

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského  
inženýrství

Kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku  
Continual noninvasive blood pressure  
measurement

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Lukáš Peter**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku**  
**Continual Noninvasive Blood Pressure Measurement**

Zásady pro vypracování:

1. Analýza stávajícího stavu problematiky kontinuálního neinvazivního měření krevního tlaku (CNIBP) a existujících algoritmů pro výpočet CNIBP.
2. Návrh in vivo testu metodiky CNIBP, obsahující měření EKG, pulsní křivky a invazivního krevního tlaku.
3. Realizace in vivo testu metodiky CNIBP v nemocnici.
4. Analýza naměřených dat ve vztahu k existujícím algoritmům.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. NAVRÁTIL, L.- ROSINA, J., et al. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524s. ISBN 80-247-1152-4.
2. WEBSTER, John G. *Medical instrumentation : application and design*. Hoboken (USA): Wiley, 1998. ISBN 0-471-15368-0

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Černý**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

**Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.*



Lukáš Peter

*Datum odevzdání diplomové práce: 13. 7. 2012*

*V Ostravě*

*dne 13. 7. 2012*

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.*

.....  
Lukáš Peter

*Datum odevzdání diplomové práce: 13. 7. 2012*

*V Ostravě*

*dne 13. 7. 2012*

## **Poděkování**

*Na tomto místě bych především rád poděkoval svým rodičům, Daně a Jaromíru Grygierovým, kteří mi vždy vytvořili pracovní - tvůrčí podmínky a za všech okolností mě velmi podporovali. Můj velký vděk patří také panu Ing. Martinu Černému, Ph.d., za jeho veškerý věnovaný čas a obzvláště pak za jeho výborné vedení po celou dobu tvorby mé práce. Poslední z velkých díky bych rád směřoval panu Ing. Herbertu Štefkovi z Fakultní nemocnice v Ostravě, a to za jeho nesmírnou ochotu konzultovat řešenou problematiku a za jeho odborné názory této problematiky se týkající.*

## **Abstrakt**

Sledování změn krevního tlaku patří dnes k základním, nejčastěji používaným lékařským metodám. Měření krevního tlaku, jako standardní procedura, lze však používat pouze v nespojitých časových intervalech. Spojité měření je možné pouze při zavedení invazivního senzoru do těla pacienta, což je pro něj samotného velmi nepohodlné a jako každý invazivní zákrok spojeno s jistými riziky. Mnohdy by bylo diagnosticky výhodné sledovat změnu krevního tlaku v určitém spojitém časovém intervalu. Takovéto měření by mělo být neinvazivní a co nejméně pacienta omezující. Z fyziologie kardiovaskulárního systému vyplývá, že existuje souvislost mezi elektrickou a mechanickou aktivitou srdce a hodnotou krevního tlaku. Toto se potvrzuje ve zpracované rešerši na danou problematiku. Práce je zaměřena na zpracování signálu EKG, PPG a tlaku do té míry, aby bylo možné získat informaci o šíření pulsní vlny vztahenu k hodnotě krevního tlaku. Šíření pulsní vlny je zde chápáno jako časový interval mezi R-vlnou EKG záznamu a počátkem následující pulsní vlny. Tato hodnota je popisována jako PTT čas (Pulse Transit Time). Byl sestaven měřicí řetězec pro jednotné snímání všech potřebných biosignálů a vytvořen měřicí software v prostředí LabView, pro signálové zpracování naměřených dat. Měření bylo provedeno na jednom pacientovi, který měl zaveden extravaskulární tlakový snímač do arteria femoralis. Tento pacient byl po celou dobu měření v klidu, nedocházelo tedy k výrazným tlakovým změnám. Pro statistické zpracování získaných dat byla použita případová studie, kdy byla data zpracována regresní analýzou.

## **Klíčová slova**

Krevní tlak, EKG, PPG, PTT, Labview

## **Abstract**

Monitoring changes in blood pressure are essential to today, most commonly used medical methods. Measurement of blood pressure as a standard procedure, however, can be used only in discrete time intervals. Continuous measurement is only possible with the introduction of invasive sensor to the patient body, which is very uncomfortable for him, and as any invasive procedure associated with certain risks. Often it would be diagnostically useful to monitor changes in blood pressure in a continuous time interval. Such measurements should be the least invasive and restrictive for a patient. The physiology of the cardiovascular system shows that there is a link between electrical and mechanical activity of the heart and blood pressure. This is verified in a search on the topic. This thesis focuses on processing of ECG, PPG signal and pressure to the extent that it is possible to obtain information about the spread of a pulse wave relative to the value of blood pressure. Spread of a pulse wave is understood here as the time interval between the R-wave of ECG and the beginning of the pulse wave. This value is described as a time PTT (Pulse Transit Time). Measuring chain for scanning of all the necessary biosignals was built and measuring software for signal processing of measured data

was developed in LabVIEW environment. Measurements were performed on a patient who had extravascular pressure sensor introduced to arteria femoralis. This patient stayed calm during the whole measurement, so there were no significant pressure changes. For statistical processing of the gained data a case study was used where the data were processed by regression analysis..

**Key words**

Blood pressure, EKG, PPG, PTT, Labview

## Seznam použitých symbolů a zkratek

PTT	Pulse transit time
PWV	Pulse wave velocity
BP	Blood pressure
SBP	Systolic blood pressure
DBP	Diastolic blood pressure
LA	Left arm
LL	Left leg
RA	Right arm
RL	Right leg
EKG	Elektrokardiogram
PPG	Plethysmography
CNIBP	Continual non invasive blood pressure



## OBSAH

<b>ÚVOD</b> .....	<b>1</b>
<b>1 SRDCE A HEMODYNAMIKA OBĚHOVÉHO SYSTÉMU</b> .....	<b>2</b>
1.1 SRDCE.....	2
1.1.1 Stavba srdce .....	3
1.1.2 Biomechanická činnost srdce.....	4
1.2 CÉVNÍ SOUSTAVA .....	5
1.3 HEMODYNAMIKA OBĚHOVÉHO SYSTÉMU.....	5
1.3.1 Elastické vlastnosti cév .....	6
1.3.2 Průtok krve a hemodynamický odpor.....	8
<b>2 KREVNÍ TLAK</b> .....	<b>9</b>
<b>3 MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU</b> .....	<b>15</b>
3.1 NEPŘÍMÉ METODY.....	15
3.2 PŘÍMÉ METODY.....	15
3.2.1 Extravaskulární měření krevního tlaku .....	16
3.2.2 Intravaskulární měření krevního tlaku.....	16
<b>4 KONTINUÁLNÍ MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU</b> .....	<b>18</b>
4.1 TONOMETR.....	19
4.2 DIGITÁLNÍ PLETYSMOGRAFIE .....	20
<b>5 DIAGNOSTIKA ŠÍŘENÍ BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ</b> .....	<b>24</b>
<b>6 REŠERŠE PUBLIKOVANÉ LITERATURY</b> .....	<b>26</b>
6.1 VÝCHODISKA REŠERŠE.....	26
6.2 VÝSLEDKY REŠERŠE.....	26
<b>7 ZJIŠTĚNÍ ZÁVISLOSTI PTT A KREVNÍHO TLAKU</b> .....	<b>36</b>
<b>8 SESTAVENÍ MĚŘICÍHO ŘETĚZCE</b> .....	<b>37</b>
8.1 POSTUP MĚŘENÍ.....	38
8.2 POSKYTNUTÁ ZAŘÍZENÍ PRO SNÍMÁNÍ BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ .....	39
8.2.1 EKG .....	39
8.2.2 Pletysmografie.....	40
8.3 VYTVOŘENÁ ZAŘÍZENÍ PO SNÍMÁNÍ BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ .....	40
8.3.1 Pletysmografie.....	40
8.3.2 Krevní tlak.....	44
8.4 ZESILOVAČ BIOELEKTRICKÝCH SIGNÁLŮ.....	47
8.5 A/D PŘEVODNÍK .....	48
8.6 SOFTWARE PRO MĚŘENÍ A VYHODNOCENÍ SIGNÁLŮ .....	48
8.6.1 Snímání signálu.....	49

8.6.2	<i>Analýza signálu</i> .....	53
8.7	MĚŘENÍ.....	60
<b>9</b>	<b>STATISTICKÉ ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ</b> .....	<b>61</b>
9.1	HODNOTY PRO REGRESNÍ ANALÝZU .....	61
9.2	REGRESNÍ ANALÝZA.....	63
9.2.1	<i>MA 3 segmenty</i> .....	63
9.2.2	<i>MA 15 segmentů</i> .....	68
9.3	ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ REGRESNÍ ANALÝZY .....	73
	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>75</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURA</b> .....	<b>77</b>
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>80</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b> .....	<b>82</b>

---

# Úvod

Pro každý živý organismus je charakteristická neustálá změna. Jednotlivé životní parametry se, kvůli přizpůsobení na působení vnějšího prostředí, stále mění, avšak pro živý organismus je důležitá také stabilita. Proto existují v každém živém organismu řídicí systémy, které udržují všechny veličiny v pro život bezpečných mezích. Nejvýznamnějším systémem, který je v lidském těle pohotově regulován, je oběhová soustava a s ní spojena regulace nejdůležitějšího kardiovaskulárního parametru, krevního tlaku.

Rozvoj civilizace přinesl velký pokrok v oblasti vědy a techniky, což neznamená jen vylepšení životních podmínek a zvyšování životní úrovně, ale také nástup nových každodenních stresových situací. Znečištění životního prostředí, zvláště ovzduší, vody a potravin, rostoucí tempo života a s tím spojený stres a nervové vypětí, nedostatek fyzické aktivity, nesprávná výživa, toto vše vede ke vzniku mnoha, dříve neznámých, chorob.

Většina těchto chorob je spojena s onemocněním kardiovaskulárního systému, ať už je to postižení srdce nebo cévní soustavy. Téměř polovina všech úmrtí je spojena se špatnou funkcí oběhového systému. K předejití těmto problémům a k stanovení správné léčby, je zapotřebí sledovat ukazatel, který nám podá dostatečně přesnou informaci o okamžitém stavu oběhového systému. Tímto ukazatelem je hodnota krevního tlaku.

Měření krevního tlaku je dnes téměř standardní metodou každé prohlídky u obvodního lékaře a neodmyslitelnou součástí u složitějších vyšetření v nemocnici. Bohužel u některých pacientů se vyskytuje tzv. „syndrom bílého pláště“, který měření krevního tlaku znehodnocuje a také samotný krevní tlak během dne kolísá, čímž se oběhová soustava přizpůsobuje na působení vnějších vlivů. Pro lékaře je velmi přínosné znát hodnotu krevního tlaku pacienta v delším časovém úseku, například po jeden den, to je 24h. Velkou výhodou by také byla možnost monitorování krevního tlaku u starších pacientů, u sportovců nebo u speciálních složek jako jsou například Hasičský záchranný sbor a armáda. Takovéto měření by přispělo k správné diagnostice okamžitého stavu sledované osoby.

