

Abstrakt

Předmětem předložené bakalářské práce bylo prostudovat problematiku měření barorecepčního reflexu a ověřit, zda fyzická zátěž ovlivňuje barorecepční citlivost. Měření probíhalo na počítačovém systému Biopac, ve kterém byl navrhnut potřebný protokol měření. Pro ověření a prokázání vlivu fyzické zátěže byla podrobena každá měřená osoba fyzické zátěži v podobě 20 dřepů. Pro samotný výpočet byla zvolena neinvazivní spektrální metoda. Naměřená data počítačovým systémem Biopac byla zpracována pomocí programu Matlab, který vypočítal hledané závislosti.

Hodnota barorecepční citlivosti roste se zvyšováním fyzické zátěže. Nejnížší hodnoty byly vždy u každé měřené osoby dosaženy bez zátěže. Nejvyšší při fyzické zátěži. K těmto výsledkům je důležité říci, že počítačový systém Biopac do jisté míry ovlivňuje výsledek měření neschopností měřit krevní tlak spojitě v čase. Proto jsou vypočtené hodnoty relativní. Důvod nejenom této odchylky je podrobně rozepsán v této práci.

Klíčová slova

barorecepční citlivost, fyzická zátěž, délka R-R intervalu, EKG signál, systolický krevní tlak, spektrální analýza

Abstract

The aim of this baccalaureate thesis was study problems of the metering baroreflex and verify, whether the physical stress affects baroreflex sensitivity. The metering proceeded on the computer system Biopac, in which was projected the record of the metering. For the checking and demonstration of the effect of the physical stress was each measured person submitted to a physical stress in form of 20 knee - bends. For the calculation was elected noninvasion spectral method. Measuring data by the computer system Biopac were processed by the help of the Matlab program that worked out found dependencies.

The value of baroreflex sensitivity increase with the rising of the physical stress. The lowest values were always reached without stress. The highest ones with the physical stress. It is important to say that the computer system Biopac affects the result of the metering because it can not meter blood pressure continuously in time. Therefore rated outcomes are relative. The reason of not only this abnormality is worked out in this thesis.

Keywords

baroreflex sensitivity, physical sensitivity, R-R interval, ECG signal, systolic blood pressure, spectral analysis

Bibliografická citace

KAMENEC, J. *Vliv zátěže na barorecepční reflex*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 52 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

P r o h l á š e n í

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Vliv zátěže na barorecepční reflex 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 :

Podpis:

P o d ě k o v á n í

Děkuji tímto Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce.

V Brně dne :

Podpis:

OBSAH

1. ÚVOD	9
2. BARORECEPČNÍ REFLEX	10
2.1.1 Receptory – kůže	10
2.1.2 Aferentní a eferentní nervová vlákna	11
2.1.3 Spontánní Mayerův rytmus.....	11
2.1.4 Centrální řídicí jednotka – mícha – NTS.....	11
2.1.5 Ovlivnění baroreflexu: např. psychické, a jeho projevy.....	12
2.2 Respirační sinusová arytmie (RSA).....	13
2.3 Měření barorecepční citlivosti	14
2.3.1 Neinvazivní spektrální metoda	14
2.3.2 Neinvazivní sekvenční analýza.....	15
2.4 Měření respirační sinusové arytmie	15
2.5 Změna barorecepční citlivosti pod vlivem fyzické a psychické zátěže	16
2.5.1 Fyzická zátěž	16
2.5.2 Psychická zátěž.....	17
3. POČÍTAČOVÝ SYSTÉM BIOPAC.....	18
3.1 Historie.....	18
3.2 BIOPAC STUDENT LAB (BSL Systém).....	18
3.2.1 Postupy měření v BiopacBSL PRO 3.7.....	19
3.2.1.1 Měření podle předem dané úlohy	19
3.2.1.2 Měření s vlastní definicí úlohy.....	19
4. METODY MĚŘENÍ.....	21
4.1 Měření krevního tlaku.....	21
4.1.1 Neinvazivní měření krevního tlaku	22
4.1.1.1 Okluzivní měření krevního tlaku.....	22
4.1.1.2 Auskultační technika měření krevního tlaku:.....	23
4.1.2 Invazivní měření krevního tlaku.....	25
4.1.2.1 Metody invazivního měření krevního tlaku:	25
4.2 Elektrokardiogram (EKG).....	25

4.2.1	Elektrokardiograf.....	25
4.2.1.1	Jedno kanálové elektrokardiografy.....	26
4.2.1.2	Více kanálové elektrokardiografy	26
4.2.2	Požadavky na elektrokardiograf	27
4.2.3	Negativní vlivy při snímání elektrokardiogramu.....	27
4.3	Změna objemu tkáně.....	28
4.3.1	Fotoelektrický pletysmograf.....	29
5.	NÁVRH PROTOKLU MĚŘENÍ V SYSTÉMU BIOPAC	30
5.1	Postup při měření	32
5.2	Ukázka naměřených dat v BSL PRO 3.7	34
6.	VÝPOČET BARORECEPČNÍ CITLIVOSTI	35
6.1	Postup a princip při výpočtu	35
6.1.1	Výpočet absolutního spektrálního výkonu systolického tlaku	35
6.1.1.1	Postup výpočtu v Matlabu	37
6.1.2	Výpočet absolutního spektrálního výkonu v R-R intervalu	38
6.1.2.1	Postup výpočtu v Matlabu	38
7.	NAVRŽENÝ PROGRAM PRO VÝPOČET BRC V GRAFICKÉM PROSTŘEDÍ MATLAB-GUIDE.....	40
7.1	Grafické rozhraní Matlab-Guide	40
7.2	Navržený program pro výpočet BRC	40
8.	VÝSLEDKY	44
8.1	Systolický tlak.....	44
8.2	Barorecepční reflex	45
8.3	Negativní faktory ovlivňující měření.....	48
8.3.1	Měření systolického tlaku spojitě v čase	48
8.3.2	Rekonstrukce křivky systolického tlaku.....	48
8.3.3	Určení první a druhé změřené hodnoty systolického tlaku	49
8.3.4	Špatně naměřený signál	49
9.	ZÁVĚR.....	51
10.	POUŽITÁ LITERATURA	52

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Reflexní oblouk	10
Obrázek 2 Biopac MP35	18
Obrázek 3 ukázka softwaru BiopacBSL PRO 3.7 včetně konfigurace jednotlivých kanálů	20
Obrázek 4 Měření krevního tlaku [9].....	24
Obrázek 5 Eliminace magnetické indukce	28
Obrázek 6 Fotoelektrický pletysmograf – průsvitový.....	29
Obrázek 7 Zapojení jednotlivých snímačů do MP35.....	30
Obrázek 8 Bipolární zapojení elektrod EKG	31
Obrázek 9 Průběh měření vlivu zátěže na barorecepční reflex.....	32
Obrázek 10 Naměřená data v Biopac BSL PRO 3.7.....	34
Obrázek 11 R-R interval v EKG signálu.....	38
Obrázek 12 Program pro výpočet barorecepční citlivosti.....	41
Obrázek 13 Textové soubory potřebné pro výpočet	42
Obrázek 14 Program pro výpočet barorecepční citlivost se zobrazenými průběhy a výpočtem	43
Obrázek 15 ukázka dobře a špatně zrekonstruované křivky sys. tlaku.....	48
Obrázek 16 Velice slabý akustický signál ze stetoskopu.....	49
Obrázek 17 Značně poškozený signál EKG.....	50
Obrázek 18 Značně poškozený signál pulsu	50

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Hodnoty systolických tlaků v klidu	44
Tabulka 2 Hodnoty systolických tlaků v zátěži	44
Tabulka 3 Vypočtené hodnoty barorecepční citlivosti.....	45

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Hodnoty BRC pro jednotlivé osoby	46
Graf 2 Průměrné hodnoty BRC všech měřených osob	46
Graf 3 Krabicový graf barorecepční citlivosti	47

SEZNAM ZKRATEK

Zkratka/Symbol	Jednotka	Popis
BRC	ms/mmHg	Citlivost barorecepčního reflexu
Cds		Sulfid kademnatý
CMRR	dB	Diskriminační činitel
EKG		Elektrokardiogram – záznam elektrické aktivity srdce
GaAs		Galium arsenium
NTS		Centrální jednotka baroreflexu
R-R		Vzdálenost mezi dvěma R vlnami v EKG signálu
RSA		Respirační sinusová arytmie
$S(f=0.1 \text{ Hz})_{R-R}$	ms	Absolutní spektrální výkon R-R intervalů v pásmu 0.1 Hz rytmu
$S(f=0.1 \text{ Hz})_{STK}$	mmHg	Absolutní spektrální výkon systolického tlaku v pásmu 0.1 Hz rytmu

1. ÚVOD

V poslední době se v kardiologii věnuje značná pozornost nervovým reflexním mechanismům, ovlivňujících krevní tlak a tepovou frekvenci. Klinické studie totiž ukázaly, že dostatečná citlivost barorecepčního reflexu a vysoký vagotonus jsou příznivým prognostickým kritériem pro délku života po překonaném infarktu myokardu a jsou zpravidla vyšší u normotenzních osob ve srovnání s pacienty trpících hypertenzní chorobou. Vývoj moderních neinvazivních metod pro měření citlivosti baroreflexu a srdečního vagotonu umožňuje rychlý a poměrně spolehlivý odhad jak citlivosti barorecepčního reflexu, tak srdečního vagotonu, které představují nejdůležitější regulační mechanismy v nervovém řízení krevního tlaku a tepové frekvence.[5]

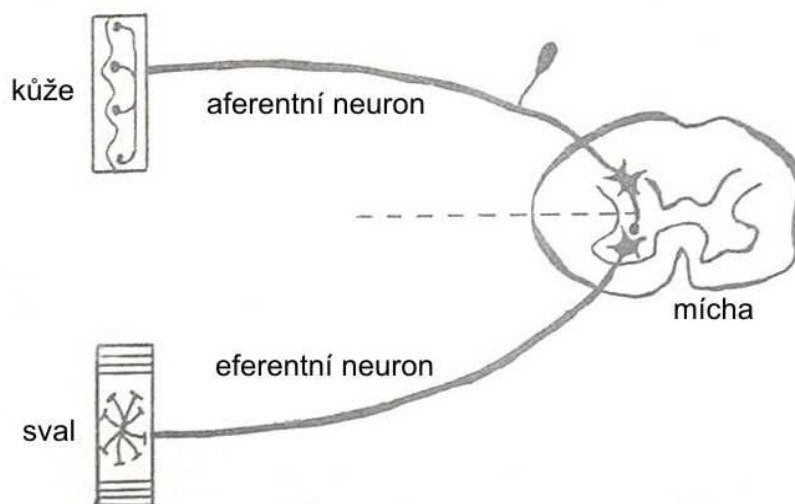
Předmětem této bakalářské práce je prostudovat problematiku měření barorecepčního reflexu a ověřit, zda fyzická zátěž ovlivňuje barorecepční citlivost.

Samotná práce je rozdělena do několika hlavních částí. Návrh protokolu měření a realizace měření na počítačovém systému Biopac. V této části bylo potřeba změřit potřebné signály (krevní tlak, puls a EKG), ze kterých je možné spočítat pomocí spektrální metody hodnotu barorecepční citlivosti. Jedná se o tzv. neinvazivní odhad citlivosti barorecepčního reflexu. Každý s měřených jedinců byl nejdříve změřen v klidu. Následovalo podrobení fyzické zátěži a opětovné proměření. Další část se zabývá zpracováním a vyhodnocením naměřených dat. V grafickém rozhraní Matlab-Guide byl vytvořen program pro výpočet barorecepční citlivosti pomocí spektrální metody. Na základě získaných výsledků byl stanoven závěr zda fyzická zátěž ovlivňuje barorecepční citlivost, či nikoliv.

2. BARORECEPČNÍ REFLEX

Jako každý reflexní oblouk, je oblouk barorecepčního reflexu tvořen:

- Receptory – kůže
- Aferentními vlákny
- Centrální řídicí jednotkou – mícha
- Eferentními nervovými vlákny
- Efektorem – sval



Obrázek 1 Reflexní oblouk

2.1.1 Receptory – kůže

Receptory arteriálního baroreflexu jsou umístěny v *glomus caroticus* v oblasti bifurkace *a. carotis externa* a *interna* a v *arcus aorticus*. Jsou to mechanoreceptory, reagující na natažení obalujícího vaku, jenž adheruje na adventicii. Receptory jsou obaleny hladkými svaly a soudí se, že tonus těchto hladkých svalů napomáhá přestavění operačního bodu baroreflexu při dlouhotrvající změně arteriálního tlaku. Tvar receptorů je cibulovitý a nejvíc podobný Paciniho tělískům v kůži, která přenášejí, kromě jiných podnětů, i vibrace.

2.1.2 Aferentní a eferentní nervová vlákna

Aferentní nervová vlákna jsou součástí X. a IX. hlavového nervu. Jedná se o myelinizovaná, rychle vedoucí vlákna, které končí v centrální jednotce baroreflexu - *nc. tractus solitarius* (NTS). NTS, zejména jeho střední část, zpracovává převážnou část aferentních podnětů ze systémových arteriálních receptorů a převádí je do eferentních větví baroreflexu. Při zvýšené aferentní stimulaci, vyvolané zvýšením arteriálního tlaku, je spouštěna eferentní odpověď, která má tendenci arteriální tlak snížit. Jedna z eferentních větví baroreflexu je kardiomotorická: při vzestupu arteriálního krevního tlaku se zvyšuje frekvence impulsů v eferentních vagových vláknech, což má za následek postgangliové uvolnění acetylcholinu a kardiodeceleraci. Druhá, pomalejší eferentní větev baroreflexu je vasomotorická, tj. po vzestupu krevního tlaku lze s latencí cca 3-4 s pozorovat utlumení výbojů sympatických vasokonstričních nervech, což má za následek pokles periferního odporu a tudíž i krevního tlaku.

