem. Při ztrátě koordinace mezi SA a AV uzlem dochází k rozdílné odpovědi síní a komor, která se projevuje poruchou srdečního rytmu.

Hisův svazek je lokalizován v mezikomorové přepážce, z jejíž horní části prostupuje levé Tawarovo raménko, které se dělí na přední a zadní svazek vláken a pokračování levého raménka je pravé raménko Tawarovo a vlákna obou jsou vložena před endokardem a plynule přecházejí ve formě Purkyňových vláken k jednotlivým částem obou komor.

Purkyňova vlákna jsou systémem jemných vláken, která realizují rozvod vzruchů ke konečným receptorům srdečního svalu.

2.7 Šíření vzruchu po srdci

SA uzel je zodpovědný za šíření vzruchu a je nedílnou součástí převodní soustavy srdeční. Je primárním pacemakerem zodpovědným za srdeční frekvenci (kolem 70/min).

Vedení v AV uzlu je pomalé. AV uzel je sekundárním pacemakerem pro řízení srdeční frekvence [4].

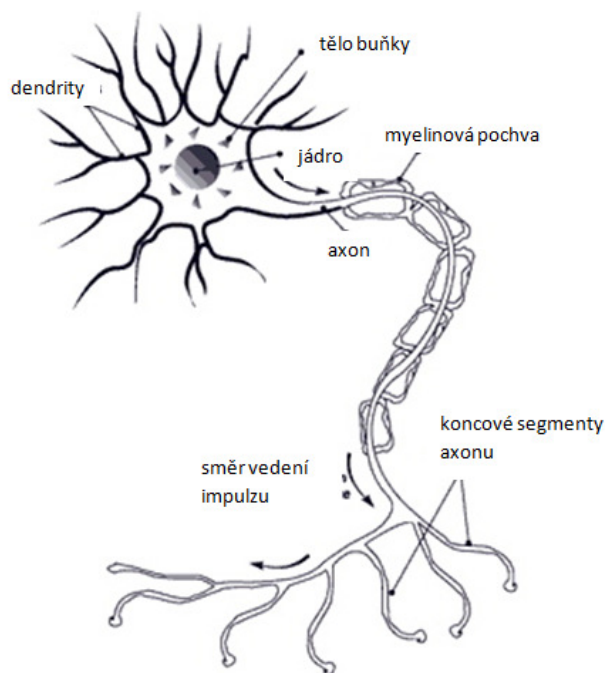
Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna vedou vzruch do myokardu komor. Jsou terciárním pacemakerem systému [4], frekvence 30-40/min.

Kontrakce srdečních buněk je realizována prostřednictvím proudu Ca^{+} a poté v malé míře ovlivněna Na^{+} . Akční potenciál spustí kontrakci buněk.

Elektrický impulz se šíří od sinusového uzlu přes svalovinu síní, dále přes AV uzel, přes Hisův svazek, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny [6].

2.8 Řízení srdeční frekvence

Srdeční činnost řídí autonomní nervový systém – ANS, pomocí sympatických a parasympatických nervů [6].



Obrázek 3 Neuron [7]

Vliv parasympatiku na srdeční činnost:

Parasympatikus snižuje tepovou frekvenci a sílu srdeční kontrakce. Zpomaluje síňokomorový převod a snižuje vzrušivost myokardu [6]. Přenos vzruchu je zprostředkován acetylcholinem.

Vliv sympatiku (taktéž Vagu):

Sympatikus zvyšuje srdeční frekvenci a sílu srdeční kontrakce. Zrychluje síňokomorový převod a zvyšuje vzrušivost myokardu [6]. Přenos vzruchu zprostředkovává noradrenalin.

Reflexní řízení

Reflexní řízení představuje další ze systémů řízení tepové frekvence. Patří mezi ně například řízení srdeční činnosti v závislosti na krevním tlaku. Změna krevního tlaku je snímána baroreceptory v oblouku aorty. Při zvýšení krevního tlaku sympatikus tlumí karotické siny a tím dojde k poklesu tepové frekvence a následně i poklesu krevního tlaku [1].

3 Měření a sledování srdeční činnosti

K základním fyzikálním vyšetřením srdeční činnosti patří palpační vyšetření tepu. Srdeční frekvence se měří na arteria radialis, v praxi nejčastěji na pravé ruce. Tep hmatáme bříšky tří prstů současně, všímáme si vazby na dýchání a změn frekvence při změnách polohy. Kromě základního fyzikálního vyšetření je měření tepu také součástí různých moderních metod používaných v kardiologii. Mezi nejběžnější patří již zmíněná kardiografie.

Při měření tepu hodnotíme frekvenci, jeho kvalitu a pravidelnost [8]. Nepravidelnost související s dechem (respirační arytmie) není považována za patologický jev. Při nepravidelnosti pulzu často zjistíme, že počet tepů na srdci je vyšší než na periferii.

Frekvence srdeční pod 60/min je nazývána bradykardie, frekvence nad 100/min je nazývána tachykardie [8].

3.1 Kardiografie

Záznam elektrické aktivity srdce měřený z povrchu těla se nazývá **elektrokardiogram (EKG)**. Při získávání elektrické aktivity přímo ze stěn srdce (invazivně) se záznam nazývá **elektrogram**.

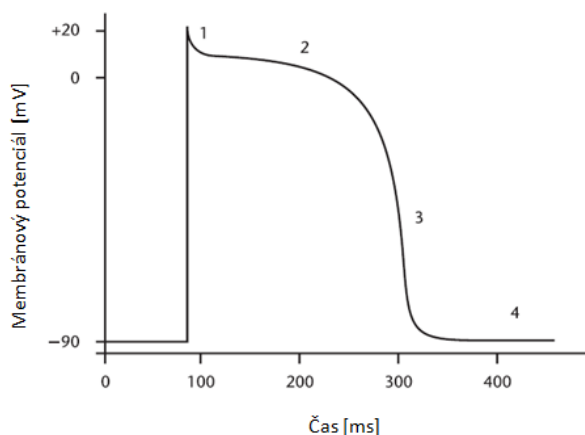
Při obvyklejší, neinvazivní diagnostice se měření provádí na povrchu těla.

Elektrokardiograf je diagnostický přístroj, který snímá rozdíly elektrických potenciálů ze soustavy elektrod umístěných na povrchu kůže pacienta. Elektrické signály z elektrod jsou zesíleny a v podobě elektrokardiogramu zobrazeny. Rozdíly elektrického potenciálu na povrchu kůže vznikají v důsledku šíření vzruchu srdcem – depolarizačními a repolarizačními procesy kardiovaskulárního systému [6].

Metoda byla vyvinuta na přelomu století v Leydenu Willemem Einthovenem a v Londýně Augustem Wallerem [6].

EKG zobrazuje průběh šíření vzruchu, který řídí kontrakci srdečního svalu. K diagnostice vlastní kontrakce myokardu slouží jiné metody například echokardiografie.

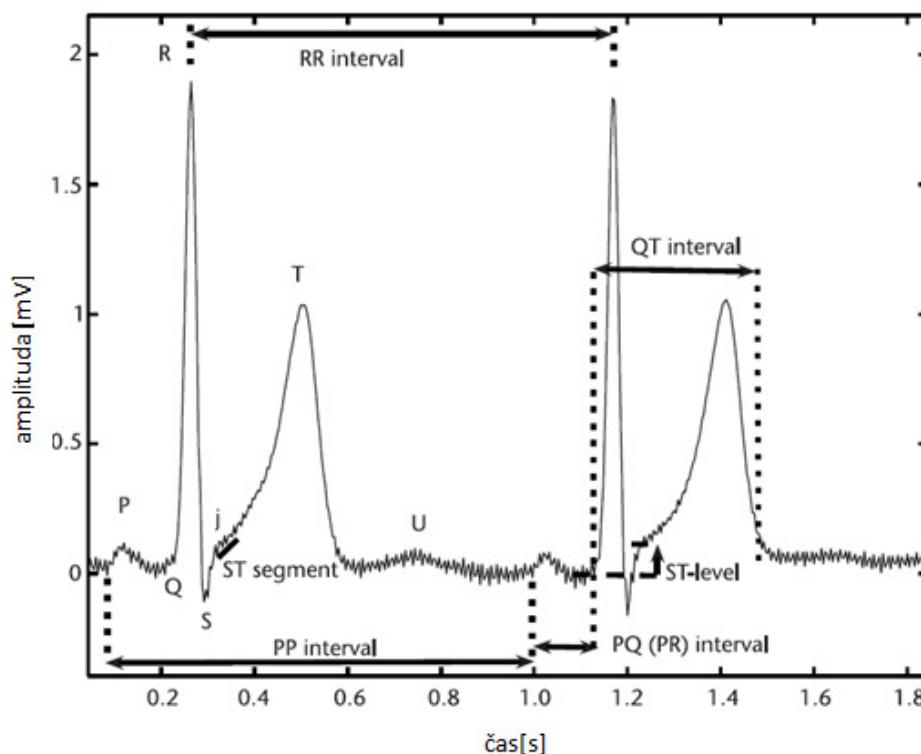
Srdeční cyklus se skládá z depolarizace a repolarizace síní a depolarizace a repolarizace komor.



Obrázek 4 Průběh akčního potenciálu [9]

Jednotlivým fázím srdečního cyklu odpovídá průběh srdečního vzruchu – akčního potenciálu. Na obrázku 4 vidíme všechny fáze průběhu akčního potenciálu - fáze 0 znázorňuje prudkou depolarizaci, 1 rychlou depolarizační fází, 2 fází plató, 3 rychlejší depolarizaci a 4 pomalou diastolickou depolarizaci [10].

3.2 Základní popis vln, kmitů a intervalů



Obrázek 5 Základní intervaly křivky EKG [9]

Vlna P je způsobena depolarizací síní, QRS depolarizací komor a úsek ST s vlnou T repolarizací komor [4]. Vlna U je projevem repolarizace papilárních svalů. Interval QT odráží délku elektrické systoly srdce.

Typické délky jednotlivých intervalů EKG [4]:

PR 0,12-0,2s

QRS do 0,1 s

QT do 0,43s.