Dnes však zatím neexistuje systém, který by umožňoval kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku, aniž by měřenou osobu co nejméně omezoval při vykonávání běžné denní činnosti. Ukazuje se však, že hodnota krevního tlaku úzce souvisí s činností srdce a stavem cévní soustavy a s šířením biosignálů, které jsme schopni z těchto systémů snímat (EKG a pletysmografie) aniž bychom měřené osoby výrazně omezovali v jejich činnostech.

V této práci je nejprve provedena analýza stávajícího stavu problematiky kontinuálního neinvazivního měření krevního tlaku (CNIBP) a existujících algoritmů pro výpočet CNIBP. Dále je navrhnut a realizován in vivo test metodiky CNIBP, obsahující měření EKG, pulsní křivky a invazivního krevního tlaku a naměřená data jsou následně analyzována za účelem ověření závislosti mezi šířením biosignálů a hodnotou krevního tlaku.

---

# 1 Srdce a hemodynamika oběhového systému

K stanovení neinvazivního kontinuálního tlaku je zapotřebí měřit sekundární veličiny, které nesou informaci úzce související s krevním tlakem. Na základě závislosti těchto snímaných biosignálů k hodnotě krevního tlaku, jej lze pak přesně stanovit.

Každý biologický signál je možné měřit invazivně a neinvazivně. Invazivní metody jsou mnohem přesnější než metody neinvazivní, avšak jsou spojeny s větším rizikem pro pacienta. Jsou založeny na snímání signálů podpovrchovými elektrodami. Je tedy nutný invazivní přístup, to znamená, že je nutné zavést snímač přímo do těla pacienta, což může vést k zanesení infekce, vzniku trombů nebo jinému poškození tkáně. Tyto invazivní metody také omezují pacienta v jakékoliv činnosti. Neinvazivní snímání je založeno na snímání signálů z povrchu těla pacienta povrchovými elektrodami. Takovéto snímání se vyznačuje rychlou a snadnou aplikací a nijak nezatěžuje pacienta. V momentě kdy není bezprostředně nutné použít invazivní snímání, se vždy přistupuje k neinvazivnímu, neboť mnohdy také tyto metody poskytují dostatečnou a kvalitní informaci o snímaném signálu a náklady na neinvazivní metody jsou menší než na metody invazivní.

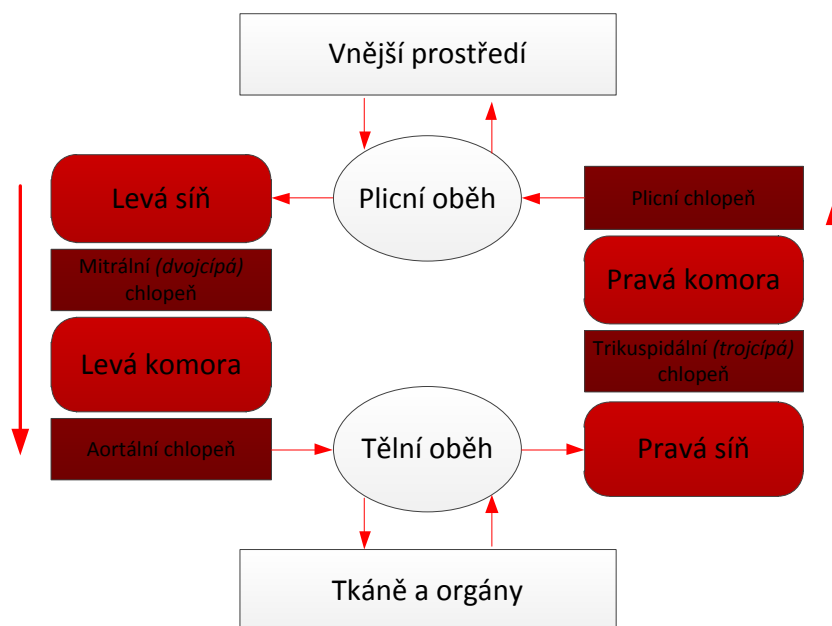
Ukazuje se, že elektrický EKG biosignál úzce souvisí s neelektrickými signály šíření pulsní vlny, dechové křivky a hodnotou krevního tlaku tak, že na základě prvních tří výše uvedených, EKG, pulsní křivky a dechové křivky, lze stanovit okamžitou hodnotu krevního tlaku. Všechny tyto signály lze snímat neinvazivně, tedy bez zásahu do těla pacienta, to znamená, že při vyhodnocení krevního tlaku, jakožto ukazatele stavu cévního systému, a tedy stavu člověka, není nutné jakýmkoliv způsobem omezovat člověka v jeho každodenní činnosti. Elektrický signál EKG a pletysmografický signál, poskytující informaci o šíření pulsní vlny, jsou závislé na stavu a činnosti kardiovaskulární soustavy, tedy na činnosti srdce a cévní soustavy.

## 1.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, tvořen srdeční svalovinou, jehož hlavní úlohou je svými pravidelnými stahy zajišťovat oběh krve v těle, a tím i přenos dýchacích plynů, živin a dalších nezbytných látek potřebných pro správnou funkci lidského těla. Srdce svým tvarem připomíná sevřenou pěst, což odpovídá také jeho přibližné velikosti. U dospělého člověka je asi 12 cm dlouhé a 9 cm široké, jeho hmotnost se pohybuje průměrně kolem 260–300 g v závislosti na pohlaví a fyzické zdatnosti jedince. U sportovců může srdeční svalovina hypertrofovat, změnit svou velikost, změnit plnicí objem srdce a tím tak zajistit potřebné zásobení orgánů a svalů při zátěži. Srdeční sval je s tvarem nepravidelného kužele uložen mírně nalevo od středové osy těla za sternem v mediastinu, tedy v hrudním prostoru mezi pravou a levou plící za hrudní kostí a svým hrotem (apex), směřujícím šikmo doleva dolů, se dotýká bránice. [5]

### 1.1.1 Stavba srdce

Srdce je složeno ze 4 částí, pravé síně (*atrium dextrum*) a pravé komory (*ventriculus dexter*) a levé síně (*atrium sinister*) a levé komory (*ventriculus sinister*). Do pravé srdeční síně je z těla přiváděna horní a dolní dutou žilou odkysličená krev, která pokračuje dále do pravé srdeční komory. Mezi komorami a síněmi se nacházejí srdeční chlopně, které fungují jako ventil, umožňující tok krve pouze jedním směrem a zabraňující v toku zpětném. Mezi pravou síní a pravou komorou je to chlopeň **trikuspidální** (*valva tricuspidalis*), trojcípá chlopeň, a mezi levou síní a levou komorou je to chlopeň **mitrální** (*valva mitralis*), dvojcípá chlopeň. Chlopně se také nacházejí na ústí plicní tepny a aorty. Plicní tepna vystupuje z pravé srdeční komory a krev je jí odváděna ze srdce do plic, malý krevní oběh. Zpětnému toku krve zde zabraňuje poloměsíčitá plicní chlopeň (*valva trunci pulmonalis*). Aorta vystupuje z levé srdeční komory a je jí odváděna okysličená krev ze srdce do těla, velký krevní oběh. Zpětnému toku krve zde zabraňuje poloměsíčitá aortální chlopeň (*valva aortae*). Levá srdeční komora je ze všech částí srdce nejmohutnější a má nejširší srdeční stěnu, až 1,5 cm. Obecně lze říci, že okysličenou krev vedou pouze tepny (*arterie*) a odkysličenou naopak žíly (*vény*). Srdce je jedinou výjimkou, kde odkysličenou krev ze srdce do plic vede plicní tepna a okysličenou krev z plic do srdce plicní žíly. [1],[5]



Obr.1 Blokové schéma kardiovaskulárního systému

---

### 1.1.2 Biomechanická činnost srdce

Z biomechanického hlediska je srdce velkou pumpou lidského těla, která zajišťuje správnou funkčnost oběhového systému. Tato pumpa je založena na kontrakční schopnosti srdeční svaloviny. Zkrácením, kontrakcí, srdeční svaloviny, kterou je tvořeno srdce, dojde ke zmenšení vnitřního objemu komor a síní. Na základě této objemové změny dojde k vypuzení krve ze srdce ven. Dá se říci, že je srdce složeno ze čtyř oddělených, jednosměrných čerpadel a vzhledem k synchronizované práci jednotlivých srdečních částí můžeme hovořit o synchronizovaném dvojitém čerpadle.

Za normálních podmínek tepou jednotlivé části srdce v přesném pořadí, a to stah síní (síňová systola) je následován stahem komor (komorová systola) a během diastoly pak všechny čtyři oddíly ochabují. Srdce je autonomní orgán, kdy podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo v jeho vlastní svalovině. Této vlastnosti se říká automacie. Podnět k srdečnímu stahu vzniká ve specializované převodní soustavě srdce. Převodní soustava je tvořena sinoatriálním (SA) uzlem, síňovými mezi uzlovými dráhami, atrioventrikulárním (AV) uzlem, Hisovým svazkem a jeho větvením a Purkyňovým systémem. Různé části převodní soustavy mají schopnost spontánní tvorby vzruchů. SA uzel však tvoří normálně vzruchy nejrychleji, je proto přirozený udavatel rytmu, srdeční pacemaker a frekvence jeho vzruchů určuje frekvenci srdečních stahů. Tento převodní systém zaručuje, že se srdce stahuje postupně, nejprve dojde k stahu síní, kdy je krev vtlačena do komor a následně se stáhnou komory a krev je vypuzena do tělních oběhů. Srdce pracuje rytmicky se srdeční frekvencí průměrně 70 tepů za minutu. Denně se srdce stáhne přibližně 100 000 a za celý průměrný lidský život udělá asi 2,5 miliardy stahů.

Celá srdeční činnost je rozdělena na dvě pravidelně se střídající fáze, systolu a diastolu. Systola zajišťuje stah srdečních síní nebo komor a diastola pak uvolnění (relaxaci) síní nebo komor. Plnění síní krví dochází při diastole síní, kdy zde krev spontánně vtéká. Zároveň dochází při uzavření cípových chlopní k systole komor, kdy je krev vypuzena do tělních oběhů. Při systole síní je krev vypuzena do komor, které se v tento okamžik nacházejí ve fázi diastoly. Fázi systoly a diastoly je možno dále rozdělit na dvě fáze. U systoly na izovolumetrickou kontrakci, kdy roste tlak, ale nemění se objem a ejekční fázi, kdy zůstává tlak stejný, ale mění se objem, a u diastoly na izovolumetrickou relaxaci, kdy klesá tlak a nemění se objem a plicní fázi, kdy se nemění tlak, ale mění se objem. Z tohoto plyne, že tlak v srdci je v každé části srdce v jednom okamžiku rozdílný. V průběhu jednoho srdečního cyklu se krevní tlak v pravé komoře pohybuje mezi 0 – 3 kPa a v levé komoře od 0 do 16 kPa.