2.1.3 Spontánní Mayerův rytmus

Z důvodu nelinearity v centrální jednotce baroreflexu (eferentní odpovědi nejsou lineárně úměrné množství aferentní stimulace z baroreceptorů) i v efektorové části je barorecepční reflexní oblouk zdrojem spontánních oscilací krevního tlaku a tepové frekvence, které mají u člověka typickou frekvenci 0.1 Hz - tzv. 10 sekundový rytmus. Tento spontánní rytmus, často označovaný jako rytmus Mayerův, je jakožto stálý projev barorecepční činnosti využíván pro neinvazivní stanovení baroreflexní citlivosti. Vlnová délka deseti sekundového rytmu je dána dvojnásobkem průměrné latence maximální kontrakce arterie po aplikaci sympatického vasokonstričního podnětu, která činí přibližně 5 sekund.

2.1.4 Centrální řídicí jednotka – mícha – NTS

Centrální člen barorecepčního reflexu (NTS), přijímá nervová vlákna z různých částí mozku. Za prokázané lze považovat spoje z fronto-orbitální kůry, gyrus cinguli, hypothalamu a retikulární formace. Protože NTS obsahuje zároveň neurony,

kteře jsou součástí centrálního respiračního generátoru, je zřejmá úzká souvislost mezi respiračním rytmem a deseti sekundovým rytmem. Amplituda respirační sinusové arytmie je největší při zpomalení dechového rytmu na frekvenci 6 cyklů za minutu. Eckberg ukázal, že citlivost baroreflexu je větší v expirační než inspirační fázi, což potvrzuje interakci baroreflexu a respiračních center.

2.1.5 Ovlivnění baroreflexu: např. psychické, a jeho projevy

Při destrukci NTS lze pozorovat, kromě jistého zvýšení krevního tlaku, labilitu krevního tlaku, projevující se extrémním kolísáním tlakových hodnot na škále minut. Naopak elektrické dráždění NTS vede k bradykardii, hypotenzi a přesunu krve do kapacitní části krevního řečiště. Svým propojením s jinými bulbárními a suprabulbárními strukturami se NTS stává integrujícím členem, který optimalizuje oběhové parametry podle celkového schématu chování. Např. dráždění obranných zón hypothalamu, které se rovněž aktivují při telésné námaze, dochází k utlumení baroreflexu. Toto utlumení baroreflexu má adaptivní hodnotu, protože umožňuje nárůst krevního tlaku a tím lepší perfuzi pracujících svalů v situaci "fight or flight". Lze prokázat i psychické ovlivnění barorecepčního reflexu. Např. při intenzivní duševní námaze ve stresujících podmínkách byl nalezen pokles citlivosti barorecepčního reflexu.

Intenzivní dráždění baroreceptorů se projevuje naopak změnou aktivace mozku. Např. dráždění aferentních vláken baroreflexního oblouku navozuje u koček stav hlubokého spánku. Dále byl zjištěn útlum neuronální aktivity v retikulární formaci při dráždění aferentních vláken baroreflexu. Protože rychlá, vagová část baroreflexu účinkuje s latencí kolem 200ms, lze ukázat ovlivnění korové aktivity baroreflexem na rozdílné amplitudě vyvolaných potenciálů a theta vln EEG pro podněty, aplikované v systolické a diastolické fázi srdečního cyklu.

Zajímavý je vztah baroreflexní aktivity a bolesti. U osob, které na stres reagují výrazným zvýšením krevního tlaku, byl naměřen vyšší práh bolesti. Randich a Hartunian (1983) vyslovili hypotezu, že hypertensní nemoc může částečně souviset se spontánním zvyšováním krevního tlaku a tím drážděním baroreceptorů, jakožto mimovolního antinocicepčního mechanismu.

Tepová frekvence v klidu je ze 75% ovlivněna parasympatikem a jenom z 25% sympatikem. Parasympatický tonus srdce (tj. frekvence akčních potenciálů v eferentních vagových vláknech, inervujících srdce) je dán především dvěma vlivy:

- arteriálním baroreflexem
- napídacími receptory v plicích a hrudníku

Zejména respirační vlivy jsou základním modulátorem srdečního vagotonu. Katona a Jih (1975) ukázali, že velikost elektrické aktivity v n. vagus je lineárně úměrná respirační arytmii. Při blokádě muskarinových receptorů atropinem, se snižuje amplituda respirační arytmie úměrně množství aplikovaného atropinu, což je dalším důkazem, že velikost respirační sinusové arytmie je citlivým parametrem srdečního vagotonu.

2.2 RESPIRAČNÍ SINUSOVÁ ARYTMIE (RSA)

tj. kolísání délek srdečních cyklů v závislosti od fáze respiračního cyklu, byla detailně popsána v roce 1936 Anrepem, Pascuaelem a Rosslerem. RSA byla dlouho považována za benigní, fyziologickou arytmii. Protože délky srdečních cyklů kolísají i pod vlivem např. deseti sekundového rytmu a pomalejších rytmů (tzv. minutový rytmus), začleňuje se RSA pod souborné označení sinusová arytmie, tj. arytmie zprostředkována vlivem na krokovač srdečního rytmu.

V současnosti se považuje RSA za výsledek souhry zejména dvou mechanismů:

- fázická excitační-inhibiční modulace vagomotorických jader z centrálního respiračního generátoru
- fázické vrátkování vagové eferentní aktivity plícními napídacími receptory

Protože obě vagomotorická jádra přijímají vstupy ze suprabulbárních struktur, NTS a respiračních neuronů, je RSA rovněž citlivým indikátorem centrálně nervových vlivů na srdeční rytmus. Přímý regulační vliv na vagovou eferentní aktivitu byl prokázán z amygdaly, hypothalamu a fronto-orbitální kůry. Převažuje názor, že suprabulbární struktury utlumují NTS i samotné vagomotorické jádra.

Rovněž je možné ovlivnění srdeční vagové aktivity uvolněním liberinu (TRH, CRH) a opioidy. Samotný respirační generátor je lehce ovlivnitelný drážděním některých okrsků mozkové kůry, což představuje další způsob centrálního ovlivnění RSA.[6]

2.3 MĚŘENÍ BARORECEPČNÍ CITLIVOSTI

Klasický způsob měření barorecepční citlivosti spočíval v aplikaci definované dávky sympatikomimetika (fenylefrin) s následným invazivním, manometrickým měřením arteriálního tlaku a kardiotachogramu. Souběžné řady systolických tlaků a délek srdečních cyklů se vynášely v dvojrozměrném grafu a byla vypočtena strmota regresní závislosti, vyjadřující prodloužení srdečního cyklu na jednotkový vzrůst systolického tlaku (ms/mmHg). Tato hodnota činí u zdravého normotenzního člověka přibližně 10-15 ms/mmHg.

Jinou metodu zavedl Eckberg (1980). Spočívá v aplikaci definovaných negativních nebo pozitivních tlakových impulsů v rozsahu -40 do +40 mmHg na karotidy prostřednictvím tlakové manžety, umístěné na krku. Sleduje se pak změna R-R intervalů EKG v závislosti na velikosti a směru tlakového impulsu. Obě metody představují značné nepohodlí a vyvolávají u probandů negativní emoce, které navíc interferují se samotným měřením. Metoda navíc měří jenom citlivost karotických baroreceptorů.

Protože spontánní variabilita krevního tlaku a tepové frekvence obsahuje informaci o závislosti (tj. citlivosti reflexu) mezi spontánním vzrůstem či poklesem arteriálního tlaku a prodloužením či zkrácením tepových intervalů, byly vypracovány neinvazivní odhady citlivosti barorecepčního reflexu. Obě metody vychází z průběžně, neinvazivně naměřených řad systolického tlaku a R-R intervalů (tep po tepu).[5]

2.3.1 Neinvazivní spektrální metoda

Při spektrální metodě jsou obě řady podrobeny spektrální analýze, která umožňuje vyčíslit výkon ("množství rytmu") v pásmu kolem 0.1 Hz. Barorecepční citlivost je pak dána jako podíl spektrálního výkonu v R-R intervalech a v systolickém tlaku:

$$BRC = S(f=0.1 \text{ Hz})_{R-R} / S(f=0.1 \text{ Hz})_{STK} [\text{ms/mmHg}]$$

- BRC ... citlivost barorecepčního reflexu
- $S(f=0.1 \text{ Hz})_{R-R}$... absolutní spektrální výkon v pásmu 0.1 Hz rytmu
- $S(f=0.1 \text{ Hz})_{STK}$... absolutní spektrální výkon v pásmu 0.1 Hz rytmu

Metodu lze doplnit výpočtem koherenční funkce, znázorňující vzájemnou korelaci obou rytmů. Koherenční funkce umožňuje určit ty frekvenční složky, které vykazují nejtěsnější vazbu mezi řadami R-R intervalů a systolických tlaků.[5]

2.3.2 Neinvazivní sekvenční analýza

Druhou metodou pro neinvazivní stanovení citlivosti barorecepčního reflexu je sekvenční analýza. Počítačový program vyhledá v několika minutové řadě R-R intervalů a systolických tlaků krátké sekvence o délce 3-8 tepů, které vykazují buď monotónní vzrůst systolického tlaku a prodlužování R-R intervalů (stoupající sekvence), a nebo monotónní pokles systolického tlaku a zkracování R-R intervalů (klesající sekvence). Posléze jsou vypočteny regresní členy pro všechny stoupající a všechny klesající sekvence a průměry pro oba typy sekvencí. Hodnoty barorecepční citlivosti vypočtené spektrální a sekvenční metodou jsou téměř identické, avšak sekvenční metoda poněkud přeceňuje hodnotu barorecepční citlivosti při zpomalení dechového rytmu.[5]

2.4 MĚŘENÍ RESPIRAČNÍ SINUSOVÉ ARYTMIE

Spektrální výkonové hustoty řad R-R intervalů vykazují typicky tři vrcholy:

- složku kolem 0.25 Hz odpovídající respirační sinusové arytmií
- složku kolem 0.1 Hz (10-sekundový rytmus)
- pomalejší frekvenční složku (pod 0.02 Hz) odpovídající patrně změnám průtoku a krevního tlaku termoregulačního původu

Spektrální analýza tudíž poskytuje možnost odměřit nejen barorecepční citlivost, ale i velikost respirační arytmiie a to jako absolutní výkon ve frekvenčním

pásmu, obklopujícím frekvenci dýchání. Doporučuje se, aby byla RSA měřena za standardních podmínek, tj. při usměrňovaném dýchání podle vnějšího akustického nebo vizuálního podnětu. To umožňuje srovnání RSA vevnitř osoby i mezi osobami. Např. ve studii Shannona a spol. (1987) byl sledován vliv věku na RSA. Probandi dýchali usměrňovaně podle metronomu na frekvenci 15 cyklů za min. RSA klesala monotonně s věkem do 30 roků života a pak zůstává na stejné úrovni. V studii Stančák a spol. se sledoval vliv opakovaného chladového testu na RSA. Osoby dýchali buď spontánně nebo usměrňovaně na frekvenci 0.1 Hz a 0.23 Hz. RSA byla zvýšena při třetím podání chladového testu, pokud byla dechová frekvence 0.1 Hz. Jedná se patrně o zvýšení parasympatiku po opakované autonomní zátěži, které bylo rovněž nalezeno při opakovaných zádržích dechu. Rovněž dechový objem ovlivňuje amplitudu RSA - větší dechový objem je doprovázen vyšší amplitudou RSA.[5]

2.5 ZMĚNA BARORECEPČNÍ CITLIVOSTI POD VLIVEM FYZICKÉ A PSYCHICKÉ ZÁTĚŽE

2.5.1 Fyzická zátěž

Při cvičení klesá citlivost baroreflexu. Rovněž dráždění somatických aferentních nervů, ke kterému během svalové práce dochází, snižuje citlivost baroreflexu. Účinek cvičení na baroreflex můžeme demonstrovat v následujícím uspořádání pokusu: Pokusná osoba bude dýchat usměrněně na frekvenci 0,17Hz (3sekundy nádech a 3sekundy výdech) a registrujeme tlakové a tepové hodnoty po dobu 3 minut. Nahraná data uložíme na disk. Při další nahrávce provádí pokusná osoba isometrické cvičení (handgrip), spočívající v stlačování pryžového balónku asi na polovině maximální svalové kontrakce. Přitom usměrňuje dechový rytmus na stejné frekvenci, jako v předchozí fázi pokusu.

Po uložení nahraných dat, odečteme výše popsáním způsobem průměrné hodnoty tepové frekvence a krevního tlaku, barorecepční citlivosti a amplitudu respirační arytmie. Srovnáme stav klidový se stavem isometrického cvičení.[6]

2.5.2 Psychická zátěž

Mentální aritmetika je jednoduchá metoda pro navodění psychické zátěže. Pokusné osobě se oznámí čtyřmístné číslo (např. 3865), od kterého má co nejrychleji odečítat dvoumístné číslo (např. 13) a výsledek oznámit na konci např. 3 minutového intervalu. Tato zátěž vede ke snížení jak barorecepční citlivosti, tak amplitudy respirační arytmie. Registrujeme tedy 3 minutový záznam tlaku a tepu v klidovém stavu (bez usměrňovaného dýchání) a pak další záznam během mentální aritmetiky. Srovnáme hodnoty barorecepční citlivosti ve stavu klidovém a při psychické zátěži. Hodnoty respirační arytmie odečteme rovněž, ale vzhledem ke změnám dechového rytmu při mentální aritmetice jsou možné jen orientační závěry.[6]

3. POČÍTAČOVÝ SYSTÉM BIOPAC

3.1 HISTORIE

BIOPAC byl založen v roce 1985 a s více jak 20 lety úspěchu je po celém světě uznáván jako přední volba pro vědecký hardware a software.