Změny QRS komplexu během zvyšující se tepové frekvence:

- zkracuje se průměrná celková délka QRS cyklu
- PR segment se zkracuje a klesá jeho amplituda
- výška P vlny se zvyšuje
- zvyšuje se amplituda Q vlny (roste její záporná hodnota)

- zkracuje se QRS úsek
při vysokých srdečních frekvencích klesá amplituda R vlny
- roste záporná amplituda S vlny – s poklesem amplitudy R vlny roste amplituda S vlny
- dochází k posuvům ST intervalu
- zvyšuje se amplituda T vlny a dochází k jejímu posunu do středu QRS komplexu
- QT interval se zkracuje

3.3 Ergometrie

Zátěžový test, kde sledujeme srdeční frekvenci v klidu a postupně po přidávání zátěže.

Srdeční frekvence se při zátěžovém testu (ergometrii) odečítá z EKG, její klidová hodnota je 60-80 tepů/minutu. Při tomto vyšetření je nutné počítat s tím, že pokud pacient sedí na ergometru, je hodnota srdeční frekvence vyšší než jeho normální srdeční frekvence. Již stresem z očekávaného vyšetření dochází k vzestupu srdeční frekvence cca o 5-10 tepů/minutu.

Jsou – li klidové hodnoty srdeční frekvence vyšší než normální rozmezí (tj. 110-120/min), svědčí to pro zvýšený tonus sympatiku [11]. Pokud jsou klidové hodnoty pod dolní hranicí, svědčí to pro zvýšený tonus vagu.

Pokles srdeční frekvence pod očekávané hodnoty může být způsoben vlivem tréninku (tréninková bradykardie).

Zátěžové vyšetření se provádí do dosažení maximálních hodnot nebo po nástupu potíží (symptomů). Při zátěži omezené vznikem symptomů dosahuje srdeční frekvence maximálních hodnot 180-200/min [11].

Maximální srdeční frekvence (HF_{max}) je limitována stářím, ne ale pohlavím a trénovaností vyšetřované osoby [11]. Maximální srdeční frekvence může být ovlivněna onemocněními srdce a užíváním léků (například betablokátory zpomalují srdeční frekvenci).

Průměrná hodnota maximální srdeční frekvence v závislosti na věku se dá vypočítat dle vzorce [11]:

$$HF_{max} = 220 - \text{věk (v letech)} \quad (1)$$

3.4 Měření tlaku

Tlak krve měříme na pažní tepně tak, že stlačíme paži gumovou manžetou a měříme vlastně tlak vzduchu v manžetě, potřebný k tomu, abychom zastavili průtok krve touto tepnou [12].

4 Variabilita srdeční frekvence

Analýza variability tepové frekvence (HRV – Heart Rate Variability) je určena ke sledování odchylek v intervalech mezi jednotlivými stahy srdce [13]. Naměřené hodnoty těchto odchylek ukazují, jak je vnitřní prostředí a funkce organismu řízeno autonomním nervovým systémem [13].

Slouží k získání informace o zdravotním stavu, ke zhodnocení funkčního stavu organismu, schopnosti adaptace a měření aktivity autonomního nervového systému. Umožňuje hodnotit adaptační schopnosti organismu a s tím spojené riziko vzniku onemocnění.

Postupně se začala tato variabilita nazývat variabilita srdeční frekvence, nyní známá pod zkratkou HRV (Heart Rate Variability). Variabilita může být spojena s výskytem řady chorob. Uvádí se, že variabilita srdeční frekvence může poukazovat na onemocnění ještě předtím, než zaznamenáme první příznaky [14]. Mezi tyto nemoci patří např. arteriální hypertenze, diabetes melitus, dyslipidemie a metabolický syndrom nebo ischemická choroba srdeční [14].

Variabilitu srdeční činnosti však ovlivňují i další vlivy, které nejsou příčinou patologických změn v organismu [14].

4.1 Fyziologické principy

Srdeční frekvence se v průběhu dne může měnit díky různým faktorům. Závisí především na tonizaci sinoatriálního uzlu sympatickým a parasympatickým autonomním nervstvem [14].

Vliv na srdeční frekvenci má sympatický a parasympatický nervový systém, dýchání, senzitivita baroreceptorů, chemorecepce, termoregulace, apod.

Frekvenční spektrum srdeční činnosti můžeme rozdělit na oblasti:

velmi pomalou (VLF)

oblasti nízkých frekvencí (LF)

oblasti vysokých frekvencí (HF)

Kardiovaskulární systém se snaží zachovat dynamickou stabilitu systému tím, že mění srdeční frekvenci [14]. Její změny jsou dány věkem, pohlavím, ale i fyzickým a psychickým zatížením nebo i léky.

- VLF souvisí s termoregulační aktivitou cév, s hladinou katecholaminů a k aktivitě renin-angiotenzinového systému.
- LF souvisí s baroreflexní sympatickou aktivitou
- HF odpovídá dechové frekvenci a proto je označována jako dechová vlna. Je ovlivněna vagovou aktivitou [15].

4.2 Konkrétní faktory ovlivňující HRV

Vliv dýchání

Dýchání komplikuje zkoumání HRV. Frekvence dýchání majoritně ovlivňuje změny frekvence srdeční činnosti [15]. Pro omezení tohoto vlivu musíme zajistit pravidelné a stejnoměrné dýchání. Pro určení pravidelnosti lze dýchání řídit sledováním metronomu.

Při spektrální analýze EKG tedy musíme vzít v úvahu frekvenci dýchání, abychom se vyhnuli chybným interpretacím výsledků.

Vliv prostředí

Nelze srovnávat výsledky měření u hospitalizovaných osob, situace je komplikována stresem, což způsobuje aktivaci sympatiku. Navíc existují rozdíly v HRV při poloze vleže a vsedě [15].

Z výše uvedených důvodů nelze srovnávat výsledky měření u hospitalizovaných osob s výsledky naměřenými v průběhu běžného dne pacienta. Při hodnocení je tedy nutné vzít v úvahu vliv konkrétního prostředí [15].

Vliv věku

HRV závisí na věku sledovaného pacienta nebo skupiny [15]. HRV se snižuje u starších pacientů jak vleže, tak i ve stoje [15].

Vliv tepové frekvence

Ze spektrální analýzy srdeční činnosti lze pozorovat závislost tepové frekvence a změny HRV [15]. Se vzrůstající tepovou frekvencí klesá podíl změn frekvence srdeční činnosti.

Dle [15] je tato závislost dána jednak v matematickém vyjádření průměrné hodnoty při lineární transformaci a dále změnou podílu sympatické a parasympatické aktivace, kdy při sklonům k tachykardii dochází k dominanci sympatické aktivace.

Existují způsoby, kterými můžeme variabilitu srdeční frekvence ovlivnit i bez použití léků. Je to např. pravidelné cvičení, strava, nekouřit a nepít nadměrné množství alkoholu [15].

4.3 Využití variability srdeční frekvence v klinické praxi

Měření variability srdeční frekvence se v klinické praxi využívá zejména pro hodnocení celkového stavu vegetativního nervového systému – VNS.

Určením výkonových spekter v jednotlivých frekvenčních intervalech a celkového spektrálního výkonu lze vypočítat komplexní spektrální a věkově závislý index – „Celkové hodnocení VNS“.

Dalším indexem vypočteným ze spektrálních výkonů HRV je index „Funkční věk“. Pomocí tohoto indexu lze porovnat stav VNS diagnostikovaného subjektu se statistickými tabulkami zdravé populace.

Příčiny snížení spektrálního výkonu mohou být například pokročilá mentální anorexie [16], diabetická neuropatie, infarkt myokardu, angina pectoris a případy náhle srdeční smrti [15].

Mimo klinickou praxi se sledování spektrálních výkonů HRV používá i v tréninku vrcholových sportovců pro identifikaci nežádoucích stavů jako například kumulované únavy, přetížení, přetrénování apod. [17]

5 Měření variability srdeční frekvence

Vlastní měření variability srdeční frekvence se provádí nejčastěji za standardizovaných podmínek [17]:

1. Doba měření mezi 6. a 8. hodinou ránní, nalačno
2. Pacient provádí standardizovaný manévr LEH – STOJ – LEH
3. Pacient má nasazené sluchátka a je zabráněno vlivu dalších rušivých vjemů ovlivňujících analýzu
4. Měření HRV je kontinuální pomocí vhodného EKG umístěného po dobu celého vyšetření na těle subjektu.



Obrázek 6 Biopac [18]



Obrázek 7 Biopac elektrody [19]

Na obrázcích 6 a 7 je zobrazen systém pro laboratorní záznam EKG. Obrázek 6 představuje záznamovou jednotku BIOPAC s rozhraním pro připojení 4 elektrodových systémů. Na obrázku 7 je pak příslušenství a samolepící jednorázové elektrody.

Analyzovat získaná data EKG můžeme různými způsoby. Jednotlivé metody lze rozdělit na metody časové analýzy a spektrální.

5.1 Metody časové analýzy

Nejjednodušší způsob je zpracování v časové oblasti. U této metody jsou zkoumány tepové frekvence v každém časovém okamžiku nebo jsou určeny intervaly mezi QRS komplexy. V EKG záznamu se identifikuje časová poloha QRS komplexu. Zajímají nás RR intervaly nebo okamžitá srdeční frekvence. Jednoduché časové proměnné můžou být spočítány, včetně RR intervalu, hlavní srdeční frekvence, rozdílů mezi nejdelším a nejkratším RR intervalem, rozdíl mezi denní a noční srdeční frekvencí atd [20].

Statistické metody

Statistických metod analýzy variability srdeční frekvence se využívá při zpracování záznamů EKG s větší délkou. Typická doba záznamu bývá 24 hodin. Pro tato Holterovská měření je typická nižší vzorkovací frekvence z důvodů redukce celkového objemu dat. Často jsou pro statistické zpracování zaznamenávány pouze časové polohy R vln, popřípadě jsou tyto vlny filtrovány ze záznamu EKG [20].

Dlouhodobý záznam EKG umožňuje porovnávat variabilitu srdeční frekvence během různých činností – fyzické aktivity, spánku, odpočinku apod.

Základním parametrem je výpočet směrodatné odchylky NN intervalů – SDNN [20]. Do této odchylky jsou zahrnuty všechny složky spektra variability (od VLF po HF). S celkovou dobou měření klesá citlivost SDNN na krátkodobě působící změny HRV, ale zároveň stoupá jeho celkový rozptyl [20]. Pro SDNN je typická závislost hodnoty na době záznamu. Pro provedení analýzy jednoho subjektu je třeba provést měření s různou dobou záznamu a následně hodnotit všechny získané výsledky. Naopak pro porovnání více subjektů je třeba dodržet stejnou délku záznamu například 24 hodin. V praxi se často používá kombinace krátkodobého 5 minutového záznamu s 24 hodinovým dlouhodobým záznamem [20].