V klidových podmínkách přečerpá srdce průměrně 5-6 litrů krve za minutu, což znamená, že za minutu přečerpá celý objem krve v těle. Za rok tak přečerpá 2,5 miliónů litrů krve. Každá systola v pravé komoře dokáže vyvolat tak velký tlak, který by uměl krev dopravit do výšky 9 metrů. [3],[4],[5]

---

## 1.2 Cévní soustava

Cévní soustava nebo také jinak oběhová soustava je jedna z orgánových soustav lidského těla, která podílí na transportu živin, plynů a odpadních látek z tkání nebo do tkání. Transportním médiem této soustavy je krev. Skládá se z krevních cév, které tvoří společně se srdcem uzavřený cirkulující systém. Krevní cévy se dělí na tepny (*arterie*), které se větví na menší tepénky (*arterioly*) a ty přecházejí ve vlásečnice (*kapiláry*). Stěnami kapilár probíhá veškerá látková výměna v organismu, proto také průsvit kapilár je nejčastěji roven velikosti červených krvinek, erytrocytů, zhruba 5 – 20  $\mu\text{m}$  a jejich délka se pohybuje kolem 0,5 mm. Jsou obsaženy ve všech tkáních lidského těla krom horní vrstvy kůže, vlasů a nehtů. Kapiláry přecházejí v nejtenčí žíly (*venuly*), které se sbíhají v žíly (*vény*). Tepenný systém vede krev oxyglicenou ze srdce do tkání, systém žilní pak krev odkyslicenou z tkání do srdce.

Stěny cév musejí odolávat pulsovým nárazům krve vytlačené ze srdce a také neustálému tlaku krve, který v tepnách zajišťuje dopředný tok, jsou proto velmi pružné a pevné. Obecně je cévní stěna tvořena třemi vrstvami, ale poměr jednotlivých vrstev se výrazně mění podle funkce cévy. Povrch cévy (*tunica externa*) je tvořen adventicií, což je vazivová vrstva tvořená sítí elastických a kolagenních vláken, která se podílejí jednak na mechanických vlastnostech cévy a jednak na pružném ukotvení cévy v jejím okolí. Střední vrstva cévy (*tunica media*) je tvořena převážně hladkou svalovinou a elastickými vlákny a je nejsilnější vrstvou cévní stěny. Cévy elastického typu se při systole rozpínají a naopak při systole opět smršťují do původního tvaru a tím pohánějí krev, tlumí systolický vzrůst tlaku a zabezpečují rovnoměrný tok krve. Cévy svalového typu dokáží měnit svůj průsvit a tím regulovat množství průtoku krve. Vnitřní vrstva (*tunica interna*) je tvořena endotelem, který vytváří nesmáčivý povrch oddělující krev od cévy a také brání tvorbě trombů.

Největší tepnou v těle je aorta, jejíž průsvit je přibližně 10 mm a krev se v ní šíří rychlostí asi 30 cm/s. Rychlost šíření se postupně zmenšuje až na hodnotu asi 0,5 mm/s v kapilárách, což umožňuje přenos látek mezi krví a tkáněmi.

Tlak v celé cévní soustavě je v jednotlivých částech velmi rozdílný. Neustále se mění v závislosti na práci srdce. Naměřený krevní tlak může být také rozdílný podle toho, ve které nebo na které části těla je měřen. U pacienta, který stojí, bude tlak větší v cévách dolních končetin než například tlak v cévách ruky. K samotnému tlaku krve, který je vyvolán prací srdce a elasticitou cév je připočítáván také hydrostatický tlak krve. A v neposlední řadě se na hodnotách tlaku, měřených ať už invazivně nebo neinvazivně, velmi projevuje hemodynamika celého oběhového systému. [2],[3],[4]

## 1.3 Hemodynamika oběhového systému

Při každé systole vypudí srdce určité množství krve, asi 60 až 100 ml, do aorty a ta je naplněna touto krví pod tlakem přibližně 10kPa (75mmHg). Vypuzení tohoto tepového objemu dodá krvi zrychlení, kinetickou energii, roztáhne stěnu aorty, uloží do ní energii potenciální a

---

zvýší tlak, toto vše má za následek vznik pulsní vlny, kterou rozdělujeme podle základní měřené veličiny na vlnu tlakovou, objemovou a proudovou. Schopnost kontrakce srdečního svalstva je vyvolána vlna tlaková, která se důsledkem roztažnosti cév mění ve vlnu objemovou. Kdyby pak byla roztažnost cév ve všech místech lineární, tyto dvě vlny by se sobě rovnaly. Rychlost tlakové vlny je asi 3 – 4 m/s a je mnohem vyšší než rychlost krevního proudu, který je přímo závislý na kontrakční síle srdce a na odporu cévního řečiště. Postup tlakové vlny je možno nahmatat jako tep, neboť se jejím působením roztahuje stěna cév, v důsledku vlny objemové.

Objemovou vlnu je možno zaznamenat z povrchu těla neinvazivní pletysmografickou metodou. Nevýhodou je, že objemová vlna neodpovídá zcela přesně vlně tlakové, v důsledku nelineární roztažitelnosti cév. Tlakovou vlnu lze změřit pouze invazivní metodou, a to zavedením katetru do tepny.

Tlaková vlna se během svého postupu cévním systémem mění, dochází ke sčítání s vlnami od tepenných stěn a díky perifernímu odporu se postupně se tlumí. Z tohoto tedy vyplývá, že krevní tlak bude nejen záviset na srdeční kontrakci levé síně, ale také na elasticitě cév, krevním průtoku a odporu krevního řečiště. [2],[3],[4]

### 1.3.1 Elastické vlastnosti cév

Elasticita je definována jako schopnost těles vrátit se po působení vnější síly do původního tvaru, jakmile tato síla přestane působit. Elasticita pak bude omezena dvěma faktory, a to mezní pružností, tj. napětím, při kterém ještě nevznikne trvalá deformace a mezní pevností, tj. napětím, při kterém se neporuší soudržnost tělesa.

Míru objemové elasticity cévní stěny udává koeficient objemové roztažnosti  $E$ . Je definován, pro cévu u níž předpokládáme kruhový průřez, jako poměr změny tlaku  $\Delta P$  ke změně objemu  $\Delta V$ .

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V} \quad (1.1)$$

Převrácená hodnota koeficientu objemové roztažnosti se pak udává jako compliance  $C$ , poddajnost.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1.2)$$

Z výše uvedeného vztahu pro výpočet objemové roztažnosti  $E$ , též Youngova modulu pružnosti, nezávisí na geometrických rozměrech cévy, ale pouze na mechanických vlastnostech.



---

Ze vztahu pro objemovou roztažnost  $E$  vyplývá, že když se zvýší objem tekutiny v cévě, zvýší se i vnitřní tlak  $\Delta P = E \cdot \Delta V$ . Elastické chování objemové jednotky je popsáno pomocí objemově elastického modulu  $x$ . Vypočítá se jako poměr změny tlaku  $\Delta p$  k relativní změně objemu cévy  $\Delta V/V$ .

$$x = \Delta P \cdot \frac{V}{\Delta V} = E \cdot V \quad (1.3)$$

Rychlost šíření pulsové vlny  $C(PWV)$  lze získat z poměru objemové elasticity a hustoty kapaliny, v tomto případě krve, podle vztahu:

$$C(PWV) = \sqrt{\frac{x}{\rho}} \quad (1.4)$$

Díky tomuto vztahu lze na základě měření rychlosti pulsní vlny posoudit elasticitu cév. Z výše uvedených rovnic vyplývá:

$$E = \frac{x}{V} = \frac{\rho \cdot C(PWV)^2}{S \cdot l} \quad (1.5)$$

Kde  $S$ , je příčný průřez a  $l$  je délka artérie.

V ideálním zakončeném vedení bez odrazů by byl tvar křivky tlakového pulsu shodný s tvarem křivky pulsu objemového. Když ale vlna narazí na zúžení, zvětší-li se periferní odpor, který je dán poměrem tlakové změny  $\Delta P$  a průtoku krve  $Q$ , nastává částečný odraz vlny.

$$R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (1.6)$$

Část energie vlna ztrácí pokračujícím tokem dále do krevního řečiště, tedy odražená vlna, vracející se proti směru toku krve v cévě má menší amplitudu než vlna původní. V každé části cévy, kde se setkává vlna odražená s vlnou přicházející, dochází k jejich superpozici. Tlaky se sčítají a tvary tlakových křivek se liší. Toto je důležité při různých metodách měření pulsní vlny. [2],[4]

---

### 1.3.2 Průtok krve a hemodynamický odpor

Samotný tok krve je dán rozdílným tlakem v jednotlivých úsecích cévního systému. Krev proudí z míst s vyšším tlakem do míst s tlakem nižším. Tento tlakový spád je generován srdcem a pomáhá krvi překonat odpor krevního řečiště. Pak lze tok krve vypočítat ze vztahu:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \Rightarrow R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (1.7)$$

Velikost toku krve je možné také odvodit z Hagen - Poiseuilleova zákona, který říká, že objemový tok  $Q$  je přímo úměrný rozdílu tlaků na začátku a na konci trubice ( $\Delta p$ ) a čtvrté mocnině jejího poloměru.

$$Q = \Delta P \cdot \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \Rightarrow \frac{Q}{\Delta P} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (1.8)$$

Kde  $r$  je poloměr průsvitu cévy,  $l$  je délka cévy a  $\eta$  je viskozita krve, charakterizující vnitřní tření mezi kapalinou a cévní stěnou, platí tedy čím vyšší viskozita, tím větší brždění pohybu kapaliny.

Z výše uvedených rovnic dostáváme vztah pro periferní odpor:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (1.9)$$

Periferní odpor nebo také hemodynamický odpor je přímo úměrný délce cévy  $l$  a nepřímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy  $r$ . Celkový periferní odpor je dán součtem všech odporů jednotlivých článků oběhu a platí pro něj podobnost s Ohmovým zákonem pro sériové a pro paralelní zapojení odporů. Změna hemodynamického odporu se projeví změnou průsvitu cévy.

Všechny tyto zákony a rovnice jsou platné pro laminární proudění. Kritický bod mezi laminárním a turbulentním prouděním udává Reynoldsovo číslo, které závisí na poloměru trubice  $r$ , střední rychlosti  $v$ , hustotě  $\rho$  a viskozitě  $\eta$ . Hodnota Reynoldsova čísla pro laminární proudění u zdravého člověka bývá 1000. Turbulentní proudění je patologickým stavem. [2],[3],[4]

---

## 2 Krevní tlak

Krevní tlak je často měřenou veličinou, neboť je dobrým ukazatelem okamžitého stavu kardiovaskulárního systému. Stav kardiovaskulárního systému je nutné sledovat, protože jeho správná funkce je pro fungování organismu nezbytná. Při špatné funkci nedochází ke kvalitnímu rozvodu živin a dýchacích plynů a odvodu odpadních látek z tkání a tím dochází k vážným zdravotním problémům.