- Výzkumná linka: MP systémy – 1989
- Vzdělávací linka: Biopac Student Lab & BSL PRO – 1997
- Středoškolská vzdělávací linka: Biopac Science Lab – 2005

3.2 BIOPAC STUDENT LAB (BSL SYSTÉM)

Jedná se o kompletní studentskou laboratoř. Biopac Student Lab (BSL) je jedinečný systém umožňující studentům pracovat s biologickými signály bez potřeby komplexního nastavení přístrojů a soustředit se na výsledky měření. Biopac Student Lab zahrnuje hardware (MP35/MP30), software, a dokumentaci která obsahuje soubor lekcí ilustrující základní fyziologické principy.



Obrázek 2 Biopac MP35

Měřená osoba je připojena pomocí elektrod a různých snímačů životních funkcí, jako jsou např. elektrody EKG, tlaková manžeta, pletysmograf atd. k hardwarové části přístroje. Zde jsou získaná data zpracována pomocí různých operačních zesilovačů, filtrů a převodníků odkud jsou následně posílána do počítače, kde se pomocí softwaru BiopacBSL PRO 3.7 zobrazují na obrazovce.

Systém Biopac je zcela bezpečný pro použití na člověku. Měřené osobě nehrozí žádné nebezpečí úrazu.

Systém Biopac ovšem neslouží jen ke sběru dat, ale umožňuje i další práci s nimi. Můžeme zde využít velké škály nabízených možností nastavení zobrazení jednotlivých měřených veličin, jejich přesné hodnoty v čase atd. Naměřená data si můžeme uložit buď ve formátu *.acq která nám poslouží pro opětovné otevření v BiopacBSL PRO 3.7, nebo např. ve formátu *.txt. Takto uložená data nám poslouží k budoucímu zpracování v jiném programu, např. Matlab, Excel, k získání konkrétní informace o měřeném signálu. Díky tak širokým a univerzálním možnostem je zřejmé, že Biopac Student Lab (BSL) je komplexním systémem s širokou škálou použitelnosti a využití nejen ve školních laboratořích.

3.2.1 Postupy měření v BiopacBSL PRO 3.7

Pro samotné měření mohou být použity dva postupy.

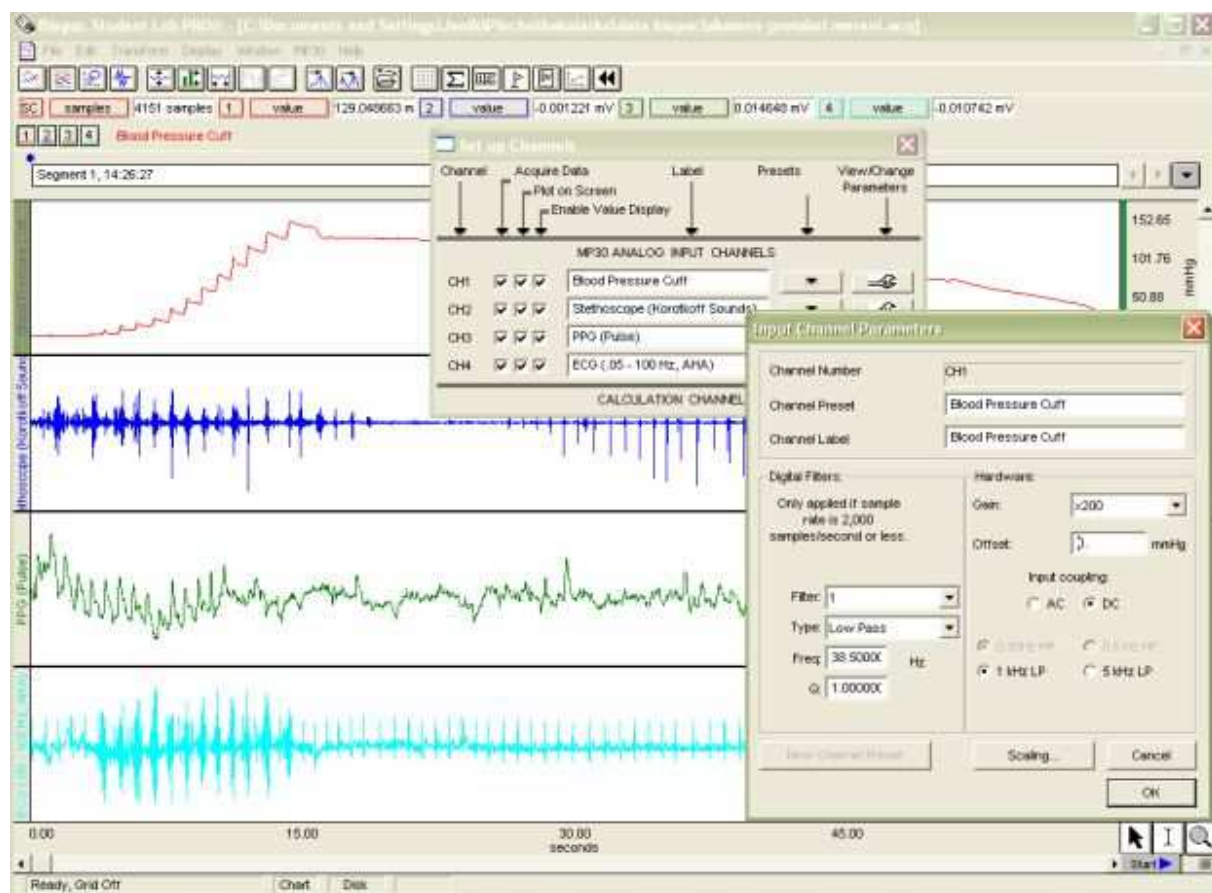
3.2.1.1 Měření podle předem dané úlohy

Jedná se o předem nadefinované úlohy, jenž jsou uloženy v počítači. Tyto měření (úlohy) se nazývají základní lekce a v programu je jich nadefinováno přesně 17. Student si najde úlohu, kterou chce měřit a poté pomocí manuálu provádí krok po kroku úkony, které jsou předepsány. V těchto základních lekcích je již všechno předem nastaveno a definováno a není proto potřeba větších a hlubších znalostí systému Biopac. Tento způsob lze využít pouze tehdy, pokud nám vyhovuje daná lekce. Nespornou výhodou ovšem je, že bez komplikovaného nastavování programu a kalibrace připojených měřičů dojdeme k datům, jenž potřebujeme pro svou práci, či úlohu.

3.2.1.2 Měření s vlastní definicí úlohy

V tomto případě se jedná o postup, kdy osoba obsluhující Biopac musí sama vše nastavit a zkalibrovat. Definuje si sama připojené elektrody i samotné detailní nastavení a připojení jednotlivých kanálů. Jelikož je Biopac komplexní systém, může v něm obsluhující osoba nastavovat velké množství parametrů (délka měření, vzorkovací frekvence atd.). Tento způsob měření je obtížnější, vyžaduje hlubší

znalosti obsluhující osoby a nutnost správného nastavení připojených přístrojů. Nespornou výhodou ale je, že se dá vytvořit takřka jakákoliv úloha pro vlastní experiment.



Obrázek 3 ukázka softwaru BiopacBSL PRO 3.7 včetně konfigurace jednotlivých kanálů

4. METODY MĚŘENÍ

4.1 MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU

Měření krevního tlaku a pulsu je jedna ze základních vyšetřovacích metod v medicíně. Na jejím základě hodnotíme celkový zdravotní stav pacienta z pohledu hemodynamického, metabolického, eventuálně psychického.

Vůbec první invazivní záznam krevního tlaku provedl Harvey (1628). Zvuky detekované fonendoskopem na deformované paži pod manžetou popsal Korotkov (1905). Definice elasticity cévní stěny byla popsána ve dvacátých letech minulého století. Hodnota krevního tlaku se nejprve uváděla v cmH_2O , dnes v medicíně výhradně v mmHg . Technicky akceptovatelná je však v souladu se soustavou SI pouze jednotka kPa .

Metody měření krevního tlaku lze rozdělit do několika systémových skupin. Liší se způsobem měření, lokalizací místa měření, dosaženými výsledky i jejich přesností. Neinvazivní (nepřímé) metody měří krevní tlak bez zásahu do oběhového tělního systému, omezují, popř. zastavují (na určitou dobu), průtok krve v měřené tkáni pomocí manžety fixované na končetině. Dokáží měřit charakteristické hodnoty krevního tlaku, některé navíc pulsovou vlnu. Měření lze provádět pouze na přístupných místech krevního řečiště (na končetinách, stehnu, předloktí, prstu).

Za medicínský standard se považují principiálně přesnější invazivní (přímé) metody měření krevního tlaku. Spočívají v zavedení snímací části systému do krevního oběhu pacienta punkcí vény nebo artérie, čímž umožňují měřit lokální krevní tlaky v přesně definovaných místech kardiovaskulárního systému. Všechny ostatní metody měření krevního tlaku jsou proto z hlediska přesnosti vztahovány k metodě měření krevního tlaku pomocí intrakardiálních katetrů s tenzometrem na hrotu.

Historicky první neinvazivní metody měření krevního tlaku a dnes technicky méně náročné se nazývají nespojitě. Pomocí nespojitých metod měření dokážeme stanovit charakteristické hodnoty (systolické, střední, diastolické) krevního tlaku. Pro

nespojité měření je typické omezení průtoku krevním řečištěm po dobu několika srdečních akcí pomocí okluzivní manžety.

Naopak spojitě (kontinuální) měření krevního tlaku poskytuje informaci o okamžité hodnotě pulsové vlny. Pulsová vlna bývá snímána jak invazivně, tak neinvazivně pomocí snímačů tlaku a je převáděna na elektrický analogový signál. Byť je snímáný analogový signál následně jakkoliv diskretizován, označujeme měřicí metodu jako spojitou.

Z hlediska doby měření, ať už spojitě nebo nespojitě, rozlišujeme měření krátkodobá a dlouhodobá – tzv. holterovská měření.[1]

4.1.1 Neinvazivní měření krevního tlaku

Nespojitě metody měření krevního tlaku patří mezi nejpoužívanější. Typickou součástí měřicí soustavy je manžeta, která v průběhu měření omezuje průtok krve v měřeném místě.

4.1.1.1 Okluzivní měření krevního tlaku

Princip měření je založen na vlastnostech proudění krve v artérii. Pomineme-li nehomogenitu v části artérie pod manžetou, proudění se s rostoucí rychlostí, průměrem artérie, hustotou a klesající viskozitou krve postupně mění z laminárního na turbulentní. Tlak v manžetě deformuje arteriální stěnu a omezuje průtok krve. Vzniklá překážka je zdrojem turbolencí, které generují charakteristické Korotkovovy zvuky, jejichž opakovací frekvence je dána tepovou frekvencí srdce.

Zvýšíme-li tlak v manžetě nad hodnotu systolického tlaku, způsobí nafouknutá manžeta takovou deformaci artérie, že průtok v ní se úplně zastaví a charakteristické ozvy ustanou. Podobně Korotkovovy zvuky vymizí, pokud tlak v manžetě klesne pod hodnotu diastolického tlaku, kdy laminární proudění v artérii dominuje.

Výsledkem neinvazivního měření je stanovení charakteristických hodnot – systolického a diastolického tlaku krve v pulsové vlně. Za systolický tlak historicky považujeme maximální arteriální tlak v průběhu srdeční diastoly.

Další diagnosticky významné hodnoty tlaku krve mohou měřicí přístroje automaticky vypočítat:

- Pulsní arteriální tlak. Je dán rozdílem systolického a diastolického tlaku.
- Střední tlak. Bývá určován zjednodušeně aproximací pulsové vlny trojúhelníkovým signálem. Střední tlak potom určíme jako součet diastolického tlaku se třetinou tlaku pulsního.

4.1.1.2 Auskultační technika měření krevního tlaku:

Auskultační metoda je diagnostickým standardem v kardiologii. V nejjednodušším případě je k celému měření třeba sfygmomanometr, manžeta nafukovaná balónkem, aneroidní nebo rtuťový měřič tlaku a fonendoskop. Manžeta se obvykle fixuje na paži horní končetiny, fonendoskop pod distální konec manžety na brachiální tepnu.

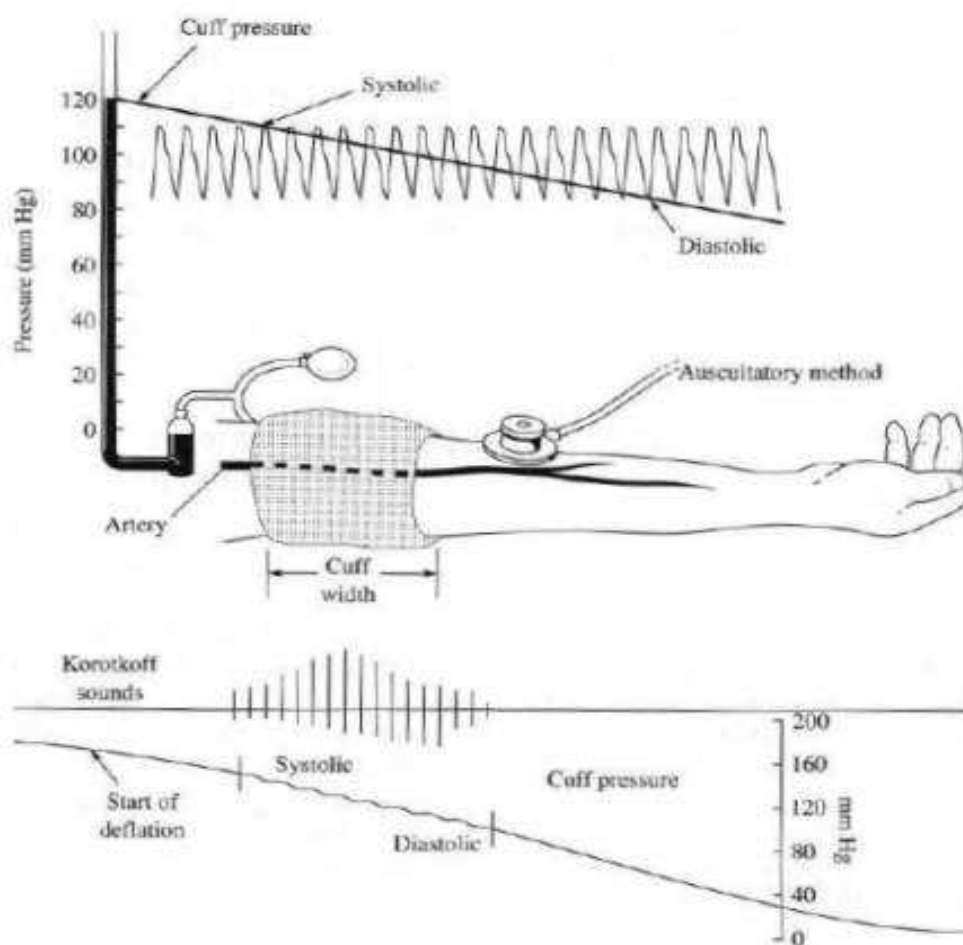
Během jednoho měření se manžeta sfygmomanometru pomocí balónku nejprve nafoukne nad hodnotu systolického tlaku, tj. na hodnotu takového tlaku, který bezpečně uzavře průtok krve pod manžetou – nastává okluze. Následuje fáze pomalého vypouštění manžety. Tehdy fonendoskop umístěný distálně od manžety na brachiální tepně detekuje vznikající srdeční ozvy – Korotkovovy zvuky. Ty přecházejí přes své maximum a dále klesají do úplného vymizení. Tlaky v manžetě při vzniku, resp. zániku ozev prohlásíme za systolický, resp. diastolický systémový krevní tlak.