Pro lepší zachycení krátkodobých změn srdeční frekvence se využívá metoda SDANN [20]. Rozdíl proti SDNN spočívá v záznamu navazujících 5ti-minutových intervalů. Na každém z nich je vyhodnocena směrodatná odchylka SDNN a následně se spočte standardní odchylka těchto intervalů za 24 hodin [20].

Mezi nejčastěji používané parametry statistických metod patří RMSSD – druhá odmocnina rozdílu čtverců průměrných hodnot délek po sobě následujících NN intervalu, NN50 – počet intervalů, které se od předchozího intervalu liší délkou o více než 50ms a pNN50 – poměrná hodnota získaná dělením NN50 celkovým počtem NN intervalů [20].

Geometrické metody

Pro analýzu série NN intervalů může být také využito jejich grafické zobrazení. Metody vyhodnocující toto zobrazení a vyhledávající a popisující geometrické vzory na tomto

zobrazení se nazývají grafické metody. Nejčastěji se vyhodnocuje rozložení hustoty vzorků se stejnou délkou intervalu nebo rozložení hustoty rozdílů mezi sousedními intervaly, Lorenzovo zobrazení NN nebo RR intervalů a další [20].

Při grafickém zpracování se nejčastěji používají tři metody. Základní měření geometrických obrazců (například měření šířky histogramu rozložení délek NN intervalů pro konkrétní hodnotu NN intervalu), proložení geometrickým tvarem se známým matematickým popisem (například vložení trojúhelníku do histogramu rozložení délek NN intervalů, nebo proložení histogramu rozdílů délek NN intervalů exponenciálou) [20]. Třetí metodou je hodnocení vniklého geometrického obrazce a jeho zařazení do skupiny podle tvaru (eliptický, lineární, trojúhelníkový), kde každá skupina představuje určité vlastnosti variability [20].

5.2 Metody spektrální analýzy

Spektrální analýza je elektrofyziologická metoda založená na reaktivitě autonomního nervového systému ovlivňujícího kardiovaskulární systém [21].

Při spektrálních analýzách je soubor získaných dat rozložen na jednotlivá spektra. Změna HRV se určuje jako vzdálenost sousedních RR intervalů ve frekvenční oblasti [15].

Tepová frekvence je určena frekvencí a intenzitou oscilací [15]. Údaje o čase a rozdílech mezi RR intervaly jsou transformovány do frekvenčních hodnot a získané spektrum analyzujeme.

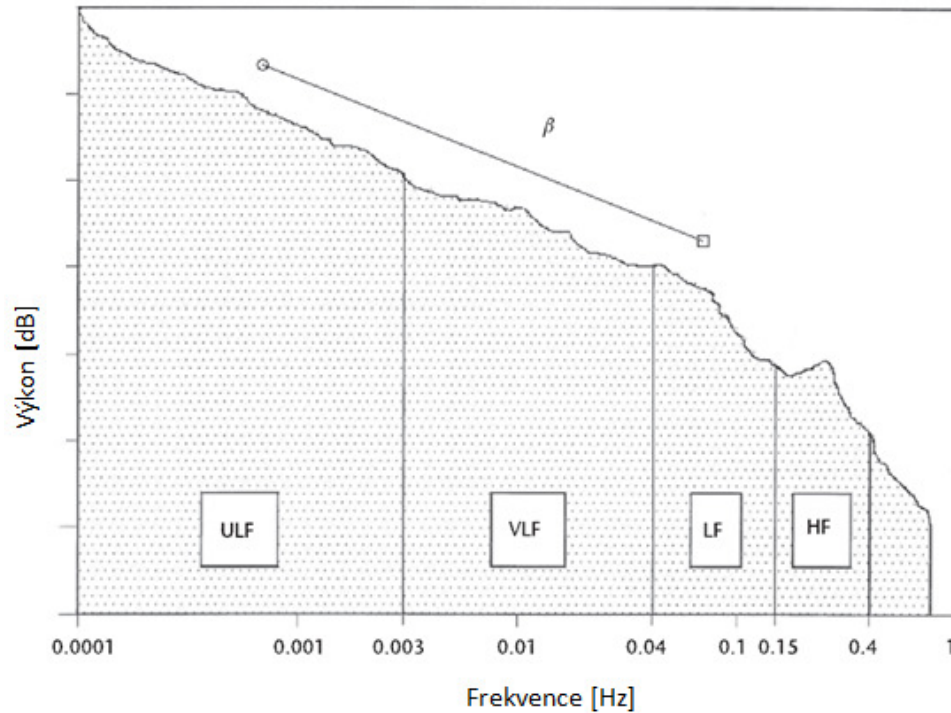
Spektrální analýza má dvě metody výpočtu:

- **neparametrická** – vstupní signál je pomocí Fourierovy transformace rozložen na součet periodických funkcí o rozdílných frekvencích. Pro každou frekvenci je zapsán amplitudový podíl na variabilitě vstupního signálu [15]
- **parametrická** – je založena na autokorelační metodě srovnání hodnoty signálu a metod opožděných s určitou periodou [15]

Srdeční frekvenci můžeme rozdělit v rámci spektrální analýzy na velmi pomalou (VLF, 0,01-0,05 Hz), na nízkou frekvenci (LF 0,05-0,15 Hz) a vysokou frekvenci (HF 0,15-0,5Hz) [15].

Mezi výhody pro použití neparametrických metod patří jednoduchost použitého algoritmu – běžně využívaná rychlá Fourierova transformace (FFT) a díky tomu i velká rychlost zpracování. Neparametrické metody je možné používat i v reálném čase.

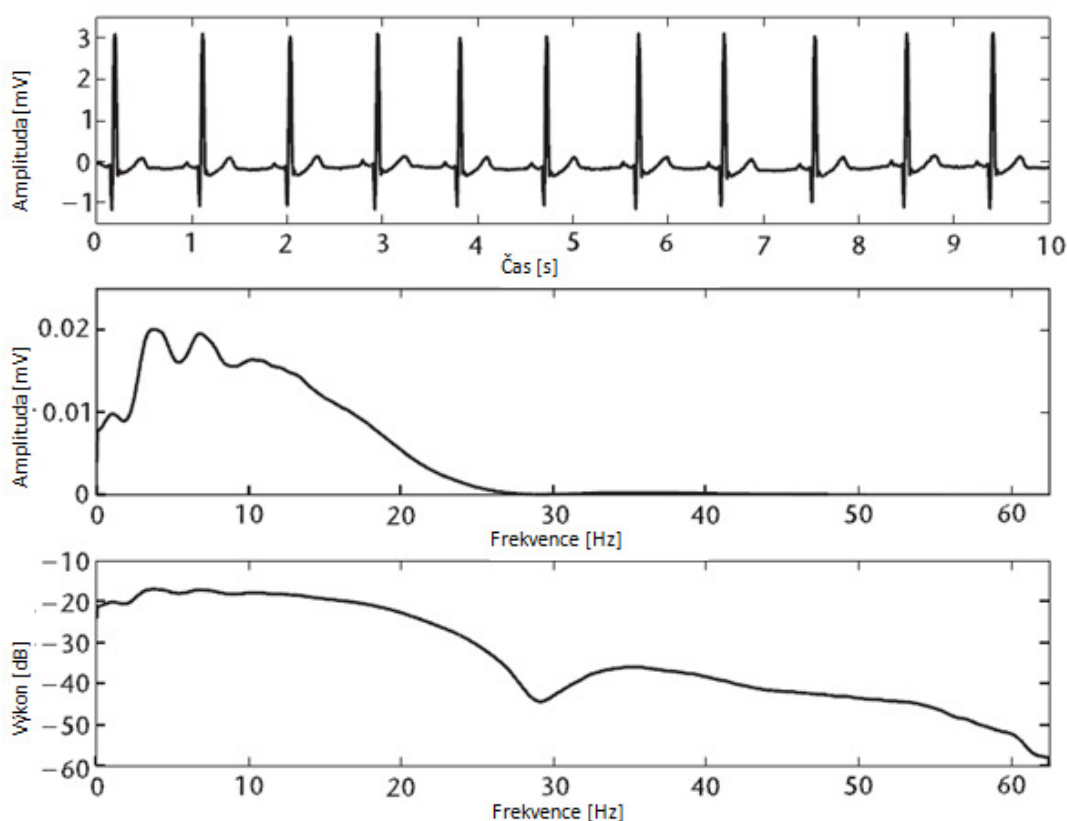
Výhodou parametrických metod je hladší průběh získaného spektra bez nutnosti předem vybírat soubor frekvencí, na nichž je spektrum analyzováno. U parametrických metod je jednodušší i následné zpracování, při kterém snadno získáme výkonové složky LF a HF.



Obrázek 8 Výkonové rozložení spektra typické pro dlouhodobé záznamy EKG (24 hodin) [9]

Hodnotí se [14]:

- výkonová spektrální hustota – celková a v jednotlivých frekvenčních pásmech – VLF, LF a HF
- maximální amplituda (ms^2/Hz)
- frekvence, která odpovídá maximální výchylce (mHz)
- hodnota mocniny rozdílu délek dvou po sobě následujících RR intervalů
- průměrná délka intervalů RR



Obrázek 9 Příklad rozložení spektra a spektrálního výkonu u krátkého záznamu (10 sec) [9]

Výkonová spektrální analýza

Spektrální analýza variability srdeční frekvence umožňuje neinvazivní metodu odhadu srdeční autonomní nervové činnosti [9]. Při výpočtu spektrálních výkonů vycházíme ze spektrální hustoty výkonu (Power Spectral Density – PSD):

Pro obecný signál $s(t)$ [22]:

$$P(t) = s(t)^2 \quad (2)$$

Pro diskretní signál [22]:

$$C(\Omega) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} |S_N(\Omega)|^2 \quad (3)$$

kde $S(\Omega)$ je spektrum signálu $s[k]$ počítané na intervalu délky $2N+1$

$$S_N(\Omega) = \text{DtFT}\{s[k](Us(k+N) - Us(k-N-1))\} = \sum_{k=-N}^N s[k]e^{-j\Omega k} \quad (4)$$

kde Us je střední napětí, Ω - frekvenční spektrum.