Tlak je obecně definován jako síla působící na jednotkovou plochu. Krevní tlak může být tedy definován jako síla, kterou působí krevní elementy, tedy krev, na stěnu cévy při transportu krve cévním systémem. Stahem srdečního svalu, přesněji při systole komor, vzniká tlaková síla, která vypuzuje krev do plicnice a aorty a která musí překonávat stálý odpor periferního cévního řečiště, z tohoto důvodu dochází ke snižování tlaku v závislosti na vzdálenosti od srdce.

Podle místa měření krevního tlaku lze rozlišovat centrální a periferní tlak a také arteriální a venózní krevní tlak. Centrální tlak se měří přímo v srdečních komorách a periferní v končetinách. Hodnoty krevního tlaku, který je měřen přímo v srdečních komorách, se mohou mírně lišit od hodnot tlaku měřeného na končetinách, a to z důvodu případné patologie cévního systému, kdy musí například krev překonávat vyšší periferní odpor cév. Nejpresnějším ukazatelem krevního tlaku je centrální tlak, nicméně pak ztrácíme informace o stavu cévního systému a další nevýhodou je, že tento tlak je možné měřit pouze invazivně. Invazivní tlak může být měřen ve všech částech srdce, neinvazivní měření krevního tlaku, které je nejčastější metodou měření, probíhá nejčastěji na levé paži, neboť je toto místo nejbližší srdci a hodnoty tohoto periferního krevního tlaku se nejvíce blíží hodnotám centrálního krevního tlaku.

Tlak lze obecně udávat jako tlak absolutní nebo relativní vůči tlaku atmosférickému. Absolutní tlak je definován dle obecné definice, a sice jako síla působící na jednotkovou plochu, kdežto relativní tlak je tlakem, který je rozdílem mezi absolutními tlaky mezi dvěma prostředími. Jednotkou tlaku je dle soustavy SI Pascal ( $Pa$ ). Lze říci, že  $1 Pa$  je velikost tlaku, kterou působí síla  $1 N$  na plochu  $1 m^2$ . Pro měření krevního tlaku byla stanovena mezinárodně uznávaná jednotka, a to  $mmHg$  (milimetr sloupce rtuti, torr). Krevní tlak je tedy udáván v jednotkách, které odpovídají tlaku vyvolanému  $1 mm$  sloupce rtuti na jednotkovou plochu nebo někdy také tlaku vyvolanému působením  $1 cm$  vodního sloupce na jednotkovou plochu. Krevní tlak je udáván jako relativní k normálnímu atmosférickému tlaku, který je  $1,01325 \cdot 10^5 Pa$ . Je ale možné také měřit krevní tlak k nulové hodnotě okolního tlaku, tedy jako tlak absolutní.

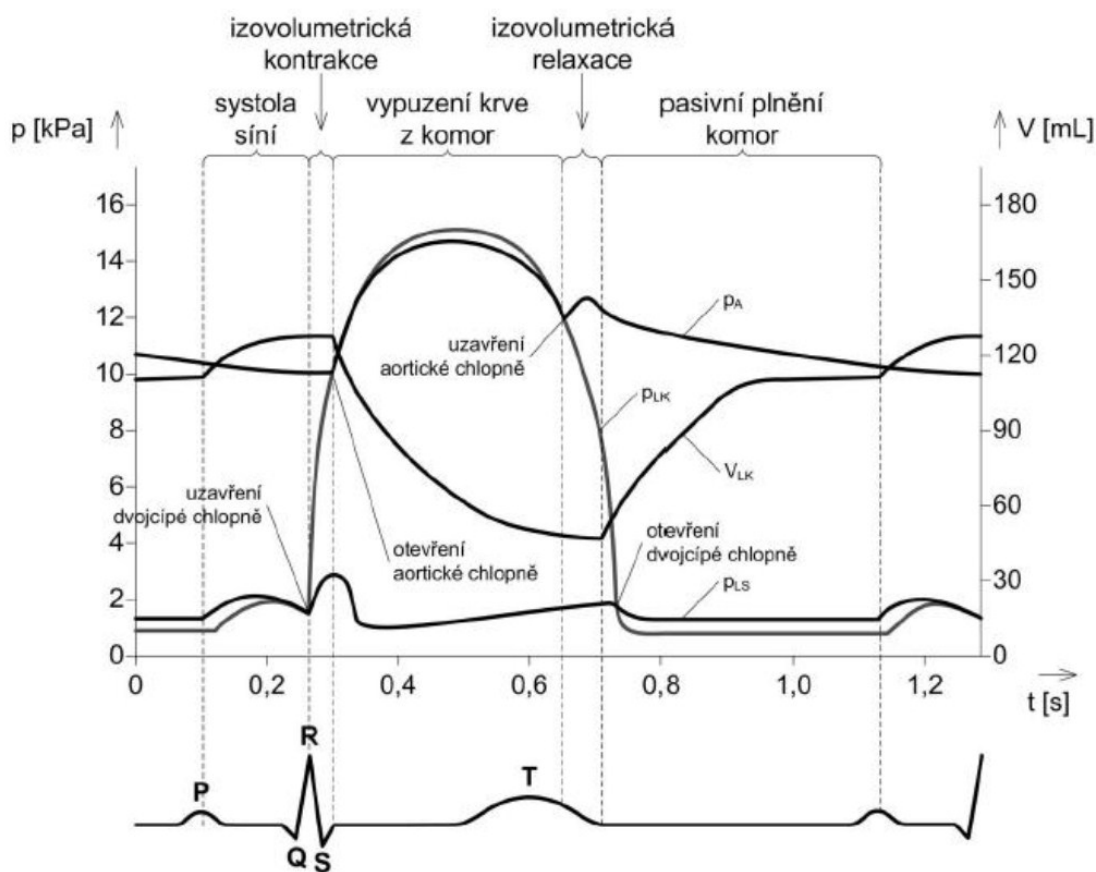
Převod jednotek krevního tlaku:

$$\begin{aligned} 1 \text{ mmHg} &= 133,325 \text{ Pa} \\ 1 \text{ cmH}_2\text{O} &= 98,0665 \text{ Pa} \end{aligned} \tag{2.1}$$

Hodnota krevního tlaku vzhledem k tlaku atmosférickému:

$$\begin{aligned} 1,01325 \cdot 10^5 \text{ Pa} &= 760 \text{ mmHg} \\ 1,01325 \cdot 10^2 \text{ Pa} &= 1033 \text{ cmH}_2\text{O} \end{aligned} \quad (2.2)$$

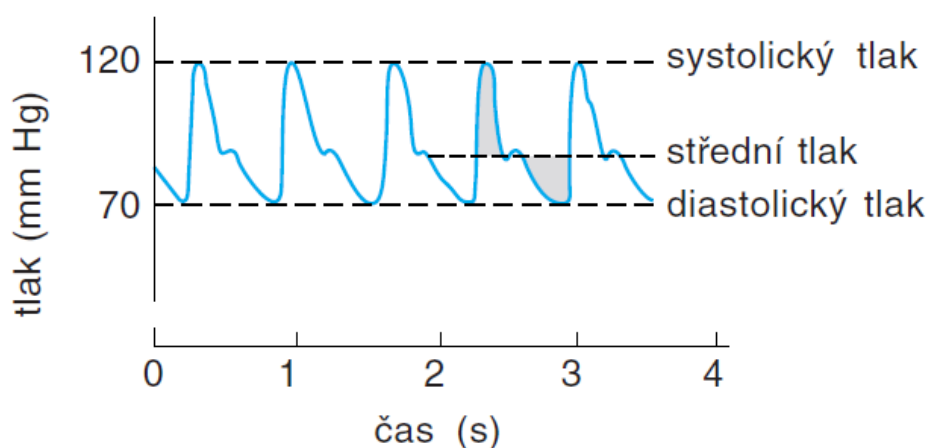
Krevní tlak kolísá v závislosti na činnosti srdce mezi dvěma hodnotami, mezi tlakem systolickým a tlakem diastolickým, proto se také udává dvěma čísly, systolický jako první. Během systoly, kdy se srdce stahuje a vypuzuje krev do tepen, nastává rychlý vzestup tlaku, který pomalu klesá při relaxaci, diastole, srdce, dokud nepříjde další systola a srdce se opět nestáhne. Z tohoto vyplývá, že krevní tlak je na své nejvyšší hodnotě těsně po kontrakci komor, tlak systolický, a nejnižší těsně před vypuzením krve do tepen, tedy tlak diastolický, který je zároveň měřítkem periferního odporu. [1]



Obr.2 Průběh krevního tlaku v srdci v závislosti na jeho činnosti (EKG) [1]

Na Obr.2 lze vidět průběh tlaku v levé síni ( $P_{LS}$ ), v levé komoře ( $P_{LK}$ ) a v aortě ( $P_A$ ) v závislosti na mechanické práci srdce, tedy na změně objemu v levé komoře ( $V_{LK}$ ), a v závislosti šíření vzruchu srdcem ( $EKG$ ). Je zde také znázorněna izovolumetrická kontrakce u systoly levé síně, kdy roste tlak, ale nemění se objem a izovolumetrickou relaxaci u diastoly levé komory, kdy tlak klesá a objem se také nemění.

U centrálního arteriálního tlaku, tlaku ve velkých arteriích a v jejich blízkosti je možné stanovit také střední hodnotu krevního tlaku, což je hodnota, která rozdělí jednu periodu tlakové křivky tak, že plochy nad a pod touto hodnotou jsou stejné.



**Obr.3 Tlaková křivka z brachiální arterie [3]**

Na Obr.3 je znázorněn vztah systolického a diastolického krevního tlaku ke střednímu tlaku, který je průměrný tlak po dobu srdečního cyklu. Protože systola je kratší než diastola, je střední tlak lehce nižší než poloviční hodnota mezi systolickým a diastolickým tlakem, stanoven může být pouze integrací plochy pod tlakovou křivkou, avšak přibližně se rovná diastolickému tlaku plus jedné třetině tlaku systolického. Výpočet středního tlaku lze aproximovat vztahy:

$$MAP = DBP + \frac{PBP}{3} \quad (2.3)$$

$$PBP = SBP - DBP \quad (2.4)$$

---

Kde

MAP (*Mean arterial pressure*) – střední krevní tlak

DBP (*Diastolic blood pressure*) – diastolický krevní tlak

PBP (*Pulse blood pressure*) – pulsní krevní tlak

SBP (*Systolic blood pressure*) – systolický krevní tlak

Dostáváme tedy vztah pro výpočet střední hodnoty krevního tlaku, a to:

$$MAP = \frac{SBP - DBP}{3} + DBP \quad (2.5)$$

Tato rovnice pro výpočet středního tlaku může být ale velmi nepřesná. Počítá se zde s hodnotami systolického a diastolického krevního tlaku, který může být ovlivněn, stejně jako celá tlaková křivka, mnoha faktory. Mezi základní patří:

1. *Minutový srdeční výdej*, což je množství vypuzené krve ze srdce za jednu minutu. Je dán tepovou frekvencí a objemem vypuzené krve během systoly (přibližně 70 ml). Bývá velmi ovlivněn okolními vlivy, které na organismus působí, například různé stresové situace nebo situace podporující vyšší vyplavování hormonu adrenalin do krve, který způsobuje zvýšení tepové frekvence.