Optimální rychlost vypouštění manžety je 2 mmHg/s. Pomalejší vypouštění vede k zatěžování neprokrvené tkáně, rychlejší vypouštění obtížně detekuje počínající a zanikající Korotkovovy zvuky, čímž dochází ke stanovení systolického tlaku chybně nižšímu a diastolickému chybně vyššímu.

Metoda je citlivá na pohyby paže v manžetě během měření, které jsou zdrojem rušivých zvuků detekovaných stetoskopem. Zásadní je přenáší pozice manžety určená erudovanou obsluhou tak, že stetoskop umístěný na distálním konci manžety na vnitřní straně paže musí být fixován přesně na brachiální tepně. Pozice manžety je však nestabilní a dlouhodobé měření bývá problematické.

Volba manžety zásadně ovlivňuje přesnost měření. Mechanickou analýzou byl testován a potvrzen vliv šířky manžety na správnou aplikaci tlaku na tepnu pod manžetou. Čím byla manžeta nesprávně užší, tím byly naměřené hodnoty falešně vyšší. Správně zvolená manžeta je poměrem její šířky ku obvodu paže v měřeném místě. Experimentálně zjištěný a ověřený poměr 0,4 se jeví jako ideální. Podle těchto výsledků se vyrábějí typizované manžety různých velikostí. Důležité je i správné umístění manometru.

Výsledná přesnost měření $\pm 5\text{mmHg}$, při vyloučení dříve popsanych vlivů, je v souladu s požadavky lékařů. Podle Mezinárodní zdravotní organizace byla určena auskultační metoda se rtuťovým tonometrem standardem pro diagnostiku v léčbě hypertenze.[1]



Obrázek 4 Měření krevního tlaku [9]

4.1.2 Invazivní měření krevního tlaku

Přímou – invazivní – metodou rozumíme zavádění snímací části měřicího systému do krevního řečiště pacienta (nejčastěji punkční metodou). Invazivní metoda umožňuje měření krevního tlaku v periferních nebo v centrálních částech cévního řečiště. Doba měření je omezena možností infekce v místě punkce oběhového systému.

První srdeční katetrizaci si provedl Forsmann (1929). Technická katetrizace byla výrazněji zavedena do medicínské praxe až v padesátých letech 20. století. Dnes je standardní metodou kardiologické diagnostiky.[1]

4.1.2.1 Metody invazivního měření krevního tlaku:

- katetrem vyplněným kapalinou,
- katetrem se snímačem na hrotu.

4.2 ELEKTROKARDIOGRAM (EKG)

EKG zobrazuje rozdíly potenciálů (mV) vytvořené elektrickou aktivitou srdce. Lze z něj vyčíst fyziologii i patologii polohy srdce, tepové frekvence, vzruchové rytmicity a původy šíření elektrického impulsu, nikoli však kontrakční a čerpací práci srdce.

Elektrické (EKG) potenciály vznikají na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu. Je-li celý myokard ve fázi klidového potenciálu nebo naopak celý plně depolarizovaný, nevzniká žádný registrovatelný elektrický potenciál.[2]

4.2.1 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf je přístroj pro registraci proměnných elektrických potenciálů srdce souvisejících s jeho činností. Potenciály srdce bývají nejčastěji snímány z povrchu těla vyšetřované osoby. Vlastnosti elektrokardiografu jsou dány jednak charakterem signálu, který má být snímán, jednak vlastnostmi zdroje signálu a dále požadavky na snímání. Pro snímání elektrické aktivity srdce se v současnosti

nejvíce používá systém dvanácti kardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Mezi další nejvíce používané svody patří:

- Bipolární Einthovenovy svody,
- Unipolární Goldbergerovy svody,
- Unipolární hrudní svody.

Pro snímání elektrokardiogramu z povrchu těla se používají velkoplošné elektrody. Průměrná hodnota signálu se pohybuje okolo 1mW. Ze spektra elektrokardiogramu plyne, že záření, které má věrně elektrokardiogram registrovat, musí být schopno zaznamenat kmitočty od 0,07 až 100Hz. Dolní mezní kmitočet je definován pomocí časové konstanty. Časová konstanta bývá nejčastěji v rozmezí 2 – 3s. Horní mezní kmitočet je dán použitým zapisovacím přístrojem.[11]

Podle počtu kanálů můžeme elektrokardiografy rozdělit do dvou skupin.

4.2.1.1 Jedno kanálové elektrokardiografy

Jako jedno kanálové se konstruuují přenosné elektrokardiografy. Tyto přístroje mívají nejčastěji možnost volby dvou posuvných rychlostí. Neregistrují proto v záznamu časové značky.

4.2.1.2 Více kanálové elektrokardiografy

Více kanálové přístroje se používají pro klinické účely. Počet kanálů bývá nejčastěji kolem 3 – 6. Více kanálové přístroje mívají na rozdíl od jedno kanálových více posuvných rychlostí. Proto bývají pomocí zvláštního kanálu časové značky registrované v záznamu. Velmi často také bývají vybaveny zádrží pro síťový kmitočet 50Hz vypínatelnou pro každý kanál samostatně. Některé více kanálové elektrokardiografy mají automatickou registraci polohy voliče svodů (pomocí značek registrovaných na okraji záznamového materiálu můžeme kdykoliv určit, které svody jsou v záznamu zobrazeny).

4.2.2 Požadavky na elektrokardiograf

Přístroje pro měření EKG musí splňovat některé důležité parametry. Mezi nejdůležitější patří velikost CMRR, jehož velikost by měla být alespoň 89dB. Vstupní impedance přístroje musí být dostatečná – řádově jednotky megaohmů. Napěťový zisk zesilovače by měl být alespoň 1000. Použité elektrody bývají nejčastěji Ag/AgCl, aby byl dosažen co možná nejmenší odpor. Od toho se odvíjí i jejich velikost, která by měla být poměrně velká. Kabele musejí být stíněné, aby nedocházelo k rušení signálu.

4.2.3 Negativní vlivy při snímání elektrokardiogramu

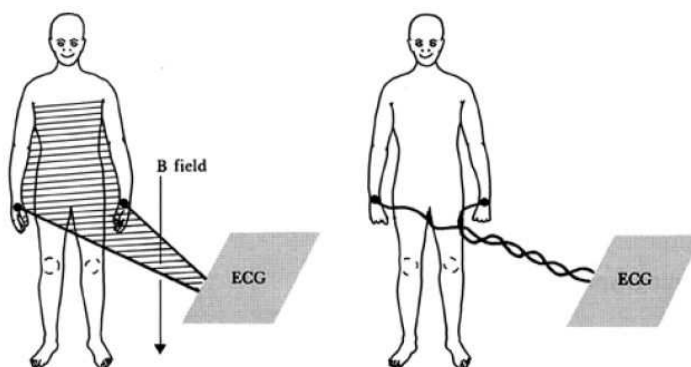
Negativní vlivy nebo také rušení, které se může ve snímaném signálu objevit, může být rozmanitého charakteru v závislosti na zdroji rušení, ze kterého pochází. Jako zdroje rušení se mohou uplatnit:

- Změna přechodového odporu elektrod (pohyb pacienta při snímání).
- Rušivé působení elektrovodné sítě.
- Rušivé působení organismu, ze kterého ji signál snímá.
- Přístrojové poruchy.
- Rušení z jiných vnějších zdrojů.

Rušení způsobené elektrovodnou sítí je nejobvyklejším případem rušení. Toto rušivé napětí je vyvoláno ve vstupním obvodu elektrokardiografu účinkem elektrovodné sítě. Je způsobeno jednak magnetickou indukcí, jednak kapacitní vazbou.

Velikost rušivého napětí na vstupu elektrokardiografu vyvolaného magnetickou indukcí je závislé při daném střídavém magnetickém poli na ploše smyčky, kterou prochází střídavý magnetický tok. Z rovnice pro velikost rušivého napětí vyvolaného magnetickou indukcí vyplývá, že rušivé napětí je závislé na kmitočtu, intenzitě magnetického pole, ploše a orientaci smyčky. Intenzitu magnetického pole většinou ovlivnit nemůžeme a kmitočet sítě je konstanta. Jediné, co můžeme ovšem změnit, je velikost smyčky, případně její orientace. Plochu

smyčky je možno výrazně zmenšit vhodným propletením konců patientského kabelu. Viz obr.



Obrázek 5 Eliminace magnetické indukce

4.3 ZMĚNA OBJEMU TKÁNĚ

Při průtoku krve tkání dochází k objemovým změnám tkáně, a to proto, že tlak krve v krevním řečišti rytmicky kolísá a tkáň je pružná. Odtud vyplývá, že objem části těla v daném místě závisí na okamžité hodnotě krevního tlaku. Z objemových změn lze tedy hodnotit velikost jejího prokrvení a také průtok krve částí těla. Přístroje měřící tyto objemové změny se nazývají pletysmografy. Podle použitých principů při snímání objemových změn můžeme pletysmografy rozdělit na:

- Pneumatické
- Kapacitní
- Fotoelektrické
- Tenzometrické
- Celotělové
- Impedanční
- Piezoelektrické

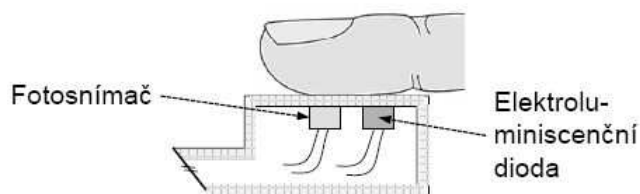
4.3.1 Fotoelektrický pletysmograf

Využívá se toho, že při změně objemu dochází i ke změně absorpce, odrazu a rozptylu světla. Principiálně může tak tento snímač pracovat jako reflexní nebo průsvitkový. Nevýhodou je vysoká citlivost na pohyb.

Celý systém nesmí být závislý na nasycení krve kyslíkem, které způsobuje změnu zabarvení krve. Z tohoto důvodu se používá infračervené světlo (940nm – GaAs). Světelný zdroj snímače musí být upraven tak, aby nedocházelo k místnímu přehřátí kůže, které může vyvolat nežádoucí artefakty. Detektor použitý ve snímači musí být dostatečně citlivý v infra oblasti, s malou časovou konstantou, např. fotoodpor Cds, fototranzistor a měl by mít maximum citlivosti v oblasti okolo vlnové délky 940nm. Také musí mít detektor dostatečně malou setrvačnost. Důležitým parametrem snímače jsou co nejmenší rozměry, aby jej šlo použít na libovolnou část povrchu těla a také nesmí průsvitkový snímač omezovat průtok krve končetinou. A v neposlední řadě musí být napájení žárovky stejnosměrné a dobře stabilizované.[11]

Jako detektor světla se v dnešní době používá sulfid kadmátový – Cds.

Jako materiál pro zdroj infračerveného světla galium arsenium – GaAs.



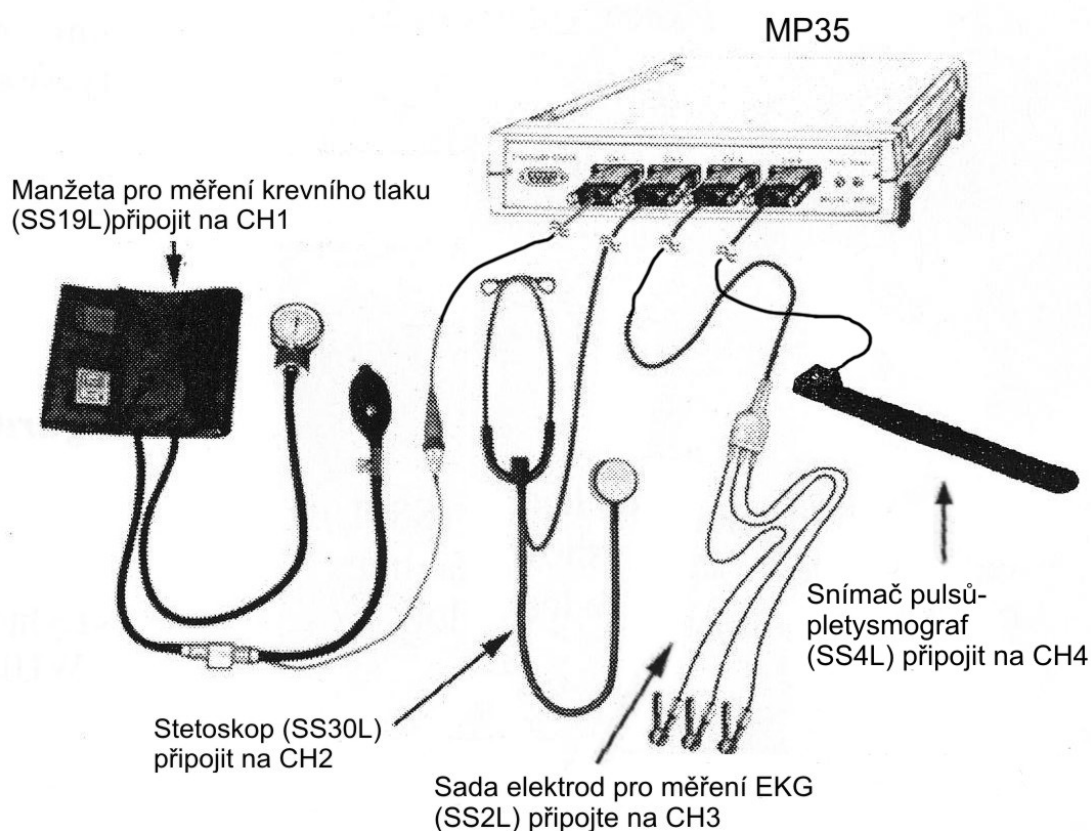
Obrázek 6 Fotoelektrický pletysmograf – průsvitkový

5. NÁVRH PROTOKLU MĚŘENÍ V SYSTÉMU BIOPAC

Pro měření vlivu fyzické zátěže na barorecepční reflex použijeme systém Biopac s vhodným nastavením. Pro měření potřebujeme tyto přístroje:

- tlakovou manžetu (blood pressure – SS19L),
- stetoskop (stethoscope – SS30L) detekce Korotkovových zvuků,
- pletysmograf (PPG – pulse – SS4L),
- elektrody EKG (ECG – elektrode – SS2L).