Výpočet PSD je pro reálné signály pouze odhadem skutečné PSD. Definiční vztahy pro PSD vycházejí z předpokladu neomezenosti signálu v čase. Při reálném měření je však vždy záznam konečný. Dalším omezením je vzorkovací frekvence. Pro zachování informační hodnoty signálu je vzorkovací frekvence určena vzorkovacím teorémem [22]. Reálný signál je však spektrálně neomezený a k jeho omezení dochází při vstupní filtraci tak aby byl vzorkovací teorém splněn.

Pro odhad velikosti PSD diskrétního signálu $s[k]$ s N -vzorky využijeme periodogramu.

Periodogram posloupnosti $\{s_N[k]\}_{k=0}^{N-1}$:

$$C_{(d)}(\Omega) \approx \frac{1}{N} |S_{(d),N}(\Omega)|^2 = \frac{1}{N} \left| \sum_{k=0}^{N-1} S_N[k] e^{-jk\Omega} \right|^2 \quad (5)$$

Pro signál převedený do spektrální oblasti pomocí DFT jsme schopni určit vzorky jen na násobcích $\Omega_0 = \frac{2\pi}{N}$. Upravená rovnice pro odhad složek DFT:

$$C_{(d)}(n\Omega_0) \approx \frac{1}{N} \left| \sum_{k=0}^{N-1} S_N[k] e^{-jkn\Omega_0} \right|^2 = \frac{1}{N} |\text{DTFT}\{s_N[k]\}|^2 \quad (6)$$

5.3 Zpracování a eliminace vlivů rušení

Rušení a artefakty v záznamu EKG

Zaznamenaný signál EKG často bývá zarušen šumem a artefakty, které mohou zasahovat do spektrální oblasti, kterou analyzujeme. Artefakty často mohou tvarově splývat se správně zaznamenanými QRS komplexy.

Typické složky rušení EKG dle [9]:

1. Rušení z napájecí sítě – typická frekvence $50 \pm 0,2$ Hz [9]. Rušení z napájecí sítě patří většinou mezi nejdominantnější složku rušení. Jeho amplituda může dosáhnout až 50 % amplitudy užitečného signálu.
2. Kontaktní šum – vlivem nedokonalého kontaktu mezi povrchem těla a elektrodou je snímáný signál rušen šumem vznikajícím na rozhraní elektrody a kůže. Další složkou rušení je nepravidelné odlepování elektrod z povrchu a tím ztráta kontaktu. Toto rušení se projevuje jako ostré hrany s dobou trvání okolo 1 sekundy.
3. Pohyb těla – i při maximálním zklidněním zkoumaného subjektu dochází k přirozenému pohybu například vlivem dýchání. Tento pohyb způsobuje změnu přechodové impedance a tím ke kolísání potenciální roviny a poměrných velikostí amplitud.
4. Elektromyografický šum – interference signálů v důsledku kontrakce svalové tkáně – artefakty s dobou trvání 50 ms a spektrem v okolí 10 kHz [9]. Amplituda této složky se pohybuje okolo 10 % úrovně užitečného signálu.
5. Drift – posun neurální linie ve frekvenční oblasti v intervalu 0,15 – 0,3 Hz [9]. Průměrná amplituda dosahuje 10 % amplitudy užitečného signálu.
6. Zkreslení při záznamu signálu – použité zařízení pro záznam a digitalizaci zatěžuje užitečný signál šumem při zpracování například při saturaci signálu.
7. EMC – do signálu zasahuje i šum produkovaný ostatními diagnostickými a podpůrnými zařízeními v blízkosti měřeného subjektu.
8. Zkreslení při zpracování signálu - zkreslení a šum, vznikající digitálním zpracováním signálu – kvantizační šum, aliasing

I přes to že je využit moderní hardware a aplikována opatření pro omezení těchto vlivů je nutné tyto negativní vlivy eliminovat [9]. Optimální nastavení filtrů závisí na konkrétní aplikaci měření [9].

Pro správnou interpretaci výsledků je nutné zohlednit vliv těchto rušivých složek, a pokud je to možné určit zatížení signálu těmito složkami například statistickými metodami [9].

5.4 Vliv vložené a vynechané amplitudy na výsledná data zpracovávaná ve frekvenční oblasti

Zpracováním dat ve frekvenční oblasti a zejména hodnocení pomocí spektrálních výkonů je velmi citlivé na vnesené amplitudy. Z obecných filologických mechanismů a na základě statistiky zpracovávaných záznamů je v literatuře uváděná maximální změna délky mezi bezprostředně navazujícími komplexy 20 % a to i s ohledem na patologické jevy diagnostikovaného objektu. Pokud jsou tedy detekovány za sebou dvě R vlny se vzdáleností menší než 80 % předchozího intervalu je možné takovou vlnu považovat za chybně detekovaný artefakt a odfiltrovat ji [9].

G. Clifford se ve své práci zabýval vlivem jedné vložené amplitudy do 5 minutového záznamu na výsledný poměr LF/HF. Vloženou amplitudu umístil do signálu, u něhož byly před vložením amplitudy určeny spektrální výkony. Poloha vložené amplitudy byla popsána takto [9]:

$$RR'_n = \gamma RR'_{n-1} \quad (7)$$

$$RR'_{n+1} = RR_{n+1} + RR_n - RR'_n \quad (8)$$

, kde γ je relativní pozice amplitudy proti předchozímu intervalu [9]

Jeho výsledky shrnuje následující tabulka:

Tabulka 1: Vliv vložené amplitudy na spektrální výkon

γ	LF	HF	LF/HF	Odchylka [%]
-	0,39	0,61	0,64	-
0,8	0,37	0,62	0,60	6,25 %
0,7	0,26	0,74	0,34	46,9 %
0,6	0,25	0,76	0,32	50 %
0,8 *	0,32	0,68	0,47	26,5 %

**vložený 2 amplitudy*

Z výsledků tohoto pokusu vyplývá dominantní vliv vnesené amplitudy, která může způsobit až 50 % chybu výsledných hodnot a tím i následnou chybnou diagnostickou interpretaci. Obdobným způsobem ovlivňuje výsledné hodnoty i chybějící amplituda v naměřených datech. Z výsledků dále vyplývá význam kvalitní filtrace a eliminace vložených pulsů. V místech chybějících amplitud je nutné provést rekonstrukci signálu a to interpolací chybějící amplitudy. V literatuře se takto vložená vlna označuje jako phantom beat [9].

5.5 Protokol měření

Měření bylo provedeno jednou, subjekty nebyly změřeny nalačno.

Každý měřený subjekt byl požádán o vyplnění dotazníku, kvůli eliminaci vlivu dalších faktorů, které ovlivňují HRV:

1. Kolik je Vám let?
2. Jste muž/žena (nehodící se škrtněte)
3. Vaše výška?
4. Kolik vážíte?
5. Jak často vykonáváte pohybovou aktivitu? (hod/týdně)
6. Kolik hodin denně spíte?
7. Jak často konzumujete alkohol?

Metodika vyšetřování vybrané skupiny 10 dobrovolníků

V úvodu vyšetření nejprve byl subjektem vyplněn dotazník. Byl zaznamenán 5ti minutový EKG záznam v klidu vleže. Poté byla vyšetřovaná osoba vyzvána k provádění dřepů po dobu 3 minut. Po půl minutě byl vyšetřovaný informován o zbylém čase tak, aby si mohl rozložit tělesnou aktivitu a zvolit si tempo. Zároveň byly počítány vykonané dřepy.

Doplněním výsledků do výše uvedené tabulky byly získány subjektivní (dle udávané tělesné aktivity) i objektivní (dle počtu vykonaných dřepů) údaje o tělesné zdatnosti a trénovanosti jedince. Je možné porovnat HRV s těmito údaji a ve vztahu k věku, pohlaví a anamnestickými údaji uvedenými v tabulce.

6 Hodnocení variability srdeční frekvence

Vyhodnocení dat naměřených na dobrovolnících systémem Biopac probíhá v prostředí programu Matlab. Při tvorbě programu a funkcí byl využit soubor funkcí autora G. Clifforda – ECG Tools [9]. Tyto knihovny byly v souladu s GNU licencí pod kterou jsou poskytnuty upraveny a doplněny o funkčnosti potřebné pro zpracování této analýzy.

6.1 Zpracování dat naměřených přístrojem Biopac

Převod dat a import do prostředí MATLAB

Datové soubory získané z přístroje Biopac jsou ukládány ve vnitřním binárním formátu a tím není možné přímé zpracování těchto souborů v prostředí Matlab. Nejprve je třeba provést konverzi přes SW nástroj BSL lessons, který umožňuje export dat do textového souboru typu csv (hodnoty oddělené tabulátorem). Exportovaná data jsou v dvou sloupcové podobě – první sloupec obsahuje časovou značku od počátku měření v minutách, druhý sloupec obsahuje měřený signál EKG v milivoltech. Časové značky v prvním sloupci jsou exportovány s fixním počtem číslic, čímž dochází v průběhu záznamu k degradaci této hodnoty vlivem ztráty přesnosti. Soubory obsahují řádově 200 000 až 400 000 naměřených hodnot z každého měření.