A již výše zmíněné faktory ovlivňující krevní tlak

2. *Elasticita arteriálních stěn*
3. *Periferní odpor krevního řečiště*
4. *Viskozita krve*

Jako normální hodnoty krevního tlaku lze považovat u dospělého člověka hodnoty do 140/90 mmHg, což odpovídá systolickému tlaku 18,7 kPa a diastolickému tlaku 12 kPa. Hodnota krevního tlaku se mění také s věkem a pohlavím. Od dětství se zvyšuje arteriální systolický tlak od hodnoty zhruba 75 – 80 mmHg, arteriální diastolický tlak nepřesahuje hodnotu 95 mmHg.

Hodnoty krevního tlaku do 120 – 140 mmHg systolický a 80 - 90 mmHg diastolický jsou považovány za hodnoty fyziologické. Pakliže se krevní tlak pohybuje v hodnotách vyšších než je 140 mmHg systolický a 90 mmHg diastolický, hovoříme o hypertenzi a pokud jsou hodnoty tlaku krve nižší než hodnoty fyziologické, hovoříme o hypotenzi.

Vzhledem k stále pohodlnějšímu životnímu stylu, k mírným sklonům k obezitě a neustálému vystavování se stresovým situacím, což jsou všechno rizikové faktory zapříčiňující

---

vznik hypertenze, je dnes také hypertenze nejčastějším kardiovaskulárním onemocněním. Takto neléčený vysoký krevní tlak může být pro lidské zdraví velmi nebezpečný. Může způsobit v organismu nevratné změny na celém kardiovaskulárním systému a proto je nutné tento stav léčit. Pro nasazení kvalitní léčby je tedy nutné, aby měl doktor dostatečné informace o tlakových změnách v delším časovém intervalu.

Takovému měření krevního tlaku, měření v delším časovém intervalu, nazýváme měření spojitě, jinak také kontinuální. Krevní tlak se mění podle psychického a fyzického stavu člověka, jeho změna může být ale také reakcí na příčiny, které s okamžitým stavem člověka nemají žádnou souvislost. Jedná se například o reakci na léčbu, kdy může k tlakové změně dojít buď bezprostředně po podání léku, nebo během několika dní po podání. Je tedy důležité a mnohdy nezbytné snímat krevní tlak po celou tuto dobu, kvůli neustálému sledování reakce arteriálního systému na aplikovanou léčbu.

Ovšem krevní tlak může podat velmi důležitou informaci o okamžitém stavu monitorovaného pacienta. Monitorováním krevního tlaku v průběhu dne by mohlo být užitečné například v péči o staré či nemocné lidi nebo lidi se zdravotním handicapem v dnes stále se rozšiřujícím systému domácí vzdálené péče – HomeCare. Kromě včasné reakce ošetřujících lékařů při stálé kontrole krevního tlaku a případném selhání životních funkcí u těchto pacientů, kteří mohou v důsledku tlakových změn upadnout do bezvědomí a nejsou schopni přivolat si sami pomoc, by bylo kontinuální snímání přínosné také k správné diagnostice zdravotních problémů, a tedy k nastavení správného postupu léčby.

Měření krevního tlaku a tak mít možnost vyhodnocení okamžitého stavu člověka by se jistě uplatnilo také u jedinců sice zcela zdravých, ale vykonávajících povolání v rizikovém prostředí, a to například u hasičských jednotek. Zde by pak bylo možné za pomoci systému monitorujícího momentální zdravotní stav hasiče předejít různým úrazům a krizovým situacím, plynoucích z působení rizikového vnějšího prostředí na organismus hasiče. Zasahující hasič by tak mohl být včas upozorněn na hrozící nebezpečí nebo kolaps jeho organismu v důsledku například přehřátí nebo nedostatečné ventilace v zakouřených místech. Stejný systém pro vyhodnocování okamžitého stavu organismu by se uplatnil jistě také u jednotek armády, u policejních jednotek, u důlních záchranářů a dalších.

Kontinuální měření krevního tlaku by bylo výhodné použít například také při vystavení organismu extrémním podmínkám. Například při extrémním teple nebo naopak extrémní zimě. Jistě by se kontinuální měření využilo při léčbě chladem v takzvaných poláříích. Tělo je zde vystaveno extrémním teplotám až -170 °C. V místech na lidském těle, kde je tenká tuková vrstva dojde k stažení cév a tím dojde v těchto místech ke zpomalení metabolismu, který se při opětovném zahřívání znásobí. Stažení cév je pak spojeno se zvýšením srdeční činnosti, která tak vyrovnává teplotní změny v organismu. Proto by jistě bylo velmi přínosné zaznamenávat hodnoty krevního tlaku jak během terapie, tak také určitý časový interval bezprostředně po terapii.

---

Ideální by bylo, aby měřící aparát pro kontinuální měření krevního tlaku nijak nezatěžoval pacienta a tím nezkresloval naměřené hodnoty. Sondy pro měření by měly být malé, snadno aplikovatelné a co možná nejvíce odolné proti poškození. Také by bylo velmi vhodné, aby se těmito sondami daly měřit také jiné důležité biosignály, jakými jsou například EKG signál nebo pletysmografický signál. [1],[3],[4],[6]



---

## 3 Měření krevního tlaku

Krevní tlak lze měřit metodou přímou, kdy je nutný vstup do cévního řečiště pro zavedení kanyly a tudíž invazivního přístupu, který zatěžuje pacienta, nebo metodou nepřímou, která je neinvazivní, a tedy výhodnější pro ambulantní uplatnění. Měření krevního tlaku lze dělit také na měření diskrétní, v jednotlivých časových okamžicích nebo měření spojitě, kontinuálně, například po dobu jednoho dne.

### 3.1 Nepřímé metody

Nepřímé metody měření krevního tlaku spočívají na principu zúžení průsvitu cévy, tím tedy zúžení průtoku krve tepnou, za pomoci nafouknuté manžety, napojené na rtuťový tonometr. Manžeta, včetně celého zařízení pro měření tlaku se nachází vně těla pacienta, jde tedy o metodu zcela neinvazivní. Manžeta se umísťuje ideálně na levou paži tak, aby zaškrtila brachiální artérii. Na tomto místě krevní tlak dobře kopíruje tlak centrální.

Po nahuštění manžety nad hodnotu předpokládaného systolického tlaku, dochází k pozvolnému odpouštění vzduchu z manžety. Působí-li manžeta na tepnu vyšším tlakem, než je její systolický tlak, dojde k uzavření tepny a tak k zastavení průtoku krve v ní. Při pomalém upouštění vzduchu z manžety, tedy pomalém zprůchodňování tepny, dochází k obnovení krevního průtoku, který se projevuje turbulencemi proudění za zúženým místem. Tyto turbulence registrujeme jako takzvané Korotkovovy ozvy, které v okamžiku svého výskytu signalizují, že se tlak v manžetě vyrovnal tlaku systolickému. Po dalším upouštění vzduchu z manžety dojde k úplnému vymizení turbulentního proudění a opětovnému návratu laminárního, tím dojde k vymizení Korotkovových ozev a v tento moment se tlak v manžetě rovná tlaku diastolickému. Pro registraci Korotkovových ozev, tedy pro registraci průtoku pod manžetou se nejčastěji využívá:

- Auskultační metoda, která slouží k detekci změn průtoku za pomoci fonendoskopu.
- Oscilometrie, která slouží k detekci oscilací nafouknuté manžety.

[1],[6]

### 3.2 Přímé metody

Přesnějších výsledků při měření krevního tlaku dosahují takzvané přímé metody, kdy se krevní tlak měří přímo v cévním systému. Je tedy nutné zajistit u pacienta cévní přístup a zavést tak přímo do cévního systému katétr nebo kanylu. Tlak krve v

Takováto měření jsou nejčastěji založena na hodnocení změny odporu nebo kapacity tlakového snímače, který se může nacházet buď přímo uvnitř pacienta, hovoříme pak o

---

intravaskulárním senzoru tlaku, nebo vně pacienta, hovoříme pak o extravaskulárním senzoru tlaku. [1],[6]

### 3.2.1 Extravaskulární měření krevního tlaku

Jedná-li se o extravaskulární měření tlaku, používá se společně se senzorem také katétr vyplněný kapalinou, které zajišťuje přenos tlaku mezi místem snímání a senzorem, který je tak umístěn mimo tělo pacienta.

Katétr musí být vyplněn kapalinou, která není pro pacienta nijak nebezpečná, protože zasahuje přímo do krevního řečiště. Touto kapalinou bývá fyziologický roztok, kterým se katétr kontinuálně proplachuje, čímž je zajištěna nesrážlivost krve v katétru. V senzoru umístěném mimo tělo pacienta působí tlak tekutiny z katétru, která přenáší tlak krve, na membránu v tomto senzoru, která tak tlakové změny přenáší na, nejčastěji, tenzometrický můstek, kde můžeme tyto tlakové změny vyhodnotit jako změnu odporu a při konstantním napájení také jako změnu napětí, která bude přímo úměrná změně tlaku.

Měření pomocí soustavy katétr a extravaskulární snímač je velmi závislé na délce katétru, jeho průměru, tuhosti stěn, na objemových změnách měřicí komůrky ve snímači a na vlastnostech kapaliny. Proto jsou požadavky na ideální soustavu minimální délka katétru, minimální průměr, nulové objemové změny uvnitř komůrky snímače, velká tuhost stěn katétru a minimální součinitel tření vnitřních stěn. [1],[6]

### 3.2.2 Intravaskulární měření krevního tlaku

Při intravaskulárním měření krevního tlaku se stejně jako u extravaskulárního měření používá katétr, nicméně v tomto případě je snímač umístěn přímo na špičce samotného katétru, což znamená, že snímací element je v přímém kontaktu s krví, tlakové změny se nepřenášejí tekutinou, ale jsou měřeny snímány přímo v místě měření. Nevýhodou takového katétru je jeho velká mechanická choulostivost a menší odolnost vůči krevním sraženinám.

Snímače na konci katétru bývají nejčastěji optické nebo polovodičové elementy. Na špičce katétru je membrána, která přenáší tlakové změny buď na změnu odporu, tedy na změnu napětí při konstantním napájení polovodičového snímače nebo na změnu odrazné plochy pro světelné paprsky které tuto informaci přenášejí dále k detektoru optického snímače.