Jednotlivé přístroje (snímače) jsou zapojeny do systému Biopac MP35 na kanály CH1 až CH4.



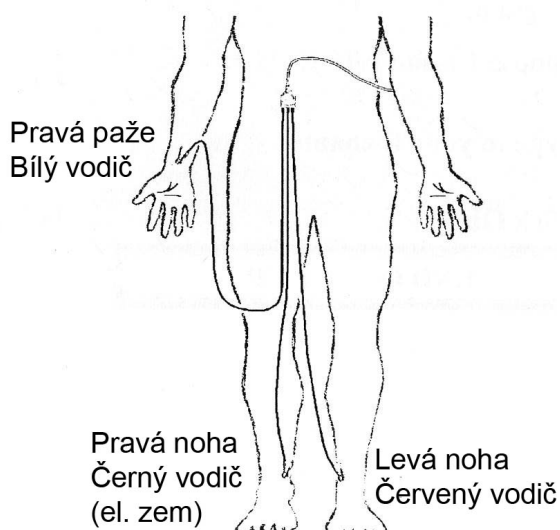
Obrázek 7 Zapojení jednotlivých snímačů do MP35

Pomocí tlakové manžety a stetoskopu budeme měřit systolický tlak. Použijeme nepřímou metodu měření krevního tlaku a sice auskultační – viz kapitola

4.1.1.2. K zaškrcení ruky byla použita tlaková manžeta ve spojení s rtuťovým ukazatelem tlaku.

Puls se měřil pomocí fotoelektrického pletysmografu průsvitkového (reflexního). Ten se umístil na ukazováček pravé ruky. Volba pravé ruky byla z toho důvodu, že na levé probíhalo měření tlaku. Při měření tlaku je na nějakou dobu úplně zastaveno proudění krve končetinou a z toho je jasné, že měření pulsu by nebylo možné.

Pro měření EKG bylo použito bipolární zapojení elektrod. Jedna elektroda byla umístěna na pravou ruku a levou nohu. Tyto svody byly přivedeny na vstup diferenčního zesilovače. Referenční elektroda byla umístěna na pravé noze. Viz obrázek.



Obrázek 8 Bipolární zapojení elektrod EKG

Všechny tyto měření jsou potřebná ke spočítání velikosti barorecepční citlivosti a k následnému statistickému prokázání, či vyvrácení fyzické zátěže na barorecepční reflex.

Na obrázku níže je průběh měření barorecepčního reflexu. V prvním řádku je vidět klesající tlak s následným zobrazením korotkovových zvuků v řádku druhém, pomocí nichž můžeme zjistit systolický a diastolický tlak. Ve třetím měříme EKG. V posledním řádku se nám zobrazují elektrické pulsy srdce (tepová frekvence). Pomocí

těchto naměřených hodnot lze spočítat hodnotu barorecepčního reflexu jak v klidu, tak při fyzické zátěži, kterou navodíme u měřené osoby (viz postup měření).



Obrázek 9 Průběh měření vlivu zátěže na barorecepční reflex

5.1 POSTUP PŘI MĚŘENÍ

Tento postup byl vždy totožný u každé měřené osoby:

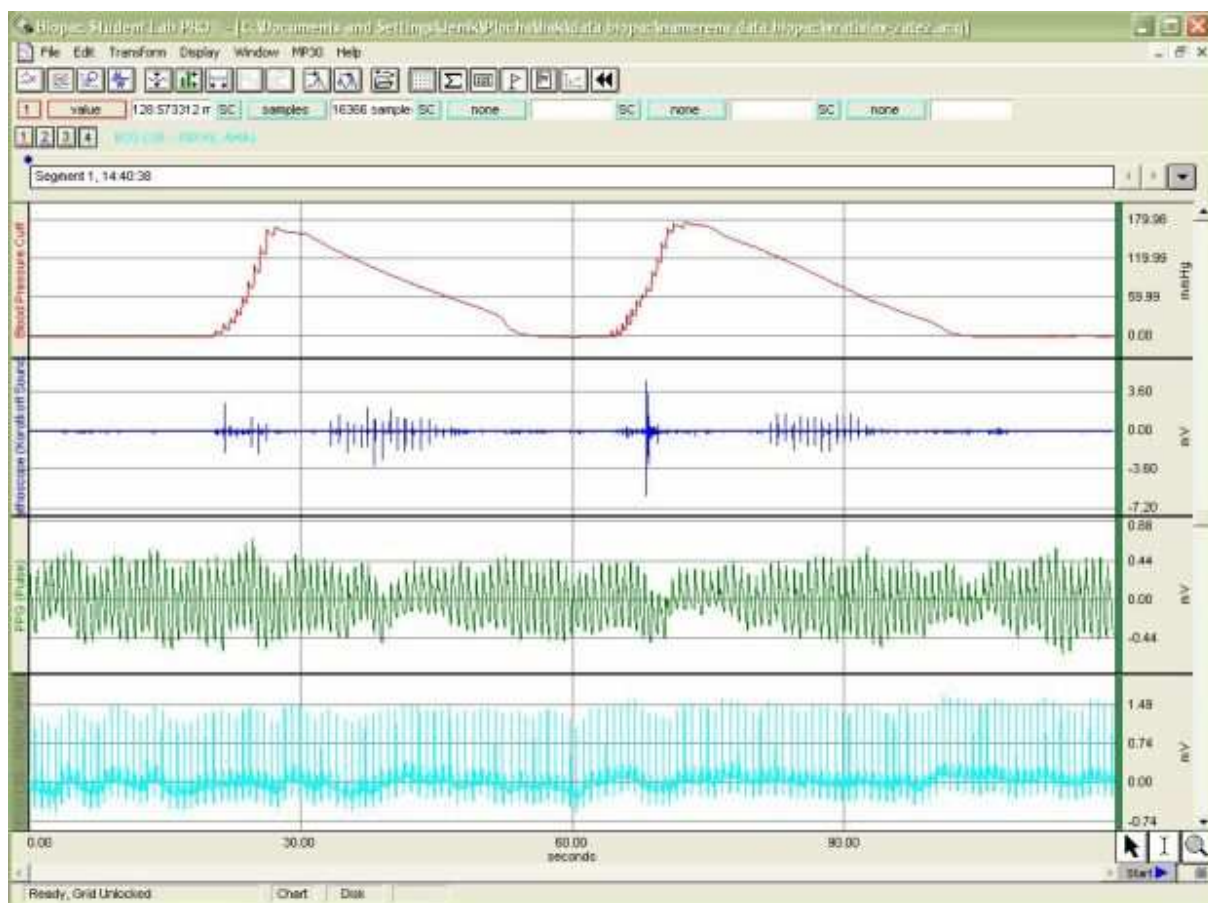
1. Měřená osoba si sedla na židli tak, aby se mohla levá ruka pohodlně položit na okraj stolu. Následovalo připojení elektrod EKG a umístění pletysmografu na špičku ukazováčku pravé ruky. V této chvíli bylo vizuálně odzkoušeno na obrazovce zda jsou elektrody a pletysmograf správně zapojeny. V softwaru BSL PRO 3.7 se nám musely zobrazovat dané signály na kanálech 3 a 4.
2. Měřené osobě byla navléknuta na levou, volně položenou ruku, tlaková manžeta a stetoskop. Poté byla provedena kalibrace tlakové manžety nafouknutím na hodnotu 40 a 100mmHg. Tyto naměřené referenční hodnoty napětí na obou tlacích byly uloženy pro správnou kalibraci. Poté bylo

provedeno pokusné změření krevního tlaku pro ujištění, zda byl správně umístěn stetoskop.

3. V tuto chvíli mohlo započat samotné měření. Ještě než se tak stalo, byla provedena vizuální kontrola všech snímačů, zda zaznamenávají data. Pokud by tomu tak nebylo, bylo by měření ukončeno, závada odstraněna a měření znovu spuštěno.
4. Během měření byla v čase asi 30s a 90s změřena hodnota krevního tlaku. Ten byl měřen tak, že nafouknutá tlaková manžeta umístěná na levé paži zaškrtila paži. Nafouknutí bylo provedeno na hodnotu vyšší než je systolický tlak (okolo 160mmHg). Poté byl pozvolna upouštěn vzduch z manžety. Jakmile tlak v manžetě dosáhl hodnoty systolického tlaku, stetoskop detekoval sérii pravidelných impulsů. Právě počátek těchto impulsů detekoval čas, kdy hodnota tlaku v manžetě byla rovna hodnotě tlaku systolického.
5. Měření probíhalo po dobu cca 120 sekund. Naměřené údaje byly uloženy pod příslušným jménem a stavem (klid, nebo zátěž) tak, aby šli dále zpracovávat. Jelikož byla zvolena vzorkovací frekvence 200 vzorků za sekundu, výsledný textový soubor obsahoval pro každou měřenou veličinu více jak 24000 vzorků.
6. Po odměření byla osoba odpojena od měřících elektrod a vystavena fyzické zátěži (každý s respondentů provedl 20dřepů). Po tomto „zahřátí“ se postup měření opakoval.
7. Výsledný záznam měření se uložil do souboru s příponou *.txt. Vždy ve tvaru: jméno měřené osoby-stav.txt. tzn. Že soubor se např. jmenoval: „ales-zatez.txt“. Takto uložené soubory se dále zpracovaly v programu Matlab.

5.2 UKÁZKA NAMĚŘENÝCH DAT V BSL PRO 3.7

Na níže uvedených obrázcích je ukázka naměřených dat v systému Biopac MP35. V prvním řádku je vidět průběh tlaku v manžetě, v řádku druhém detekované Korotkovovy zvuky. Na třetím řádku je vidět průběh naměřený pomocí pletysmografu a na posledním záznam EKG. Při bližším zkoumání je u pletysmografu a EKG vidět nepatrné zarušení (zvlnění signálu), které bylo způsobeno pohybem měřené osoby. Toto rušení bylo následně potlačeno při výpočtech v Matlabu.



Obrázek 10 Naměřená data v Biopac BSL PRO 3.7

6. VÝPOČET BARORECEPČNÍ CITLIVOSTI

6.1 POSTUP A PRINCIP PŘI VÝPOČTU

Pro výpočet barorecepční citlivosti byla využita neinvazivní spektrální metoda - viz kapitola 2.3.1. Zjednodušeně se dá říct, že jsem postupoval následovně. V grafickém prostředí Matlab – Guide jsem vytvořil program, který načetl předem upravené textové soubory. V první části byl načten EKG signál, ze kterého byly spočítány R-R intervaly a následně spektrální výkon v pásmu 0,08 až 0,12Hz rytmu srdce. Ve druhé části byl načten signál z pletysmografu a dvě hodnoty systolického tlaku. Jelikož k výpočtu potřebujeme znát hodnotu systolického tlaku v každém okamžiku, musel bych provádět spojitě měření. Což však ve školních laboratořích není možné. Z tohoto důvodu jsem musel vycházet ze dvou hodnot tlaku a mezi nimi hodnoty zprůměrovat. K tomu mi posloužila křivka naměřená pletysmografem. Tuto křivku jsem vzal a její průběh natvaroval mezi dvě hodnoty systolického tlaku. Na základě takto získané křivky systolického tlaku jsem spočítal absolutní spektrální výkon v pásmu 0,08 až 0,12Hz rytmu srdce.