Pro zpracování těchto dat v prostředí Matlab byl každý soubor importován jako pole hodnot a samostatně uložen jako pole hodnot systému Matlab (přípona souboru .mat)

Odstranění driftu a ostatních rušivých spektrálních složek

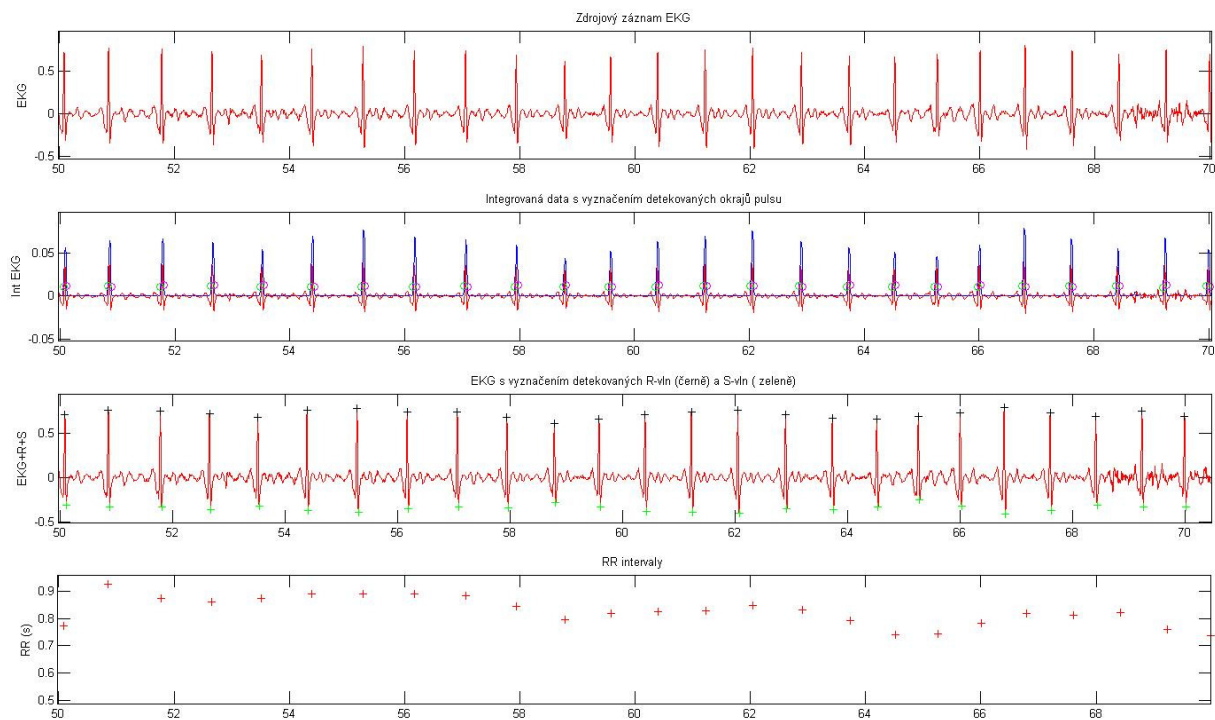
Výpočtem rozdílu mezi prvními několika desítkami členů v několika souborech byla určena konstantní vzorkovací frekvence 1 kHz pro všechna měření.

Vlastní analýza dat souboru se provádí po načtení .mat souboru s daty příslušného měření voláním souboru *HRV_analyze.m*. Program nejprve provede oddělení vstupních naměřených dat do pole *ecg_in*.

Následně je v komplexní rovině provedena rychlá Fourierova transformace a vynulování členů odpovídajícím frekvencím mimo oblast analýzy ($< 0,005\text{Hz}$; $> 5\text{ Hz}$). Následuje zpětná transformace, čímž je získán signál s vyrovnanou základní linií bez rušivých frekvencí nad zkoumaným spektrem.

Detekce R vln

Pro detekování R vln je použit pokročilý QRS detektor. Ten prochází celé pole korigovaných hodnot z předchozí filtrace a v okně s dynamickou velikostí vyhledává pozici R a S vln. Při prvním průchodu provede integraci vstupních dat a překročením prahové hranice detekuje hrany R vln. Při dalším průchodu pak na těchto intervalech hledá maxima – R vlny. S vlna je pak identifikována jako nejbližší minimum po detekované hraně R vlny. Výstupem detektoru jsou pole hodnot amplitud a časových pozic R a S vln a pole časových intervalů mezi jednotlivými R vlnami (HRV).

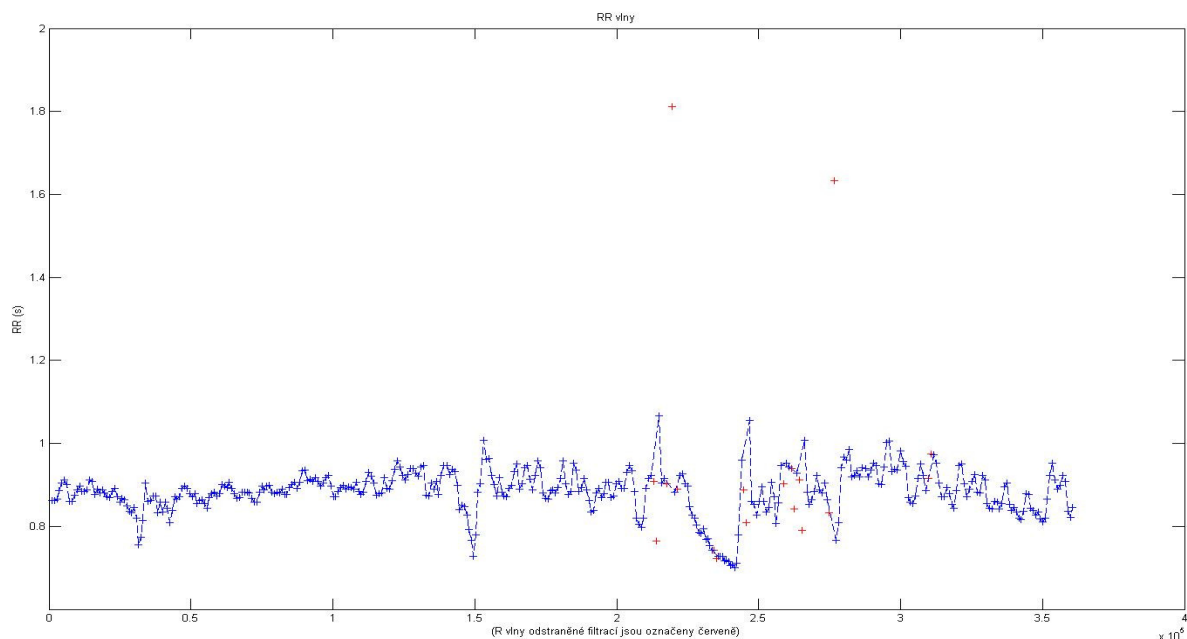


Obrázek 10 Detekce R vln

Filtrace chybně detekovaných R vln

Z předchozího rozboru srdeční činnosti a na základě v literatuře popsáných experimentů je možné provést filtraci nekorektních R vln.

V první fázi jsou filtrovány R vlny, jež se v časové oblasti objeví dříve než po 80 % předchozího intervalu. V druhé fázi je testována velikost amplitudy v porovnání s předchozí velikostí rozdílu R a S vlny. Při nárůstu přes 75 % velikosti předchozí amplitudy je R vlna filtrována [9].



Obrázek 11 R vlny odstraněné filtrací - označené červeně

Tabulka 2: Detekované a odstraněné RR intervaly před zátěží

Měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Počet vzorků	366805	365427	374431	389761	361069	402234	366190	417798	369398	362634
Doba záznamu [min]	6,11	6,09	6,24	6,50	6,02	6,70	6,10	6,96	6,16	6,04
Detekováno RR intervalů	469	363	425	440	534	616	465	420	552	473
Filtrováno RR intervalů	3	0	18	1	0	0	3	11	0	15

Tabulka 3: Detekované a odstraněné RR intervaly po zátěži

Měření	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Počet vzorků	392649	366930	364052	363453	362798	362991	362482	423817	375135	416550
Doba záznamu [min]	6,54	6,12	6,07	6,06	6,05	6,05	6,04	7,06	6,25	6,94
Detekováno RR intervalů	604	658	551	484	534	616	596	512	705	768
Filtrováno RR intervalů	0	29	13	3	0	0	6	24	0	66

Kontrola dat pomocí Lomb – Scargle periodogramu

Následkem velkého poškození a filtrace většího množství R vln se mohou stát data kardiogramu nepoužitelná pro další spektrální analýzu. Následná spektrální analýza na

takovýchto datech proběhne, avšak získaná data jsou zkreslená. Z povahy spektrálních analýz však nemusí být na získaných hodnotách vidět, že nejsou validní (data nijak výrazně nevybočí z běžného intervalu), a mohou vést k chybné diagnóze. Jednou z metod pro validaci celého záznamu po jeho vyčištění je statistická kontrola tohoto záznamu.

Pro oblast zpracování EKG signálů se v literatuře často uvádí využití Lomb – Scargleho periodogramu.

Jeho princip je založen na vyhledávání periodických složek signálu a statisticky zkoumá jejich významnost v signálu. Poškozený signál obsahuje oproti nepoškozenému větší množství neperiodických složek. Test pomocí Lomb-Scargleho periodogramu představuje kvalitativní hodnocení získaného signálu.

Obecný signál s periodicky se opakujícími složkami zatížený neperiodickou chybou lze popsat jako [9]:

$$X_j = X(t_j) = X_s(t_j) + R(t_j), \quad (9)$$

kde pro konstantní vzorkovací frekvenci $X(t_j)$ představuje testovaný signál, $X_s(t_j)$ užitečný signál s periodickými složkami a R náhodnou neperiodickou chybou.

Předpokládáme-li že signál je čistě reálný můžeme pro výpočet DFT využít N -bodu, Clifford definoval vztah takto:

$$F T_x(\omega) = \sum_{j=0}^{N-1} X(t_j) e^{-i\omega t_j} \quad (10)$$

S jeho využitím pak může učit spektrální výkony pro jednotlivé složky [9]

$$\omega_n = 2\pi f_n, n = 1, 2, \dots, N: \quad (11)$$

$$P_x(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} |X(t_j) e^{-i\omega t_j}|^2 \quad (12)$$

Zobecníme-li tento vztah pro signál s nerovnoměrně rozloženými vzorky pak N -bod DFT určíme dle [9] jako:

$$F: T_x(\omega) = \left(\frac{N}{2}\right)^{\frac{1}{2}} \sum_{j=0}^{N-1} X(t_j) [A \cos(\omega t_j) - i B \sin(\omega t_j)], \quad (13)$$

kde j je sumační index, A a B jsou obecné funkce frekvence ω .

Vztah lze dále upravit do tvaru vhodného pro výpočet [9]:

$$P_X(\omega) = \frac{1}{2\sigma^2} \left\{ \frac{[\sum_j (x_j - \bar{x}) \cos(\omega(t_j - \tau))]^2}{\sum_j \cos^2(\omega(t_j - \tau))} + \frac{[\sum_j (x_j - \bar{x}) \sin(\omega(t_j - \tau))]^2}{\sum_j \sin^2(\omega(t_j - \tau))} \right\}, \quad (14)$$

$$\text{kde } \tau = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_j \sin(2\omega t_j)}{2\omega \sum_j \cos(2\omega t_j)} \right). \quad (15)$$

Výpočet Lomb-Scargleho periodogramu je využit pro určení spektrálních výkonů a dále pro statistické hodnocení kvality zkoumaného signálu. [9]

Výpočet spektrálních výkonů

Upravená data jsou dále zpracována ve frekvenční oblasti. Zde jsou rozdělena do dvou pásem a to pásmo LF (0,04 – 0,15 Hz) a HF (0,15 – 0,4 Hz). Data jsou na těchto oblastech integrována a pro obě oblasti je získán spektrální výkon. Dále je určen podíl těchto výkonů a celkový spektrální výkon jako součet výkonů v těchto oblastech.