Vzhledem k tomu, že jsou tyto senzory v přímém kontaktu s krví, bývají mnohdy určeny společně s katétre pouze k jednomu použití, popřípadě k několika málo opakovanému použití, na rozdíl od extravaskulárních snímačů, které lze relativně bezproblémově sterilizovat. Navíc bývají tyto senzory konstrukčně velmi náročné, proto je zde cena vyšší než u extravaskulárních senzorů, a tedy zatím nejsou rutinně používány.

Jistě velkou výhodou přímých měřících metod je jejich velice přesné a kontinuální měření krevního tlaku pacienta. Katetrizačními metodami lze měřit přesné hodnoty tlaku ať už přímo

---

v srdci nebo blížící se co nejblíže tlaku v srdci, což je důležité při diagnostikování zdravotního stavu pacienta a pro stanovení kvalitní léčby. Ovšem velkou nevýhodou je invazivní přístup do cévního systému, s čímž může být spojena řada problémů, jako jsou například zavedení infekce nebo vznik trombů. Proto by bylo jistě vhodné měřit hodnoty kontinuálního krevního tlaku pomocí jiných metod, takových, které by pacienta co nejméně omezovaly, a úplně by zde byla odbourána nutnost invazivního přístupu. [1],[6]

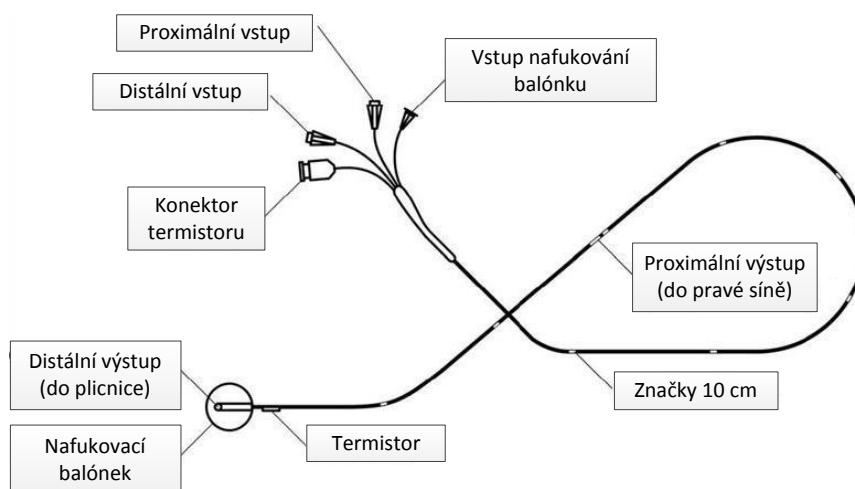
---

## 4 Kontinuální měření krevního tlaku

Nejpřesnějším kontinuálním měřením krevního tlaku, to znamená, měřením spojitým v čase, jsou dnes pouze invazivní měřicí metody, a to ať už intravaskulární nebo extravaskulární. Tyto metody se nejčastěji používají při operačních výkonech, u pacientů v kritických stavech nebo tam kde je nutné kontinuální tlak snímat a nelze použít metody jiné.

Při invazivním snímání krevního tlaku je nutná katetrizace, to znamená, je nutné zavést katétr do cévního řečiště. Nejčastěji se používá takzvaný Schwan - Ganzův katétr, který je vlastně dutou tenkou trubičkou s otvorem na straně která je zavedena do pacienta se spojkou na straně druhé, kterou se tento katétr připojuje k měřicímu čidlu. Celý katétr je vyplněn fyziologickým roztokem, který přenáší tlakové změny na senzor umístěný vně těla pacienta, jedná se tedy o metodu extravaskulární.

Nevýhodou této metody je, že katétr je vyroben z měkkého a poddajného materiálu, kvůli snadné manipulaci, a ten se může vlivem působení krevního tlaku deformovat a zanášet tak chybu do měření. Z toho důvodu jsou na katétr a celý měřicí řetězec kladeny jisté požadavky, (viz kapitola 3.2.1). Výsledná hodnota měření je také závislá na poloze katétru a snímače, kdy musejí být obě tyto části umístěny na stejné úrovni, tedy ve výšce, kde se nachází místo měření, aby nedocházelo k chybě vlivem hydrostatického tlaku, působícího na kapalinu v katétru.



Obr.4 Schwan - Ganzův katétr [1]

Za kontinuální měření lze s jistou tolerancí považovat také oscilometrické měření krevního tlaku s automatickou detekcí obnovení krevního průtoku.

Tím že se jedná o metody oscilometrické, kdy dochází k úplnému zastavení průtoku krve cévou pod nafouknutou manžetou, nelze takto tlak měřit spojitě v čase, kvůli nutnosti

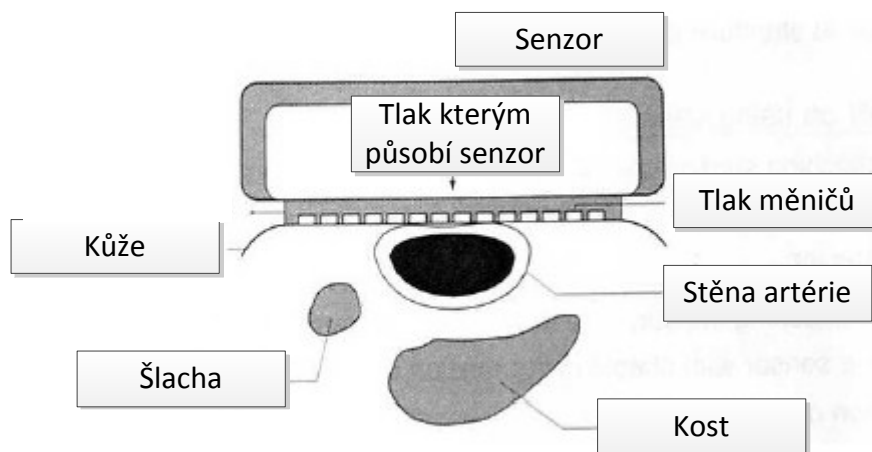
opětovného zprůchodnění cévy pro krev. Proto dostáváme informaci o hodnotách tlaku pouze v těchto okamžicích. Pro takovéto měření krevního tlaku platí pravidlo, že další měření by mělo probíhat minimálně pět minut po předchozím, aby za tuto dobu došlo k úplnému obnovení průtoku cévou.

Tato metoda měření se užívá k takzvanému Holterovskému monitorování krevního tlaku. Pacient má manžetu umístěnou na paži neustále a je velmi důležitá jeho spolupráce při měření. Při každém měření, na které přístroj předem upozorní zvukovým signálem, je důležité, aby pacient uvolnil paži, na které je manžeta připevněna, a nechal ji uvolněnou po celou dobu měření. Toto sebou nese pro pacienta jistá omezení a navíc je každé nafukování tlakové manžety na končetině nepříjemné, a to obzvláště v době spánku. [1],[3],[6]

Ačkoliv lze krevní tlak měřit kontinuálně uvnitř krevního řečiště, není toto měření příliš vhodné pro okamžitou aplikaci. Je nutný invazivní přístup a poměrně složité zavádění katétru, které může trvat až 30min. Na základě těchto úskalí byly vyvinuty dvě metody pro plně neinvazivní kontinuální měření krevního tlaku, metoda tonometrická a fotopletysmografická.

## 4.1 Tonometr

První arteriální tonometr byl představen v roce 1963. Jedná se o přístroj, respektive metodu, kterou lze neinvazivně zaznamenávat průběžné hodnoty krevního tlaku. Tlak je měřen z povrchových tepen, nejčastěji z tepny radiální, neboť zde lze snímač snadno umístit. Jako senzor bývá použita pružná membrána nebo častěji senzorové piezoelektrické pole, které bývá přiloženo na kůži nad pulsující tepnu. Toto pole senzorů leží kolmo k ose tepny. Senzor ke kůži pacienta připevňují manžetou. Tato manžeta společně s měniči svírá zápěstí konstantním tlakem a snímá na měničích oscilace způsobné měnění se tlakovou vlnou. Pokud dojde k zvýšení krevního tlaku, zvýší se ztuhlost a napětí arteriální stěny, což bude mít za následek, že arteriální stěna bude část tlakové síly pohlcovat. Musí tedy dojít ke kontrole přidržovacího tlaku v manžetě se snímačem, aby nedocházelo k chybnému měření.



**Obr.5 Schématické znázornění měření pomocí piezoelektrického snímače [10]**

---

Při měření touto metodou je nutná kalibrace pro kontinuální měření, která je zajištěna přítomností oscilometrické manžety předřazené před samotným snímačem. Manžeta je umístěna na paži a slouží pro nalezení hodnoty systolického a diastolického tlaku před počátkem kontinuálního měření. Re-kalibrace pomocí oscilometrické manžety probíhá vždy v pravidelných intervalech.



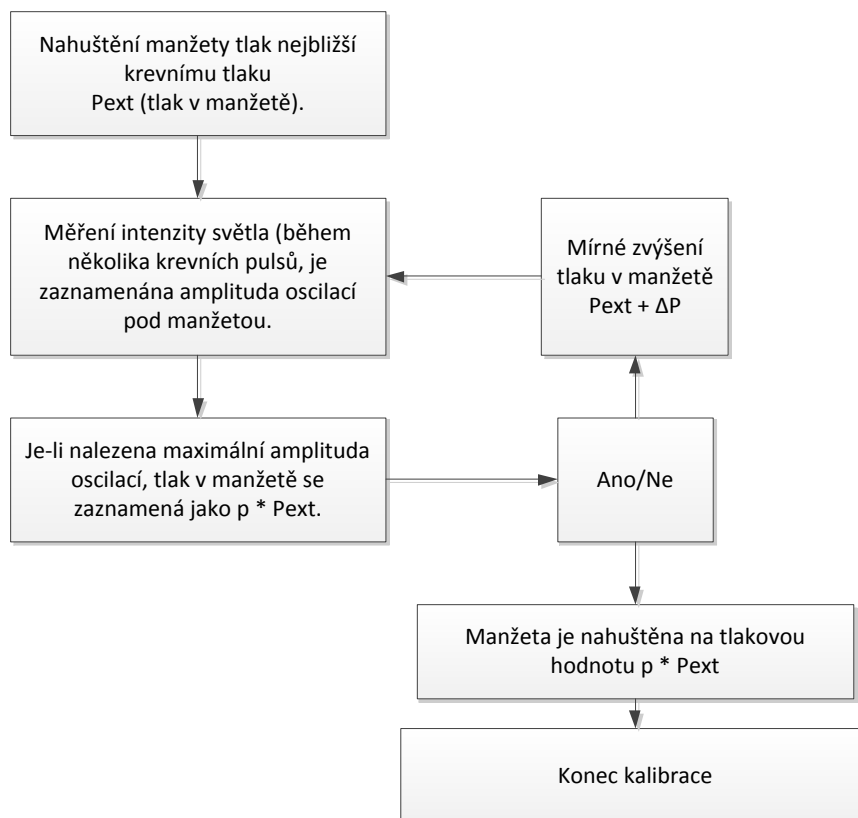
**Obr.6 Arteriální tonometr [10]**

Při měření touto metodou je dosahováno přesnosti  $\pm 8,88$  mmHg, proto je měření vhodné pro odhad časového průběhu arteriálního tlaku. Nicméně u této metody jsou nutná kalibrační a následná re-kalibrační oscilometrická měření systolického a diastolického tlaku. Není popsáno, zda se tyto měření, vzhledem k fyziologii cévního systému a jeho vypořádáním se s uzavřením krevního průchodu, nepromítnou do výsledných hodnot krevního tlaku. Tento artefakt je zde odstraněn lineární interpolací mezi kalibračně naměřeným tlakem v manžetě na paži a tlakem naměřeným bezprostředně po kalibračním měření. Tento model bude s mírnou odchylkou fungovat pro málo se měnící rozsah tlaků, pokud by však docházelo k velkým tlakovým změnám, bude měření značně nevěrohodné. [7],[10]