Barorecepční citlivost je pak dána jako podíl spektrálního výkonu v R-R intervalech a v systolickém tlaku:

$$BRC = S(f = 0.1\text{Hz})_{R-R} / S(f = 0.1\text{Hz})_{STK} [ms / mmHg]$$

1

- BRC ... citlivost barorecepčního reflexu
- $S(f=0.1\text{ Hz})_{R-R}$... absolutní spektrální výkon v pásmu 0.1 Hz rytmu
- $S(f=0.1\text{ Hz})_{STK}$... absolutní spektrální výkon v pásmu 0.1 Hz rytmu

6.1.1 Výpočet absolutního spektrálního výkonu systolického tlaku

V první kroku bylo potřeba spočítat hodnotu systolického tlaku v každém časovém okamžiku. Počítat hodnotu systolického tlaku v celém průběhu prováděného měření by bylo složité a ne příliš efektivní. Proto jsem se rozhodl pro jednodušší postup, kdy si vymezím každé měření do intervalu od první změřené

hodnoty do druhé změřené hodnoty systolického tlaku a mezi tyto dvě hodnoty natvaruji křivku naměřenou pomocí pletysmografu. Tato křivka začíná vždy na první a končí na druhé hodnotě systolického tlaku. Rekonstruovaný systolický tlak byl tedy stanoven z objemové změny tkáně, která byla měřena pletysmografem. Z naměřeného průběhu byla detekována lokální maxima a ta byla následně spojena tak, aby byl zobrazen jen průběh nalezených maxim. Takto vzniklá křivka byla natvarována mezi hodnoty dvou naměřených systolických tlaků. Pro natvarování křivky mohlo být použito více způsobů, ovšem jako nejpřesnější se jeví upravený vzorec pro lineární křivku.

$$Y = k(x) + q$$

2

- Y ... výsledný signál
- X ... vstupní signál
- k ... míra změny jednotlivých vzorků
- q ... počáteční hodnota

Tento vzorec bylo však potřeba upravit pro naše použití:

$$Y = poctlak + tlak(x) - ((x) * pokles)$$

3

Kde:

$$pokles = ((poctlak - kontlak) / pvzorek)$$

4

- tlak(x) ... změna objemu tkáně
- poctlak ... první hodnota systolického tlaku
- kontlak ... druhá hodnota systolického tlaku
- pvzorek ... celkový počet vzorku v intervalu

Tímto způsobem byla vytvořena křivka, která byla považována za křivku systolického tlaku, která byla převedena pomocí fourierovy transformace do časové

oblasti. Zde byly vybrány vzorky odpovídající frekvencím 0,08 až 0,12Hz a z těchto vzorků byl následně vypočten absolutní spektrální výkon.

$$S_{absSTK0,1} = \sum_{0,12}^{0,08} S \left| (f = (0,08 - 0,12)Hz)_{STK} \right|^2 [mmHg]$$

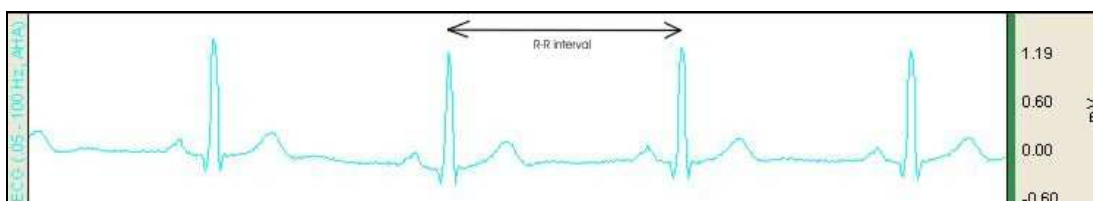
5

6.1.1.1 Postup výpočtu v Matlabu

Na začátku programu se jako první načtou potřebná data k výpočtu, která jsou uložena v textovém souboru. Jedná se o první a druhou změřenou hodnotu systolického tlaku, začátek a konec intervalu měření, tzn. interval, ve kterém se počítá, a hodnotu meze pro ořezání signálu. Samotný signál potřebný k natvarování křivky systolického tlaku, to je signál, který byl naměřen pomocí pletysmografu, je potom načten už jen v požadovaném intervalu. Tento signál je porovnán s mezní hodnotou. Tato hodnota je pro každé měření individuální a byla stanovena po prostudování konkrétního průběhu. Záporné hodnoty a hodnoty menší než je zvolená mez pro ořezání jsou následně vynulovány. Nyní se v načteném signálu provede nalezení maxim pomocí derivací a funkce signum a určí se pozice, na kterých se tyto maxima nalézají. Následuje vytvoření nulové matice potřebné délky a do této matice jsou nahrány hodnoty původního signálu na pozice v místech nalezených maxim. Tímto se vytvoří vektor, který má nulové hodnoty kromě hodnot maxim. V dalším kroku jsou hodnoty maxim propojeny tak, aby výsledný průběh špiček odpovídal průběhu špiček signálu změřeným pletysmografem. Tento signál je nyní důležité vhodně natvarovat mezi dvě hodnoty systolického tlaku tak, aby byl výpočet co možná nejpřesnější. Pro toto natvarování křivky byl vytvořen vzorec (upravený vzorec pro lineární křivku), jenž nám umožní co možná nejpřesnější natvarování křivky. Tato získaná křivka nám nahradí průběh systolického tlaku v čase. Nyní program provede výpočet vzorků jenž odpovídají požadovaným frekvencím 0,08Hz a 0,12Hz. Signál je převeden do frekvenční oblasti pomocí Fourierovy transformace a následně je stanoven spektrální výkon v pásmu od 0,08Hz do 0,12Hz.

6.1.2 Výpočet absolutního spektrálního výkonu v R-R intervalu

V prvním kroku výpočtu bylo potřeba stanovit R-R intervaly. K jejich získání byl použit záznam signálu EKG, ve kterém byly detekovány R vlny a vypočteny rozdíly jejich pozic. Hodnoty R-R intervalu byly počítány ve stejném intervalu jako předcházející křivka systolického tlaku. Tento vymezený interval se musel dodržet proto, aby byly výpočty barorecepční citlivosti správné.



Obrázek 11 R-R interval v EKG signálu

Výpočty byly prováděny v milisekundách. Po nalezení maxim byla provedena fourierova transformace. Touto operací byl signál převeden z časové do frekvenční oblasti. Následovalo nalezení vzorků, které odpovídají frekvencím 0,08 až 0,12Hz. Tyto frekvence vymezují interval, v němž byl počítán spektrální výkon.

Určení absolutního spektrálního výkonu v dané frekvenční oblasti bylo spočítáno jako kvadrát součtu absolutních spektrálních čar v daném výkonovém pásmu.

$$S_{absR-R0,1} = \sum_{0,12}^{0,08} S \left| (f = (0,08 - 0,12)Hz)_{R-R} \right|^2 [s]$$

6

6.1.2.1 Postup výpočtu v Matlabu

Začátek programu je stejný jako program pro výpočet spektrálního výkonu systolického tlaku. Jsou načtena potřebná data s textového souboru. Jedná se o začátek a konec intervalu, mez pro ořezání a samotná data, naměřená na EKG, se kterými se bude počítat. Samotný signál se nejprve načte a vybere se pouze interval mezi měřením krevního tlaku, aby byly oba vypočtené spektrální výkony počítány ze

stejného počtu naměřených vzorků a výpočet se dal považovat za správný. Tento signál je porovnán s mezní hodnotou a hodnoty menší než mezní a záporné hodnoty jsou vynulovány. Následuje opět nalezení pozic maxim, vytvoření nulové matice a uložení hodnot, kde byla nalezena maxima, do nulové matice. Tímto se vytvořil vektor, který má nulové hodnoty kromě hodnot maxim. Následuje výpočet rozdílu pozic jednotlivých maxim a tím jsou získány hodnoty R-R intervalů. Aby hodnota R-R intervalů byla v milisekundách, byla každá hodnota vynásobena číslem 5. Toto vyplývá ze vzorkovací frekvence $F_{VZ}=200$ vzorků/s. Číslo 5 bylo vypočítáno jako $1000/200 = 5$. Dále se v programu nacházejí dva rozhodovací cykly. Jeden z důvodů zrušení určitých špičkových hodnot, jenž se na superponovaly na získaném signálu. Druhý cyklus je použit z důvodů odstranění chyb při nedetekovaném maximu. Jelikož je R-R interval vždy do hodnoty 1200ms, je jasné, že pokud v tomto časovém úseku nedojde k detekci jedné či více R vln, není splněna podmínka.

A dál jsou již kroky stejné jako při výpočtu spektrálního výkonu systolického tlaku. Výpočet vzorků odpovídajícím požadovaným frekvencím, převod z časové do frekvenční oblasti a výpočet spektrálního výkonu R-R intervalů v potřebném frekvenčním rozmezí.

Barorecepční citlivost je posléze spočítána jako podíl dvou vypočtených spektrálních výkonů a její hodnota je zobrazena.

7. NAVRŽENÝ PROGRAM PRO VÝPOČET BRC V GRAFICKÉM PROSTŘEDÍ MATLAB-GUIDE

7.1 GRAFICKÉ ROZHRAŇÍ MATLAB-GUIDE

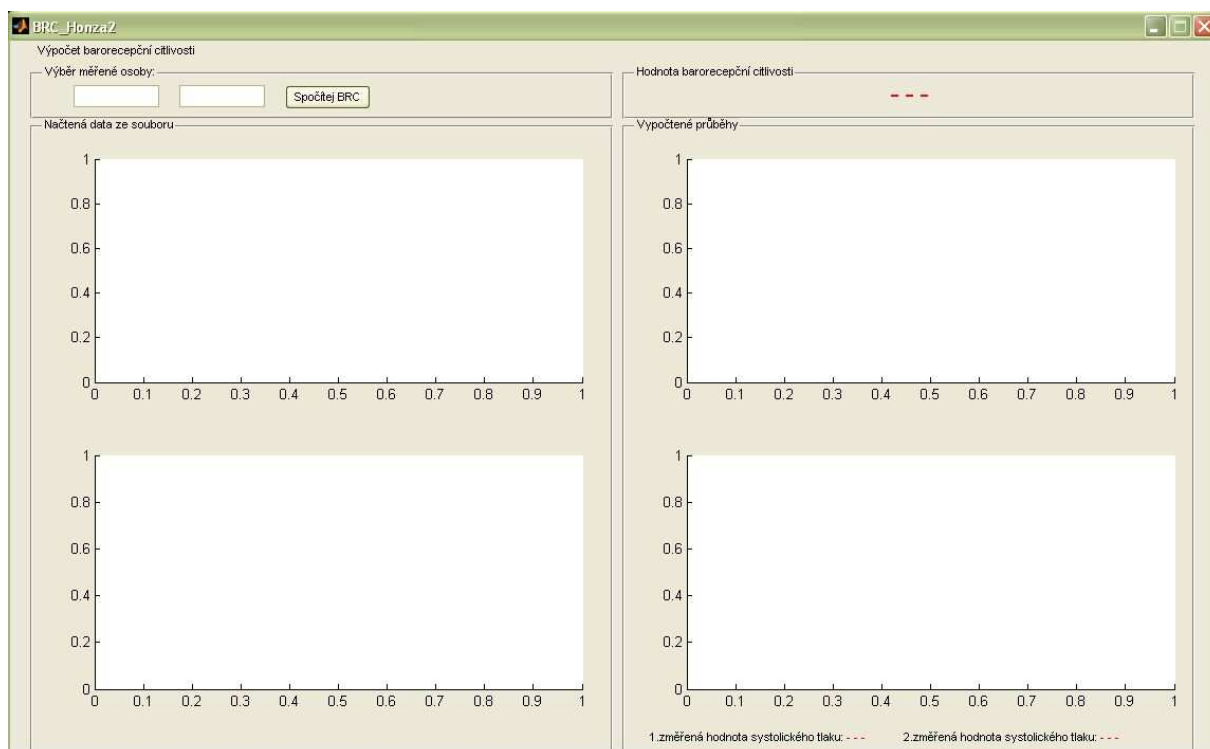
Rozhraní Guide je jedno z mnoha rozšíření Matlabu. Mezi další patří Simulink, Profiler a jiné. Guide umožňuje vytvoření aplikace, jenž provádí předem naprogramované a nastavené výpočty a operace. Ovládání se na uživatelské úrovni provádí stisknutím tlačítek a zvolením požadované aplikace či nastavením určitého parametru. Aplikace, jenž jsou vytvořené pomocí tohoto grafického rozhraní, mohou využít mnoho nastavovacích a zobrazovacích možností. Výběr můžeme zadat pomocí textového pole, přepínačů, listboxů a jiných nabízených možností. Výpočty můžeme zveřejňovat pomocí grafů nebo jen vypisovat do zvolených polí. Záleží jen na programátorovi, jak si vytvoří svoji vlastní aplikaci. Guide slouží pro vytvoření uživatelské aplikace, kterou může využít osoba bez toho, aniž by uměla psát v programovacím prostředí Matlab. Stačí aplikaci jen spustit.

System využívá callback funkcí, které si vytvoří každé tlačítko či textové pole. K těmto tlačítkům, konkrétně k jejich callback funkcím, je možno dopisovat zdrojový text, jenž bude prováděn. Tvorba zdrojového textu má stejné zásady jako jakékoliv jiné programování v Matlabu a dopisuje se do m-file, který se vytvoří automaticky se vznikem guide aplikace.