7 Výsledky

7.1 Vstupní údaje

V našem případě byli podmínky pro měření jiné, než jsou uvedené standardizované:

1. Subjekty byly měřeny mezi 13. a 17. hodinou
2. Subjekty byly měřeny nejprve v klidu po dobu 5 minut, poté 3 minuty vykonávali fyzickou aktivitu a bezprostředně po ní jim bylo vleže měřeno EKG opět po dobu 5 minut
3. Zabránění rušivých vlivů nebylo vždy možné.

7.2 Charakteristika souboru

Pro vyšetření bylo vybráno náhodně 10 jedinců ve věku od 21 do 26 let. Věkový průměr byl 22,9. Jejich BMI se pohybovalo od 19,06 do 26,58.

Všichni jsou studenti na vysoké škole. Osm z nich provozuje pravidelně 2-4x týdně sportovní aktivitu. Zbylí dva udávají, že se pravidelně nevěnují žádnému sportu.

Pacientům byl změřen krevní tlak před započítáním fyzické aktivity vsedě s použitím rtuťového tonometru. Všichni pacienti spí 7-9 hodin týdně. Konzumace alkoholu od 0 do 7x za týden. Do konzumace alkoholu nebylo počítáno nevýznamné množství alkoholu (např. jedna sklenička vína za večer).

Tabulka 4: Charakteristika souboru

číslo subjektu	věk	pohlaví	výška [cm]	váha [kg]	BMI	čas měření	pohybová aktivita	kolik hodin denně spí	konzumace alkoholu
1	22	M	171	76	25,99	15:25	3	8	3
2	22	M	183	89	26,58	15:45	3	9	1
3	25	M	182	65	19,62	16:40	2	8	1
4	23	M	185	80	23,37	16:15	0	9	7
5	26	M	182	65	19,62	13:15	2	8	0
6	22	M	193	71	19,06	17:15	1	7	1
7	24	Ž	175	63	20,57	14:00	2	9	2
8	22	M	178	81	25,56	15:15	4	8	4
9	22	M	183	80	23,89	15:45	0	7	2
10	21	M	178	78	24,62	13:30	3	7	3

spánek= kolik hodin denně spí

pohybová aktivita=kolikrát týdně se věnuje fyzické aktivitě (pravidelně každý týden)

Tabulka 5: Průměr a směrodatná odchylka věku, BMI, a dalších hodnot

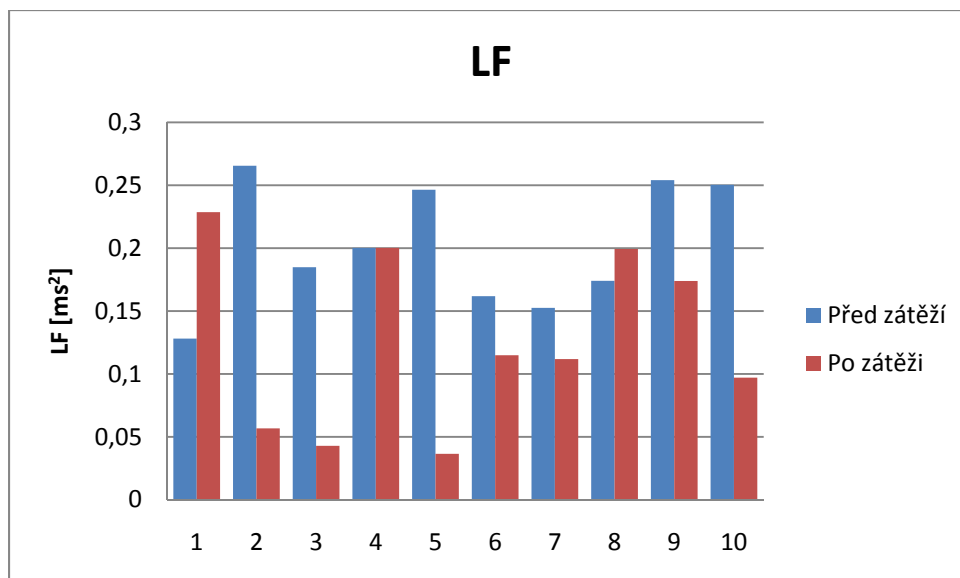
	průměrná hodnota	směrodatná odchylka
věk	22,90	1,51
BMI	22,89	2,76
pohybová aktivita	2,0	1,26
alkohol	2,4	1,91
spánek	8,0	0,77
počet dřepů	91,6	14,36

7.3 Výsledky spektrálních koeficientů

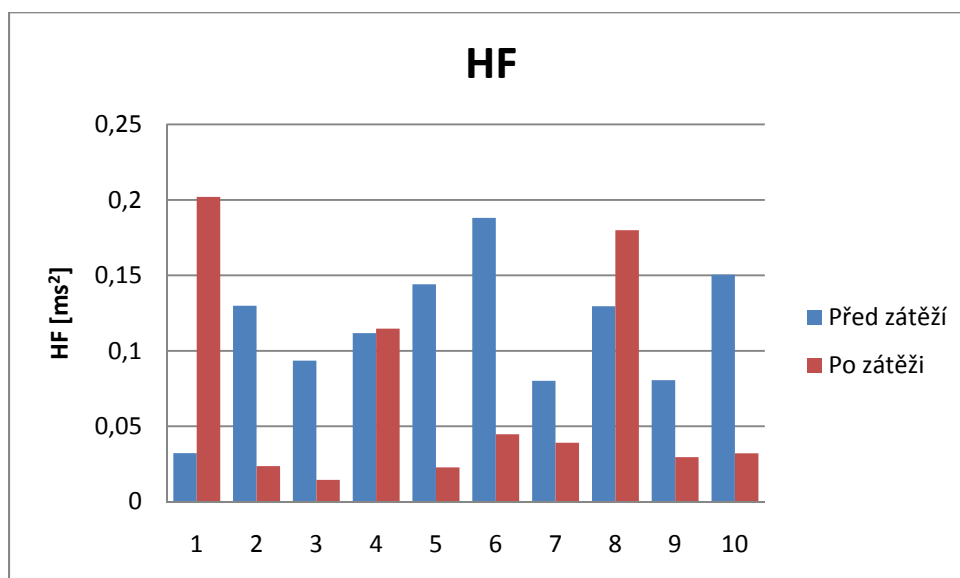
Tabulka 6: Výsledky spektrálních koeficientů

		1	2	3	4	5
Před	Průměrný puls	79,3	62,0	67,9	70,4	54,2
	LF	0,1281	0,2655	0,1849	0,2003	0,2464
	HF	0,0322	0,1299	0,0935	0,1118	0,1441
	LF/HF	3,98	2,04	1,98	1,79	1,71
	sdnn	0,0721	0,0796	0,0545	0,0595	0,0422
Po	Průměrný puls	96,5	105,9	92,8	82,5	95,4
	LF	0,2287	0,0568	0,0428	0,2002	0,0365
	HF	0,2020	0,0236	0,0145	0,1147	0,0228
	LF/HF	1,13	2,40	2,95	1,75	1,60
	sdnn	0,0254	0,0582	0,0519	0,0489	0,0664

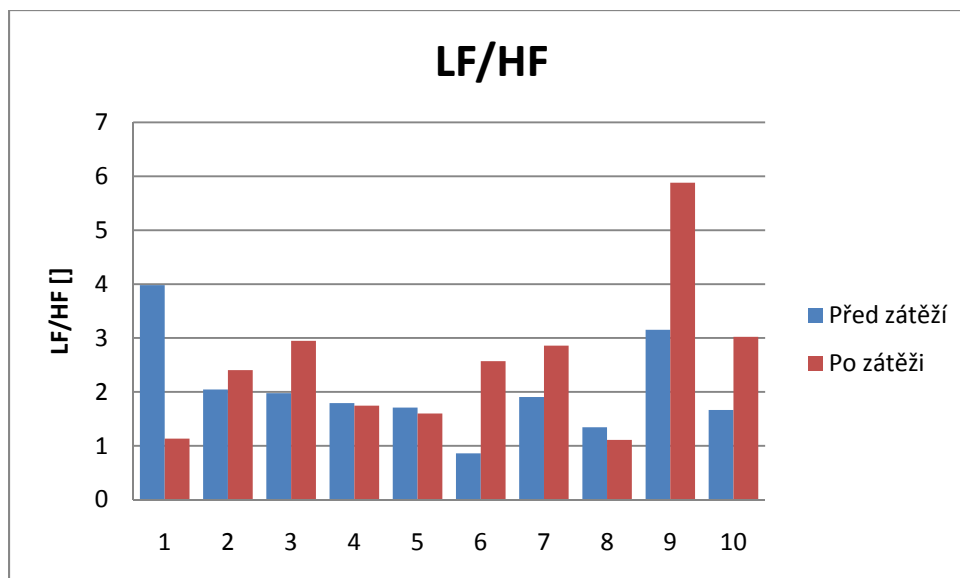
		6	7	8	9	10
Před	Průměrný puls	59,8	78,1	60,6	93,1	78,8
	LF	0,1618	0,1526	0,1740	0,2540	0,2504
	HF	0,1881	0,0801	0,1295	0,0806	0,1505
	LF/HF	0,86	1,90	1,34	3,15	1,66
	sdnn	0,0779	0,0461	0,1286	0,0439	0,0570
Po	Průměrný puls	106,8	102,0	71,1	117,0	103,2
	LF	0,1149	0,1118	0,1994	0,1739	0,0971
	HF	0,0447	0,0391	0,1799	0,0296	0,0321
	LF/HF	2,57	2,86	1,11	5,88	3,02
	sdnn	0,0395	0,0499	0,1173	0,0338	0,0384