## 4.2 Digitální pletysmografie

Kontinuální měření krevního tlaku pomocí fotopletysmografické metody je jediným klinicky využívaným principem měření. Tato metoda je založena na měření pomocí malé vzduchové manžety umístěné u kořene jednoho z prstů ruky. Dnes bývá přímo v manžetě umístěn fotopletysmografický senzor pro snímání průtoku krve, u starších modelů je tento senzor umístěn na tomto samém prstu ruky až za manžetou. Manžeta i senzor jsou připojeny do centrální řídicí jednotky, která řídí nafouknutí a případné upouštění vzduchu z manžety.

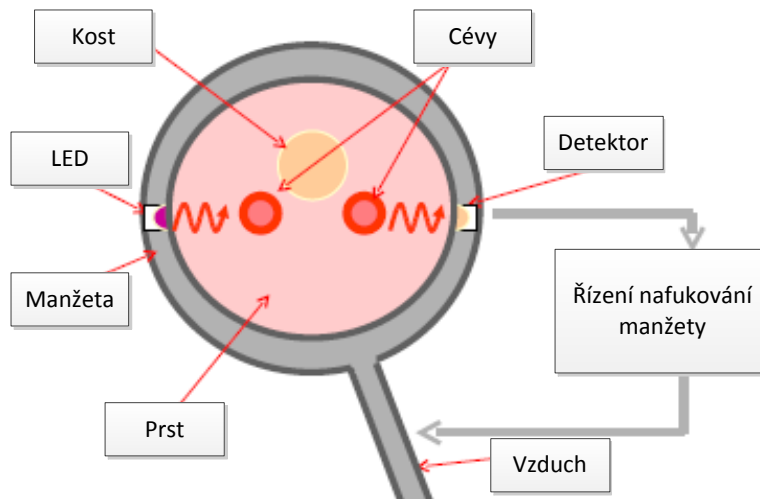
Princip této metody spočívá v tom, že manžeta je nafouknuta na hodnotu tlaku takovou, aby ta byla co nejbližší hodnotě, která by již zcela omezila průtok krve pod manžetou. Řídící jednotka je tedy zařízení, které reguluje tlak v manžetě na takovou hodnotu, aby průtok krve pod ní byl konstantní. Tento tlak tedy neustále osciluje a jeho hodnoty odpovídají krevnímu tlaku v daném místě. Před samotným měřením je nutná kalibrace, která probíhá v několika krocích.



**Obr.7 Schéma kalibrace pro prstovou manžetu**

Po kalibraci je přístroj připraven na dynamické měření krevního tlaku, kdy udržuje ve fotopletysmografickém senzoru intenzitu světla prošlého tkání konstantní.

Bylo zjištěno, že nejpřesnějším místem pro měření je palec, kde je dosaženo přesností  $\pm 4,8$  mmHg pro systolický tlak a  $\pm 1,49$  mmHg pro diastolický tlak oproti intraarteriálnímu tlaku, měřeném současně.



**Obr.8 Schéma měřicího principu [10]**

Jak ukazuje obrázek, je zde pro snímání a následnou regulaci tlaku v manžetě využit fotopletysmografický senzor. Pletysmografie je obecně diagnostická metoda, při které je měřena úroveň prokrvení tkání.



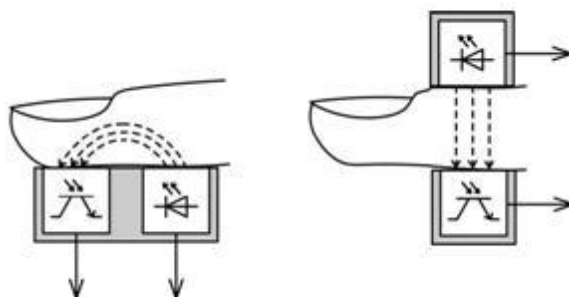
**Obr.9 Aplikace měřicího přístroje Finapres [7]**

Při měření se tkáň osvětluje konstantním světelným zdrojem, nejčastěji je ve snímačích užitá LED dioda. Je možné dvojí snímání, buď reflexní snímání, kdy je LED dioda umístěna vedle světlo citlivého prvku nebo transmisní snímání, kdy je LED dioda umístěna naproti světlo citlivého prvku. Tento světlo citlivý prvek detekuje změnu světla odraženého, při reflexní



---

metodě, nebo propuštěného, při transmisní metodě, tkání a tuto změnu převádí na elektrický signál.



**Obr.10 Schématické naznačení reflexního a transmisního snímání [1]**

Při kontinuálním měření krevního tlaku pomocí fotopletysmografické metody se častěji užívá reflexního principu, neboť se tímto omezuje artefakt způsobený různou tloušťkou prstů pacientů.

Vzhledem k tomu, že tato metoda pracuje na předpokladu, že tlakové změny krve pod manžetou pocházejí pouze z artérií, neboť větvy a vlásečnice jsou vyšším tlakem v manžetě uzavřeny, již nebere v úvahu to, že krev artérií stále protéká a tím se zvyšuje objem krve ve vénách, což vede ke zvýšení tlaku v nich, který se srovná s tlakem v arteriích. Tyto artefakty mohou značně znehodnotit měření. [7],[10]

---

## 5 Diagnostika šíření biologických signálů

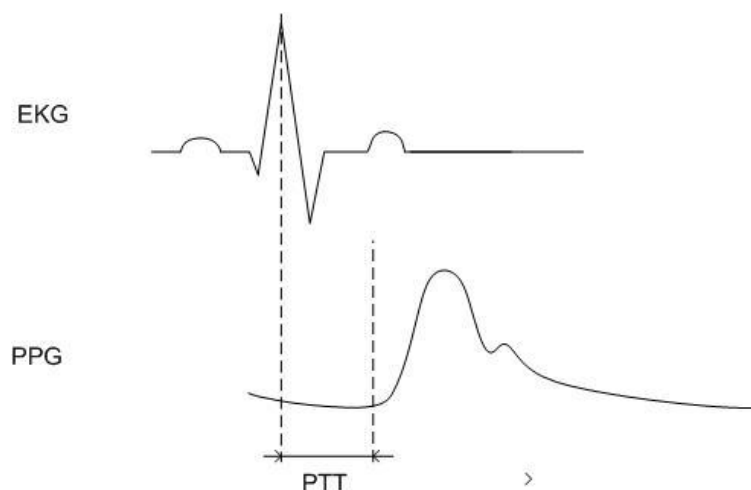
Při každé srdeční systole je z levé komory vypuzena krev do aorty a v cévním systému tak vznikne tlaková vlna, která se dále celým tímto systémem šíří. Se vzrůstající vzdáleností postupně tlaková vlna zaniká, proto není možné naměřit tlak v jednotlivých úsecích stejný. Zánik vlny je úzce spojen s elasticitou cév. Nicméně rychlost šíření pulsní vlny je jednou z neinvazivních metod, jak detekovat změny tlaku v krevním řečišti.

Vzniklá tlaková vlna je označována jako pulsní vlna a čas, za který se dostane tato pulsní vlna od srdce na jiné místo cévního systému, je označován, jako Pulse Transmit Time – PTT.

Vzhledem k tomu, že se PTT používá v mnoha aplikacích, jako je například měření arteriální tuhosti, již toto signalizuje, že bude PTT velmi úzce souviset s krevním tlakem.

Rešerše dané problematiky [kapitola6] ukazuje, že hodnota PTT měřená na jednom místě je závislá na parametrech cévního řečiště, jako jsou elasticita, tloušťka cévní stěny a průměr cévy, a na velikosti krevního tlaku. Parametry cévního řečiště by mohly být pro každého jednotlivce považovány za konstantu, která v sobě bude také zahrnovat vzdálenost mezi dvěma měřenými místy. Tato konstanta je dána tím, že cévní systém není systémem statickým a proto bude u každého měřeného subjektu jiná.

Detekovat čas šíření pulsní vlny lze více způsoby. Jedním z nich je měření mezi R-vlnou z EKG záznamu a výchozím bodem následující pulsní vlny. Je tedy zapotřebí znát čas, kdy srdce vypudí krev do krevního řečiště a čas, kdy se pulsní vlna objeví v místě měření vzdálenějšího od srdce, například prst ruky. Tyto parametry lze jednoduše zjistit pomocí běžně měřených biosignálů (EKG, pletysmografie).



**Obr.11 PTT vyšetřovaný z EKG [12]**

---

Při určení časového zpoždění pulsni vlny se nejčastěji užívá vzdálenosti mezi R-vlnou a počátkem následující pulsni vlny. Lze ale ovšem určit hodnotu PTT také jako vzdálenost R-vlny od vrcholu následující pulsni křivky.

Snímače pro měření biosignálů potřebných k určení PTT jsou rozměrově malé, dají se jednoduše a pevně připevnit na lidské tělo (nalepovací elektrody) a pacienta tak moc neobtěžují. Navíc se dlouhodobé EKG měření provádí pro diagnostiku jiných srdečních poruch, jako Holterovské měření. Zjištění krevního tlaku pomocí měření času šíření pulsni vlny je tak nejméně náročné na nutná měření biosignálů a pro pacienta je nejméně obtěžující. [10]

---

## 6 Rešerše publikované literatury

### 6.1 Východiska rešerše

Metoda kontinuálního neinvazivního měření krevního tlaku v závislosti na šíření pulsní vlny, je rozebírána v mnoha odborných článcích, popisujících různé postupy vyhodnocování naměřeného signálu v závislosti na možnostech měření tlakové křivky.

Rešerše byla provedena přes zdroje Ústřední knihovny Vysoké školy báňské-Technické univerzity Ostrava a následně přes zdroje databáze IEEEExplore, ve které bylo nalezeno velké množství materiálu, týkajícího se řešené problematiky.