7.2 NAVRŽENÝ PROGRAM PRO VÝPOČET BRC

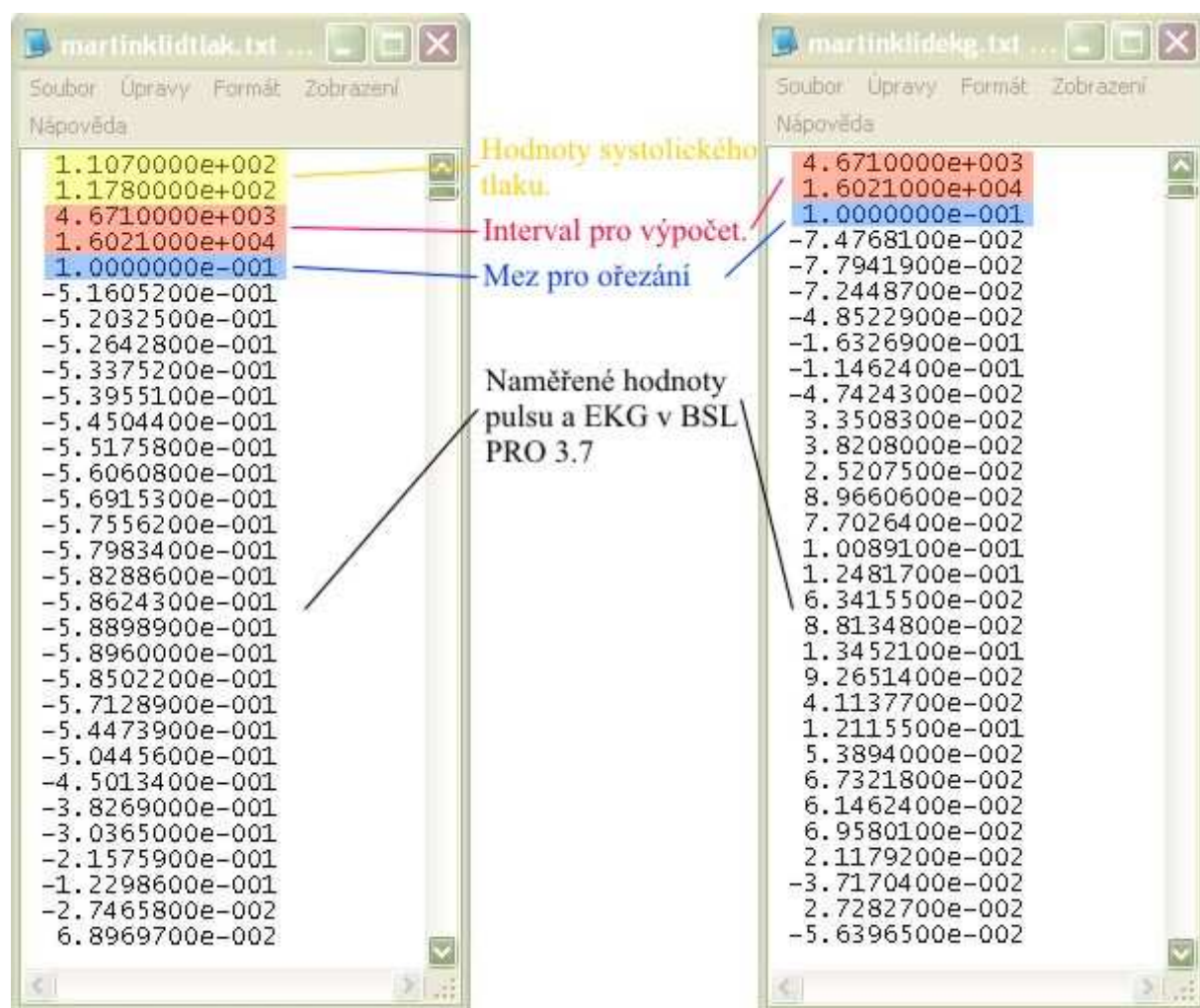
Program byl navrhnut tak, aby se dal univerzálně využít pro výpočet barorecepční citlivosti všech měřených osob. Jeho podoba je zobrazena na Obrázek 12 Program pro výpočet barorecepční citlivosti.

Program se skládá z jednoho hlavního okna, které obsahuje čtyři podokna: Výběr měřené osoby, Hodnota barorecepční citlivost, Načtená data ze souboru a Vypočtené průběhy.



Obrázek 12 Program pro výpočet barorecepční citlivosti

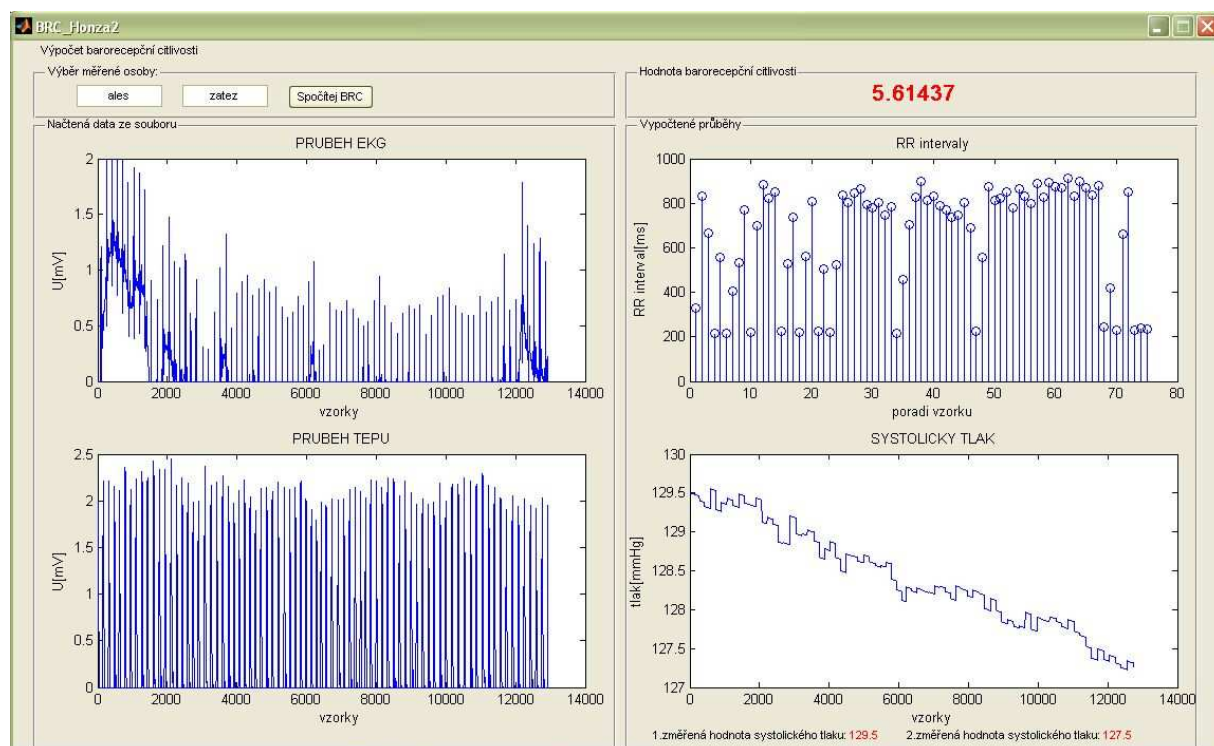
Nejprve je nutné zadat jméno měřené osoby a stav v jakém byla měřena. Tyto názvy musí korespondovat s názvy předem vytvořených souborů, které obsahují potřebná data k výpočtu. Tyto soubory jsou uloženy ve stejné složce jako program a byly předem vytvořeny, pomocí jednoduchého programu v Matlabu, z originál naměřených souborů v Biopac BSL PRO 3.7. Originál soubory obsahovaly vždy čtyři sloupce naměřených dat (tlak, Korotkovovy zvuky, puls a EKG). Program tento soubor načte a uloží do dvou nových souborů samostatné sloupce pulsu a EKG. Jeden slouží pro výpočet spektrálního výkonu R-R intervalů a druhý pro výpočet spektrálního výkonu systolického tlaku. Do těchto souborů byly doplněny, ručně, potřebné informace pro výpočet barorecepční citlivosti, jak ukazuje následující obrázek. Jednalo se o dvě naměřené hodnoty systolického tlaku, interval pro výpočet a mez ořezání. Tato mez se volila u každé měřené osoby individuálně a byla zvolena na základě důkladného prozkoumání daného průběhu. Sloužila jako rozhodovací hranice mezi šumem a hledanými maximy. Správné určení této hranice mělo velký vliv na správnost výpočtu.



Obrázek 13 Textové soubory potřebné pro výpočet

V levé části obrázku je zobrazen soubor sloužící pro výpočet spektrálního výkonu systolického tlaku a v pravé soubor pro výpočet spektrálního výkonu R-R intervalů.

Po správném doplnění názvu zdrojových textových souborů stačí zmáčknout tlačítko „Spočítej BRC“ a program provede výpočet. Následně jsou zobrazeny naměřené hodnoty EKG a tepu v okně pro „Načtená data ze souboru“, vypočtené R-R intervaly a křivka systolického tlaku v okně „Vypočtené průběhy“ a hodnota barorecepční citlivost.



Obrázek 14 Program pro výpočet barorecepční citlivost se zobrazenými průběhy a výpočtem

8. VÝSLEDKY

8.1 SYSTOLICKÝ TLAK

Hodnoty změřených systolických tlaků jsou zobrazeny ve dvou tabulkách. Každá tabulka ukazuje dvě změřené hodnoty systolického tlaku, pro každou měřenou osobu vždy v klidu a v zátěži, pomocí kterých byla zrekonstruována křivka systolického tlaku při výpočtu barorecepční citlivosti.

Č. měřené osoby	Klid	
	Hodnoty systolického tlaku [mmHg]	
	1.změřená hodnota	2.změřená hodnota
1	124,2	121,5
2	112,1	110,8
3	123,4	116,5
4	110,7	117,8
5	101,3	94,4
6	119,7	118,7
7	119,8	120,0

Tabulka 1 Hodnoty systolických tlaků v klidu

Č. měřené osoby	Zátěž	
	Hodnoty systolického tlaku [mmHg]	
	1.změřená hodnota	2.změřená hodnota
1	129,5	127,5
2	152,9	151,8
3	100,5	97,3
4	130,3	125,7
5	119,9	111,1
6	137,0	128,5
7	142,5	136,7

Tabulka 2 Hodnoty systolických tlaků v zátěži

8.2 BARORECEPČNÍ REFLEX

V tabulce jsou vypočteny konečné hodnoty barorecepční citlivosti pro všechny měřené osoby. Pro každou osobu byla stanovena citlivost v klidu i v zátěži. Na základě těchto vypočtených hodnot citlivosti lze stanovit vliv fyzické zátěže na barorecepční citlivost.

Č. měřené osoby	Hodnota barorecepční citlivosti [ms/mmHg]	
	Klid	Zátěž
1	2,29	5,61
2	2,56	6,49
3	1,05	2,73
4	0,23	0,82
5	0,25	1,30
6	0,76	1,16
7	25,5	2,26
Průměrná hodnota	1,19	2,91
Medián	1,05	2,26

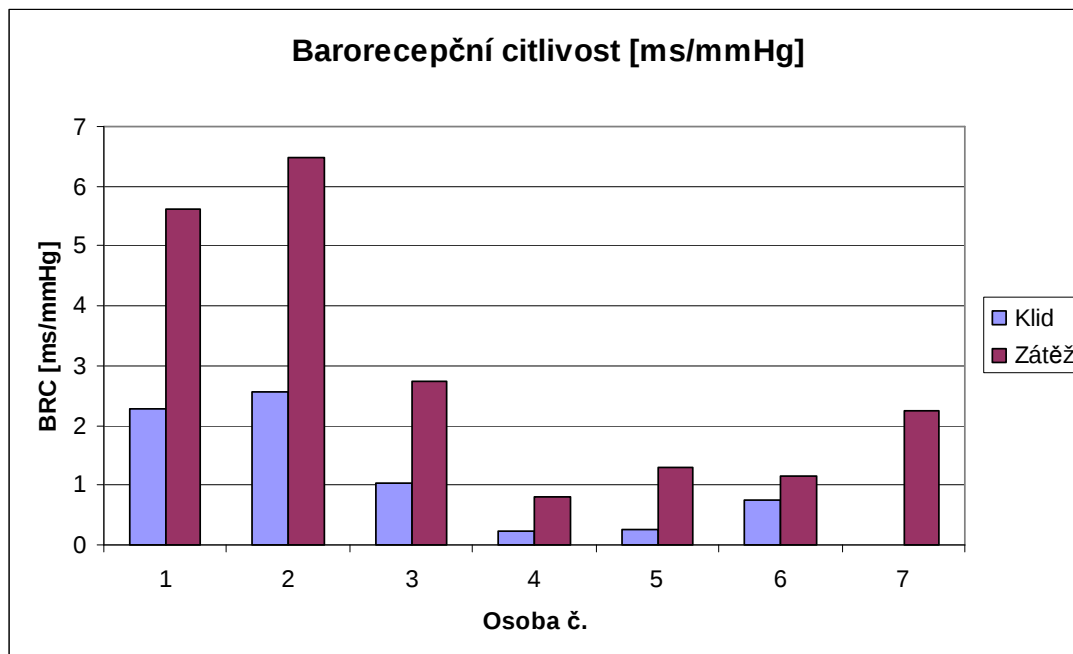
Tabulka 3 Vypočtené hodnoty barorecepční citlivosti

Průměrná hodnota byla vypočtena jako součet všech barorecepčních citlivostí v jednom stavu lomeno jejich počet. Medián je hodnota, která leží uprostřed sestupně nebo vzestupně seřazených hodnot. Pokud je počet hodnot lichý, jedná se o prostřední hodnotu. Pokud je počet sudý, je medián vypočítán jako aritmetický průměr dvou prostředních hodnot.

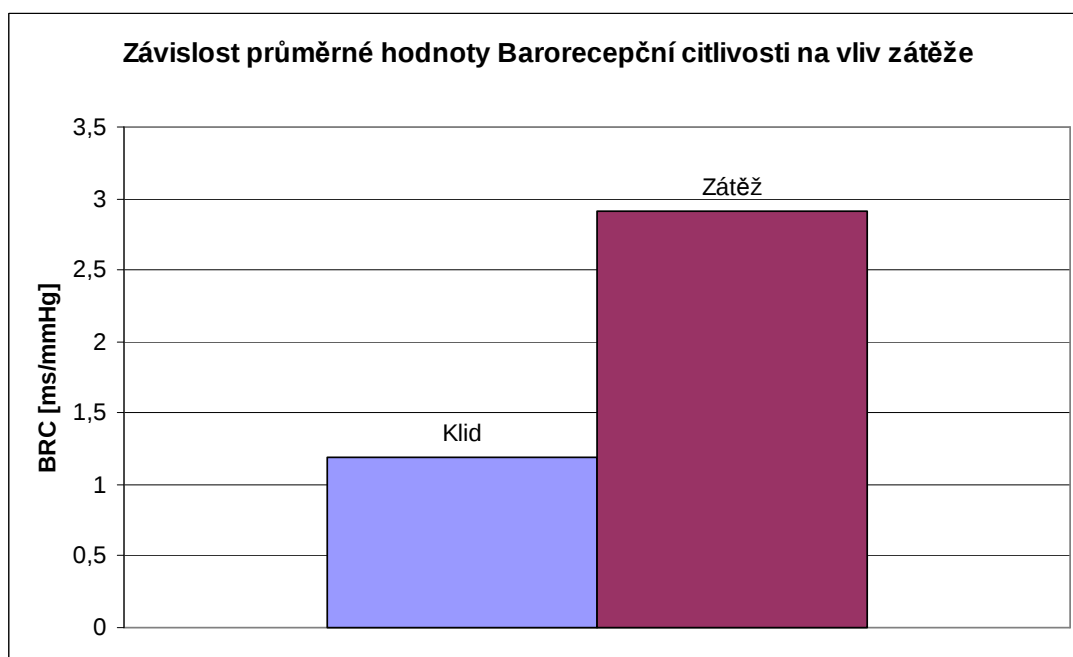
Hodnota BRC v klidu u osoby číslo 7 byla považována za nesprávnou a z výpočtů byla vynechána z důvodu malého počtu proměřených osob, protože by způsobila velké ovlivnění výsledků. Tato nepřesnost mohla být způsobena různými negativními faktory, které mohly vzniknout již při samotném měření. Více informací o těchto negativních faktorech se nachází v další kapitole.