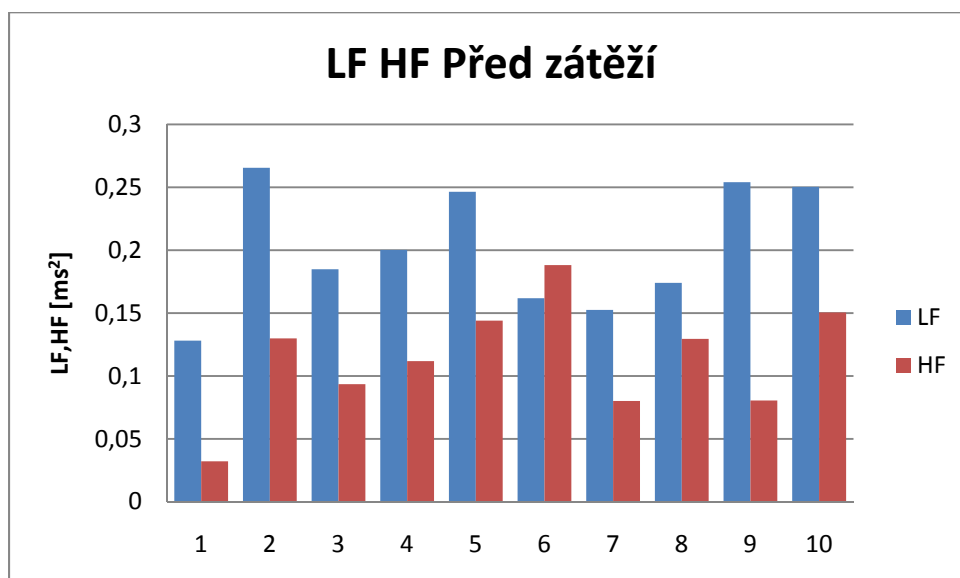
Obrázek 12 Spektrální výkon LF před zátěží a po zátěži



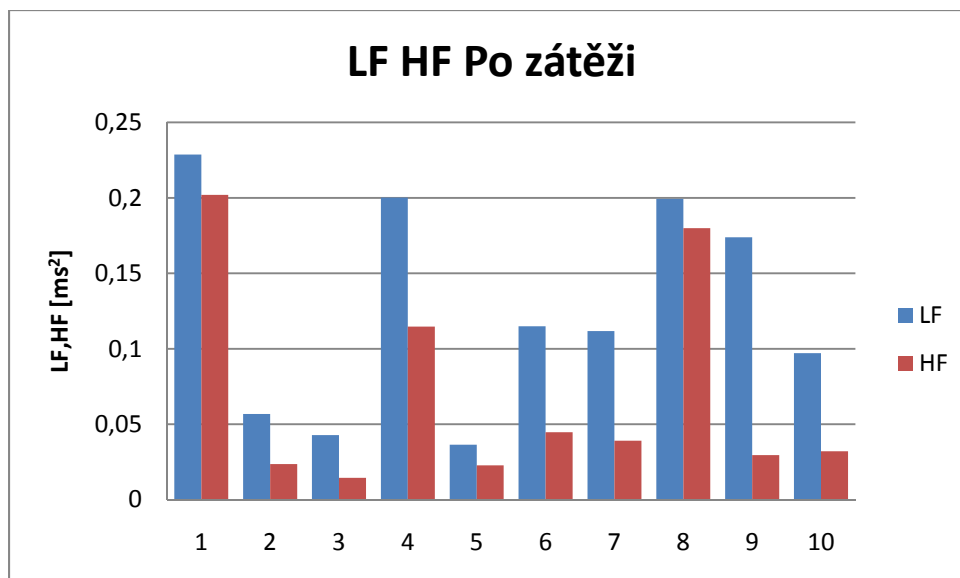
Obrázek 13 Spektrální výkon HF před zátěží a po zátěži



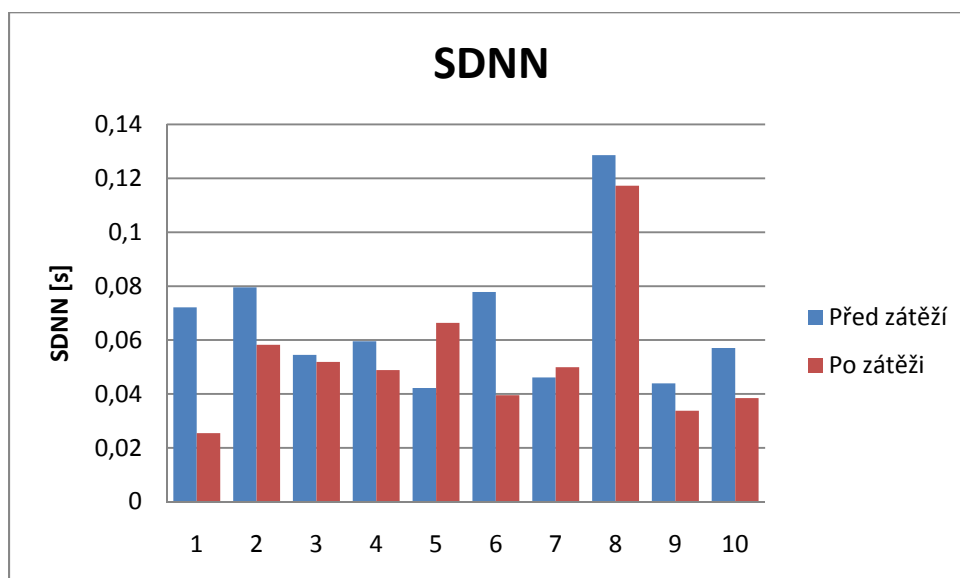
Obrázek 14 Poměr LF/HF před zátěží a po zátěží



Obrázek 15 Spektrální výkony LF a HF před zátěží



Obrázek 16 Spektrální výkony LF a HF po zátěži



Obrázek 17 Směrodatná odchylka NN intervalů

7.4 Výsledky statistického zpracování dat

Tabulka 7: Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	<i>1,13189418</i>	<i>3,980709</i>
Stř. hodnota	2,681809591	1,8276
Rozptyl	1,882862125	0,380636
Pozorování	9	9
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	11	
t Stat	1,703318427	
P(T<=t) (1)	0,058279737	
t krit (1)	1,795884814	
P(T<=t) (2)	0,116559475	
t krit (2)	2,200985159	

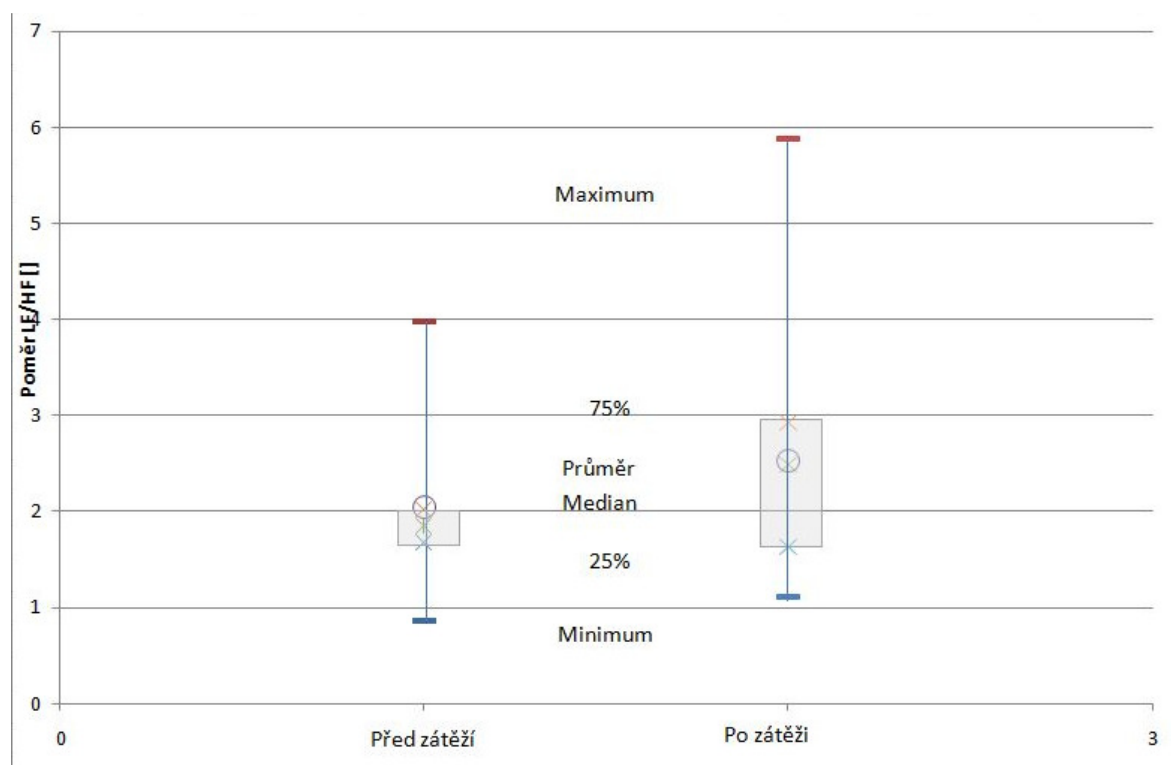
Výsledek studentova t-testu:

$t(11) = 1,703$ – vliv zátěže je signifikantní.

$p = 0,116$

Tabulka 8: Statistické hodnoty – LF/HF před a po zátěži

	Před	Po
min	0,86	1,11
max	3,98	5,88
median	1,85	2,49
průměr	2,04	2,53
Percentil 25	1,68	1,64
Percentil 75	2,03	2,93



Obrázek 18 Krabicový statistický graf

8 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo popsat metody měření variability srdeční frekvence a posoudit vliv zátěže na tuto variabilitu.

Nejprve jsem provedla popis fyziologie srdečního svalu a popsala mechanismy jeho řízení. Dále jsem se zabývala vazbami na okolí ovlivňujícími výslednou srdeční frekvenci. Zvláštní důraz byl kladen na vliv fyzické zátěže.

V práci jsem zhodnotila a popsala princip veškerých běžně používaných metod hodnocení variability srdeční frekvence. Zároveň jsem popsala metodiky měření používané v klinické praxi. Pro hodnocení vlivu zátěže jsem zvolila metodu spektrálních výkonů, od které jsem očekávala díky měřicímu systému umožňujícímu záznam EKG ve velkém rozlišení (1 kHz) velkou výpovědní hodnotu získaných údajů.

Dalším kritériem pro volbu této metody byla její snadná aplikovatelnost na vzorek subjektů bez nutnosti jejich dalšího podrobnějšího zkoumání.

Pro získání potřebných údajů o měřených subjektech jsem zpracovala a následně vyhodnotila dotazník. Záznam EKG probíhal u všech subjektů za stejných podmínek.

EKG bylo zaznamenáno v klidu a následně bezprostředně po vykonání fyzické aktivity. Od tohoto, v literatuře nepopisovaného a nestandardizovaného postupu, jsem očekávala výrazný projev vlivu fyzické zátěže na variabilitu srdeční činnosti.

Zpracování dat, získaných laboratorním systémem Biopac, jsem provedla v prostředí programu MATLAB. K detekci vln, jejich úpravě a výpočtu spektrálních složek jsem využila volně dostupné funkce, které bylo nutné upravit pro takto mnou navržené podmínky měření. Tyto úpravy byly provedeny v souladu s licencí, pod kterou byly zdrojové kódy těchto knihoven poskytnuty.

Získané údaje o spektrálních výkonech v pásmech LF a HF a jejich poměr jsem statisticky zpracovala a provedla statistický test shodnosti středních hodnot výběru před zátěží a po zátěži.

Z výsledku statistického testu vyplývá, že vliv zátěže na variabilitu srdeční frekvence je signifikantní. Dalším získaným údajem je zvýšení střední hodnoty a rozptylu hodnot poměru spektrálních výkonů LF/HF po zátěži.

Pro vytvoření obecnějších závěrů o aplikovatelnosti této metody by bylo nutné provést opakované měření na statisticky významnějším vzorku jedinců. Od takto provedeného měření bych očekávala výraznější prokázání vlivu zátěže a širší možnosti porovnání vlivu životního stylu subjektů a celkové kondice subjektů.

9 Použitá literatura

1. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 3. Praha: Grada Publishing, 2003. 700 s. ISBN 80-247-0512-5.
2. WILHELM, Z. a kolektiv. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova univerzita, 2005. ISBN 80-210-2837-8.
3. KOPF, T. *Homepages.math.slu.cz* [online]. 2006 [cit. 2010-05-25]. ApMath2. Dostupné z WWW: <http://homepages.math.slu.cz/TomasKopf/ApMath2/pics/500px-Cell_membrane_detailed_diagram.svg.png>.
4. Gannong, W. F. *Lékařská fyziologie*. 20. vydání. Semily: Galén, 2005. 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
5. *Vnitřní lékařství - poruchy srdečního rytmu*. [Online] 2005. http://www.yarousch.cz/studium/image/srdce_prevodni_system.jpg.
6. SOVOVÁ, E. a kolektiv. *EKG pro sestry*. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1542-2.
7. OMARZU, J. Split my brain: A case of seizure disorder and brain function. *Sciencecases* [online]. 1999 [cit. 2010-05-25]. Dostupné z WWW: <http://www.sciencecases.org/split_brain/split_brain.asp>.
8. SOUČEK, M., ŠPINAR, J. a SVAČINA, P. a kolektiv. *Vnitřní lékařství pro stomatologii*. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1367-5.
9. CLIFFORD, G.; AZUAJE, F.; MCSHARRY, P. E. *Advanced Methods and Tools for ECG Analysis*. Boston/London: Artech House Publishing, 2006. 384 s. Dostupné z WWW: <<http://www.robots.ox.ac.uk/~gari/ecgbook.html>>. ISBN 1-58053-966-1.
10. NOVÁKOVÁ, Z.; NOVÁK, M. Fyziologie převodního systému srdečního, mechanismy vzniku arytmií. *Praktické lékařství* [online]. 2007, 3, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/lek/2007/05/08.pdf>>.
11. HABER, P. *Lungenfunktion und Spirometrie - Interpretation und Befunderstellung*. Wien : Springer Wien New York, 2007. ISBN 978-3-211-36734-6.
12. *EKG - křivka života : ODBORNÁ PRÁCE S PRAKTICKOU ČÁSTÍ URČOVÁNÍ ELEKTRICKÉ OSY SRDEČNÍ*. Nový Jičín, 2009. 23 s. Seminární práce. Gymnázium a střední odborná škola, p.o. Dostupné z WWW: <<http://www.gnj.cz/projekty/fyzika/products/EKG.pdf>>
13. NASA diagnostika. *Mcentrum* [online]. [cit. 2010-05-25]. Dostupné z WWW: <<http://mcentrum.biznysweb.cz/nasa-diagnostika/>>.
14. FRÁŇA, P., et al. Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění. *Farmakoterapie* [online]. 2005, 4, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xbcr/zc/1881.pdf>>.
15. ZAJACOVÁ, R. *Hodnocení variability srdeční frekvence vzhledem k funkci zdatnosti a rizikovým faktorům aterosklerózy u zdravých mužů ve věku 40-55 let*. Praha, 1999. 48 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Dostupné z WWW: <<http://ktl.lf2.cuni.cz/text/diplomky/zajacova/>>.

16. PASTUCHA, D., et al. Bradyarytmie jako důsledek mentální anorexie sportovce. *Pediatric pro praxi: Sdělení z praxe* [online]. 2009, 3, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/ped/2009/03/13.pdf>>.
17. BOTEK, M. *SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE: Zatížení pod kontrolou* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 56 s. **Referát.** Univerzita Palackého v Olomouci. Dostupné z WWW: <http://www.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_fyziologie/FASH_ANS.ppt>.
18. *Biopac Systems* [online]. [cit. 2010-05-25]. Biopac. Dostupné z WWW: <<http://www.biopac.ca/images/Biopac%20Science%20Lab%20Systems%20Intro.gif>>.
19. *Communication research facility* [online]. 2006 [cit. 2010-05-25]. Dostupné z WWW: <<http://www.comm.vt.edu/researchfacility/equipment.html>>.
20. MALIK, M.; BIGGER, T. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* [online]. 1996, 17, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/93/5/1043>>.
21. MLČÁKOVÁ, L. SA VSF (*Spektrální analýza variability srdeční frekvence*) [online]. Brno : SA VSF (*Spektrální analýza variability srdeční frekvence*, 2008. 23 s. Dostupné z WWW: <[http://www.neuromuskularni-sekce.cz/res/file/archiv/ns2008/c24/02-SA-VSF-\(Spektralni-analyza-variability-srdecni-frekvence.pdf](http://www.neuromuskularni-sekce.cz/res/file/archiv/ns2008/c24/02-SA-VSF-(Spektralni-analyza-variability-srdecni-frekvence.pdf)>.
22. PSD digitálně lineární modulace bez paměti. *feld čvut.* [Online] http://noel.feld.cvut.cz/vyu/a2m99czs/pdf/psd_digmod.pdf
23. ŠKRTEL, K. *HEART RATE VARIABILITY IN STRESS-TEST* [online]. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 2006. 3 s. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/2006/sbornik/01-Bakalarske_projekty/02-Zpracovani_signalu/07-xskрте00.pdf>.
24. KOUKALOVÁ, S. *Vnl.xf* [online]. 2010 [cit. 2010-05-25]. Anatomie - Převodní systém srdeční. Dostupné z WWW: <http://vnl.xf.cz/ant/29-prevodni_system.php>.
25. Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech - od teorie ke klinické praxi. *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech - od teorie ke klinické praxi : IV. odborný seminář s mezinárodní účastí : sborník článků a abstrakt* [online]. Olomouc : Olomouc : Univerzita Palackého, 2003 [cit. 2010-05-25]. ISBN 80-244-0805-8.
26. NOVÁKOVÁ, Z., et al. *Praktická cvičení z fyziologie*. Brno : Brno : Masarykova univerzita, 2007. s. ISBN 978-80-210-4391-6.
27. BUŠEK, P., et al. Spectral Analysis of Heart Rate Variability in Sleep . *Physiol. Res.* [online]. 2005, 54, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/54/54_369.pdf>.
28. MOODY, GB. Spectral Analysis of Heart Rate Without Resampling. *Harvard-M.I.T. Division of Health Sciences and Technology, Cambridge, MA, USA* [online]. [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.physionet.org/physiotools/lomb/lomb.pdf>>.
29. BERTNISON, G. G., et al. Heart rate variability: Origins, method and interpretive caveats. *Psychophysiology* [online]. 1997, 34, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.sprweb.org/articles/Berntson97.pdf>>.

30. KURTHS, J., et al. *Quantitative analysis of heart rate variability* [online]. Potsdam, Germany: Universität Potsdam, 1995 [cit. 2010-05-25]. Dostupné z WWW: <http://opus.kobv.de/ubp/volltexte/2007/1347/pdf/preprint_kurths_etal.pdf>

31. BRYCHTA, T., et al. *THIAZOLIDINDIONY, PPAR RECEPTORY A METABOLICKÝ SYNDROM* [online]. 1. Semily: Galén, 2008 [cit. 2010-05-25]. Dostupné z WWW: <http://www.mediforum.cz/pdf/Brychta_tzd_metabolicky_syndrom.pdf>. ISBN 978-80-7262-543-7.

32. Cohen H, Matar MA, Kaplan Z, Kotler M. Power spectral analysis of heart rate variability in psychiatry. *Psychother Psychosom*. 1999 Mar-Apr;68(2):59-66.

Seznam zkratek

ANS – autonomní nervový systém

ATP - adenosintrifosfát

AV uzel – atrioventrikulární uzel

BMI – body mass index

BSL – Biopac Lessons

DFT – diskrétní Fourierova transformace

EKG - elektrokardiogram

EMC – elektromagnetická kompatibilita

FFT – rychlá Fourierova transformace

HF – High frequency

HRV – Heart rate variability (Variabilita srdeční frekvence)

LF – Low frequency

RMSSD - The root mean square successive difference

RR50,NN50 - počet intervalů, které se od předchozího intervalu liší délkou o více než 50ms

SA uzel – sinoatriální uzel

SDNN - směrodatná odchylka NN intervalů

SW – software

VLF – Very low frequency

VNS – vegetativní nervový systém

Příloha 1: Vyplněná tabulka podle dotazníku

číslo subjektu	věk	pohlaví	výška	váha	BMI	hodina měření	jak často vykonává pohybovou aktivitu	kolik hodin denně spí	konzumace alkoholu	puls	TK	počet dřepů/3 min	spektrální výkon
1	22	M	171	76		15.25	3	8	3		120/75	111	
2	22	M	183	89		15.45	3	9	1		130/80	119	
3	25	M	182	65		16.40	2	8	1		120/70	89	
4	23	M	185	80		16.15	0	9	7		125/80	71	
5	26	M	182	65		13.15	2	8	0		120/80	103	
6	22	M	193	71		17.15	1	7	1		125/80	93	
7	24	F	175	63		14.00	2	9	2		120/85	81	
8	22	M	178	81		15.15	4	8	4		130/80	85	
9	22	M	183	80		15.45	0	7	2		130/80	78	
10	21	M	178	78		13.30	3	7	3		120/75	86	