Z níže uvedených grafů lze vypožorovat jednoznačný vliv zátěže na BRC. V prvním grafu je celkové srovnání BRC v klidu a v zátěži pro každou osobu.

Hodnota BRC v zátěži je u každé osoby vždy prokazatelně vyšší než v klidu. Pro průměrnou hodnotu platí stejný závěr. Z tohoto můžeme usuzovat, že existuje jistá závislost barorecepční citlivosti na fyzické zátěži.



Graf 1 Hodnoty BRC pro jednotlivé osoby



Graf 2 Průměrné hodnoty BRC všech měřených osob



Graf 3 Krabicový graf barorecepční citlivosti

Krabicový graf barorecepční citlivosti ukazuje rozvrstvení hodnot BRC v klidu a v zátěži. Červená čára představuje hodnotu mediánu. Z grafu je jednoznačně vidět, že hodnoty barorecepční citlivosti byly větší při zátěži. Oproti průměrné hodnotě ovšem graf poukazuje na to, že hodnoty citlivosti se navzájem překrývají a v některých případech jsou hodnoty citlivosti vyšší v klidu než v zátěži. Tato skutečnost ale nikdy nenastala u jedné měřené osoby. Pouze tehdy, pokud jsme porovnávali velikosti barorecepční citlivosti více osob. Z tohoto lze usuzovat, že hodnota BRC je pro každého člověka individuální.

Jak je známo, průměrná hodnota je značně zatížena odchylkami, a proto nemůžeme považovat aritmetický průměr z těchto naměřených hodnot za plně pravdivý. Z uvedeného krabicového grafu ovšem jednoznačně plyne, že větší hodnotu měla Barorecepční citlivost při fyzické zátěži.

8.3 NEGATIVNÍ FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ MĚŘENÍ

Velký rozdíl spočítané hodnoty BRC v klidu u osoby 7 od ostatních měřených osob nás nutí k zamyšlení, kde se mohla stát chyba. Tato chyba mohla nastat nejen při samotném měření, ale také při zpracování samotných výsledků. Jako nejvíce pravděpodobné se jeví tyto možnosti:

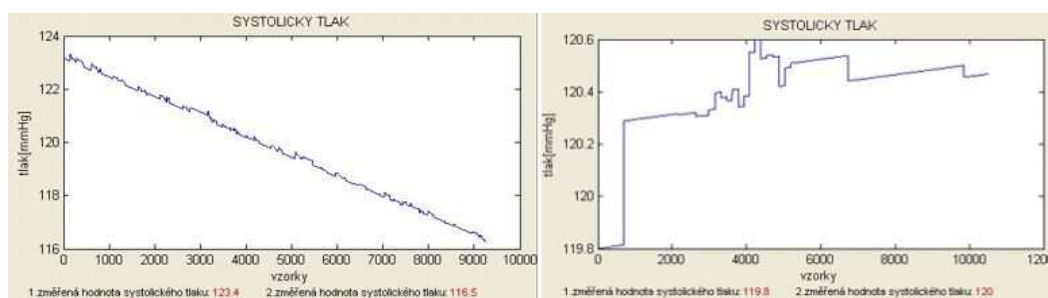
1. Měření systolického tlaku spojitě v čase.
2. Rekonstrukce křivky systolického tlaku.
3. Určení první a druhé změřené hodnoty systolického tlaku.
4. Špatně naměřený signál.

8.3.1 Měření systolického tlaku spojitě v čase

Pro správné stanovení barorecepční citlivosti je důležité znát hodnotu systolického tlaku v každém časovém okamžiku. Měřit však krevní tlak spojitě je ve školních podmínkách takřka nemožné a navíc nám to neumožňuje ani samotný počítačový systém Biopac. Bohužel je tento průběh pro stanovení barorecepční citlivosti jeden z nejdůležitějších.

8.3.2 Rekonstrukce křivky systolického tlaku

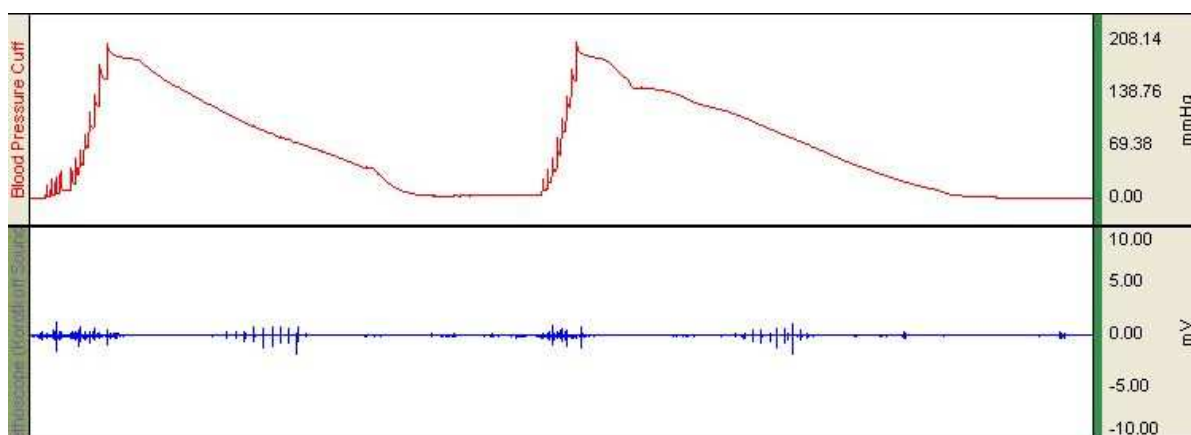
Na základě toho, že jsme nemohli měřit systolický tlak v čase, jsme museli sestavit křivku systolického tlaku ze dvou změřených hodnot a křivky tepu. Protože tepová křivka a hodnota tlaků jsou v jiných jednotkách, a míra změny u jedné křivky neodpovídá míře změny u druhé křivky, bylo obtížné vytvořit přesnou rekonstrukci průběhu tlaku.



Obrázek 15 ukázka dobře a špatně zrekonstruované křivky sys. tlaku

8.3.3 Určení první a druhé změřené hodnoty systolického tlaku

Pro některé osoby bylo obtížné stanovit přesně hodnoty dvou změřených systolických tlaků. Měření se provádělo pomocí měření korotkovových zvuků. Měření probíhalo poměrně v krátkých časových intervalech a i toto mohlo mít vliv na špatné změření krevního tlaku, protože není doporučeno opakované měření pomocí tlakové manžety. Samotný signál korotkovových zvuků byl často velice slabý a přesné stanovení systolického tlaku bylo proto velice obtížné. Změřená hodnota se mohla lišit od skutečné i v řádech jednotek. Ukázka signálu, ze kterého lze jen těžko určit hodnoty systolických tlaků je na obrázku 16. Důvodem je velice slabý signál Korotkovových zvuků.

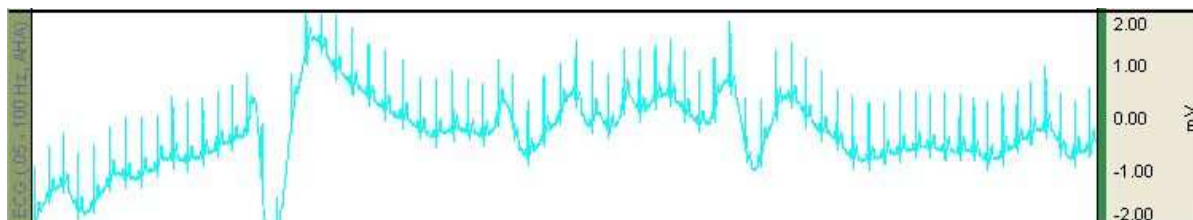


Obrázek 16 Velice slabý akustický signál ze stetoskopu

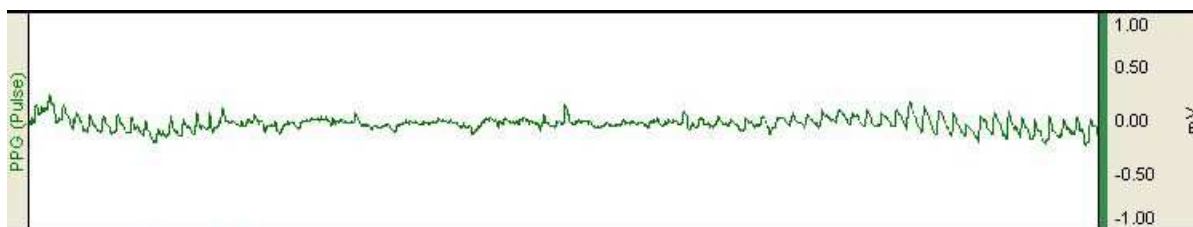
8.3.4 Špatně naměřený signál

Měřené signály byly u některých osob značně zarušeny a poškozeny. To mohlo být způsobeno zejména špatně připojenými elektrodami, nechtěným pohybem měřené osoby, ale také opakovaným měřením. Jednalo se např. o akustický signál ze stetoskopu, který mohl být ovlivněn hlukem z okolí, nebo signál EKG, který je náchylný na pohyby měřené osoby. V tomto signálu se taktéž projevoval při některých měřeních vliv síťového kmitočtu. Často docházelo také k problémům správného měření tepové křivky pomocí pletysmografu. Použitý průsvitový

pletysmograf je totiž náchylný na světlo z okolí a také na správné připevnění na prst měřené osoby.



Obrázek 17 Značně poškozený signál EKG



Obrázek 18 Značně poškozený signál pulsu

9. ZÁVĚR

Předložená bakalářská práce byla rozdělena do dvou semestrálních projektů. V prvním semestrálním projektu byla detailně prostudována fyziologie dýchání s jeho popisnými charakteristikami a byly získány teoretické informace o barorecepčním reflexu. Ve druhém semestru byly odměřeny potřebné parametry na skupině lidí. Jelikož hlavním úkolem této bakalářské práce je ověření a prokázání vlivu fyzické zátěže na barorecepční reflex byly na měřených osobách nejdříve změřeny potřebné signály v klidovém stavu. Následně byly osoby podrobeny fyzické zátěži v podobě 20 dřepů, po kterých následovalo opětovné proměření. Toto druhé měření bylo bráno jako ovlivněné fyzickou zátěží.

Získané signály a data byla zpracována v programu Matlab a grafickém prostředí Guide, ve kterém byl vhodně navrhnut program pro výpočet a zobrazení naměřených a spočítaných průběhů. Tento program zpracoval naměřené signály EKG, systolického tlaku a pulsu a na základě nich spočítal pomocí neinvazivní spektrální metody hodnotu barorecepční citlivosti.

Na základě zjištěných výsledků lze říci, že barorecepční citlivost je do jisté míry ovlivněna fyzickou zátěží. Velikost barorecepční citlivosti byla u každé měřené osoby individuální a měnila se v řádech jednotek. Vždy však dosahovala vyšší hodnoty při fyzické zátěži než-li v klidu. Vypočtenou hodnotu barorecepční citlivosti musíme ovšem brát jako relativní z důvodů několika nepřesností, ke kterým docházelo nejenom při měření, ale také v samotném výpočtu. Za hlavní nepřesnost a nejednoznačnost musíme považovat rekonstrukci průběhu systolického tlaku, který nebyl měřen spojitě v čase, jak bylo nutno pro správné stanovení barorecepční citlivosti pomocí spektrální analýzy, ale byl stanoven na základě dvou změřených hodnot systolického tlaku a průběhu tepové křivky. Tato rekonstrukce nemohla být zcela přesná a už samotný způsob měření potřebných parametrů do jisté míry ovlivňoval zkoumanou veličinu.

10. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] JIŘÍ ROZMAN A KOLEKTIV: *Elektronické přístroje v lékařství*, ACADEMIA, Praha 2006
- [2] STEFAN SILBERNAGL: *Atlas patofyziologie člověka*, GRADA, Praha 2001
- [3] TROJAN STANISLAV: *Lékařská fyziologie*, GRADA, Praha 2003
- [4] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P.: *Biologie člověka*. Vysoké učení technické v Brně, VUTIUM, 2000
- [5] <http://www.biology.estranky.cz/clanky/fyziologie>
- [6] <http://www.lf3.cuni.cz/physio/Physiology/education/materialy/praktika/brc.htm>
- [7] MP System BIOPAC Hardware Guide, User's Manual, BIOPAC System, Inc., 2004
- [8] MOUREK JINDŘICH: *Fysiologie dýchání*, Univerzita Karlova v Praze, 1979
- [9] KOLÁŘ RADIM: *BLDT 2006-Měření krevního tlaku*
- [10] OBRUČA M.: *Měření barorecepčního reflexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 46 s.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [11] CHMELÁŘ M., ROZMAN J.: *Lékařská přístrojová technika*, SNTL – Nakladatelství národní literatury, 1982
- [12] ZAPLETALÍK KAREL, DOŇAR BOHUSLAV: *Matlab pro začátečníky*, BEN – technická literatura, Praha 2005
- [13] ZAPLETALÍK KAREL, DOŇAR BOHUSLAV: *Matlab – tvorba uživatelských aplikací*, BEN – technická literatura, Praha 2005