Rešerše byla provedena jako první bod celé práce a na základě získaných výsledků bylo následně přistoupeno k plnění jednotlivých cílů práce.

### 6.2 Výsledky rešerše

Zde je výčet významných publikací, týkajících se problematiky kontinuálního neinvazivního měření krevního tlaku na základě šíření pulsní vlny se shrnutím závěrů, ke kterým autoři dospěli. Z výsledků rešerše je zřejmé, že metoda kontinuálního neinvazivního měření krevního tlaku je stále velmi diskutována.

Ukazuje se, že existuje celá řada postupů pro vyhodnocení krevního tlaku na základě šíření pulsní vlny. Tyto jednotlivé postupy pro vyhodnocení krevního tlaku se liší, respektive jsou vždy závislé na použité metodě pro měření krevního tlaku.

Rešerše ukázala, že v současné době je pro diskutované vyhodnocení krevního tlaku na základě šíření pulsní vlny, užívána neinvazivní, nejčastěji oscilometrická nebo auskultační, metoda měření krevního tlaku.

Cílem rešerše bylo zjistit, jaká existuje závislost mezi hodnotou krevního tlaku a hodnotou PTT, jak je tato závislost určována a jakým způsobem se vypočítává hodnota krevního tlaku na základě PTT.

**Název:** Kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku pomocí PTT (pulse transit time)

**Autoři:** Parry Fung, Dumont, G., Ries, C., Mott, C., Ansermino, M., Dept. of Electr. & Comput. Eng., British Columbia Univ., Vancouver, BC, Canada

**Publikováno:** Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04

Práce je zaměřena na ověření správnosti vzorce pro výpočet krevního tlaku na základě šíření pulsní vlny. Tento vzorec je odvozen ze vzorce pro zákon zachování energie, kdy předpokládáme, že práce, kterou vykoná pulsová vlna, je součtem kinetické a potenciálové energie této vlny:

---

$$F \cdot d = \frac{1}{2}mv^2 + mgh \quad (6.1)$$

Kde  $F$  bude síla, kterou působí krev na stěny cévy,  $d$  bude vzdálenost pulsni vlny od srdce,  $m$  bude hmotnost krve,  $v$  bude rychlost pulsni vlny,  $g$  bude gravitační zrychlení a  $h$  bude výškový rozdíl mezi srdcem a měřeným místem.

Síla, kterou působí krev na stěny cévy, může být popsána také jako rozdíl tlaku  $\Delta P$  na příslušném průměru cévy  $r$ :

$$F = \Delta P \cdot r \quad (6.2)$$

Po dosazení do předešlé rovnice získáme vztah:

$$\Delta P = \frac{1}{2} \frac{m}{r \cdot d} v^2 + \frac{m}{r \cdot d} gh \quad (6.3)$$

Ze vztahu pro hmotnost a objem je možné dopočítat hustotu:

$$\rho = \frac{m}{r \cdot d} \quad (6.4)$$

Rychlost je jistě vhodné definovat jako vzdálenost, kterou pulsni vlna urazila za čas, tedy za dobu PTT.

$$v = \frac{d}{PTT} \quad (6.5)$$

Po dosazení do vzorců je možné psát:

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \quad (6.6)$$

---

Změna tlaku  $\Delta P$  v arteriální části oběhu je asi 70% z celkové změny tlaku v cévách, proto:

$$P = \frac{\Delta P}{0,7} \quad (6.7)$$

$$P = \frac{1}{0,7} \left( \frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \right) \quad (6.8)$$

$$P = \frac{A}{PTT^2} + B \quad (6.9)$$

$P$  je zde hodnota krevního tlaku a  $A$  a  $B$  jsou konstanty charakterizující prostředí.

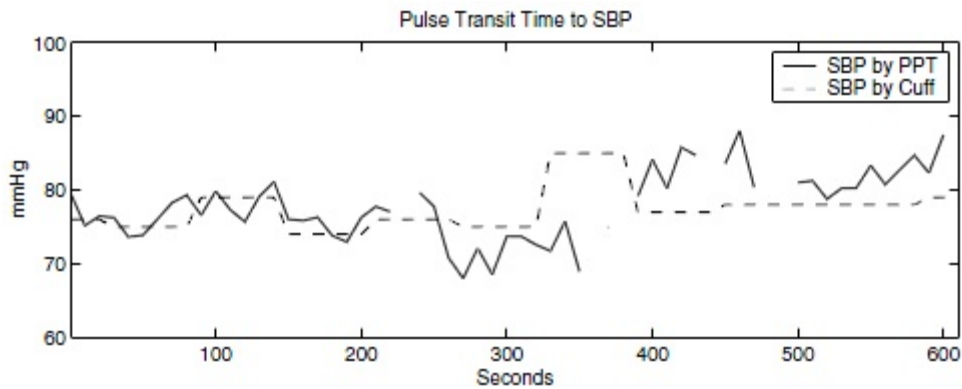
Hodnotu konstanty  $A$  lze vypočítat podle rovnice:

$$A = (0,6 \cdot \text{výška})^2 \cdot \frac{\rho}{1,4} \quad (6.10)$$

Konstantu  $B$  lze určit z minimálně dvou kalibračních měření krevního tlaku pomocí neinvazivních metod.

V této práci byl snímán EKG signál, PPG signál z různých míst těla a hodnota tlaku měřena neinvazivní metodou. Hodnota PTT byla určena jako časové zpoždění mezi vrcholem R-vlny a vrcholem první následující pulsí vlny.

Získané hodnoty PTT byly aplikovány do příslušné rovnice pro výpočet krevního tlaku. Měření probíhalo na 22 zdravých pacientech.



**Obr.12 Vypočtená hodnota krevního tlaku pomocí PTT vzhledem k naměřené hodnotě krevního tlaku [11]**

Při měřeních byla hodnota  $B$  získána z kalibračního měření nastavena jako konstantní po celou dobu měření. Chyba vy vypočtené hodnotě krevního tlaku vzhledem k hodnotě naměřené se pohybovala  $\pm 5$  mmHg.

V této práci byly data zpracovány až po jejich naměření, není zde objasněno, jak by se popisovaný algoritmus choval v real-time režimu. Ačkoliv se ukazuje, že výše uvedená rovnice pro výpočet krevního tlaku na základě PTT vykazuje relativně přesné výsledky, vzhledem k tomu, že byla studie provedena na zdravých pacientech, není zde zcela zřejmě objasněno, zda lze konstantu  $A$  a  $B$  získat stejným způsobem jak je výše uvedeno také pro pacienty trpící kardiovaskulárním onemocněním. [11]

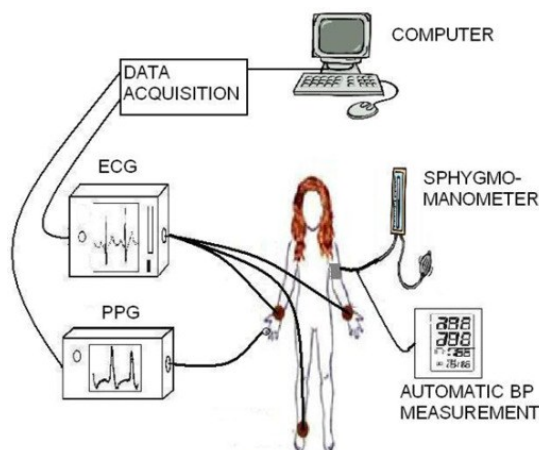
**Název:** Kontinuální monitorování krevního tlaku pod manžetou v pomoci PTT

**Autoři:** Shriram, R., Wakankar, A., Daimiwal, N., Ramdasi, D., Dept. of Instrum. & Control, Cummins Coll. of Eng. for Women, Pune, India

**Publikováno:** Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010

Tento článek popisuje metodu měření systolického krevního tlaku na základě měření oscilometrickou metodou a na základě měření PTT. Hodnota PTT je zde určena jako interval mezi R-vlnou snímaného EKG signálu a začátkem následující pulsí vlny.

Tlak je měřen neinvazivními metodami pomocí sphygmomanometru a pomocí automatického zařízení založeném na oscilometrickém principu. Společně s těmito metodami je snímán jeden kanál čtyřsvodového EKG a fotopletysmografický signál z prstu ruky, na které není umístěna manžeta pro snímání tlaku.



**Obr.13 Blokové schéma měření [12]**

Měření bylo provedeno na 23 jedincích, bez jakéhokoliv kardiovaskulárního onemocnění, včetně hypertenze, ve věku 18-60 let. Tyto osoby byly v průběhu měření v klidu, bez jakékoliv zátěže. Tlak byl měřen zároveň pomocí automatického zařízení, pomocí sphygmomanometru a odhadován z PTT.

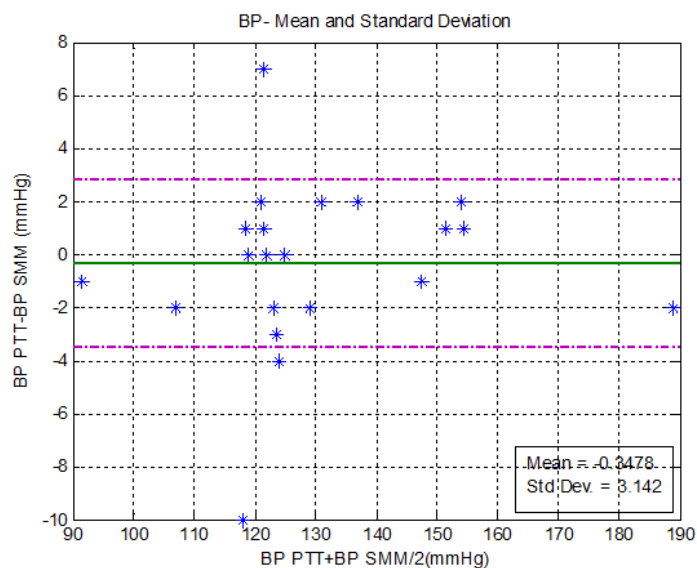
Tlak odhadovaný z PTT byl vypočítán pomocí vzorce:

$$BP = \frac{1}{\alpha} \left[ \ln \left( \frac{L^2 \cdot d \cdot P}{E_0 \cdot h} \right) - 2 \ln(PTT) \right] \quad (6.11)$$

Kde  $E_0$  je Youngův modul pružnosti pro cévní stěnu při nulovém tlaku,  $h$  je tloušťka stěny brachiální tepny,  $d$  je vnitřní poloměr brachiální tepny,  $\rho$  je hustota krve a  $L$  je vzdálenost prstu od srdce.

Hodnoty naměřeného tlaku a tlaku odhadnutého z BP byly statisticky zpracovány metodou vzájemné korelace. Ukázalo se, že korelační koeficient mezi hodnotami tlaku při měření sphygmomanometrem je 0,983 a průměrná chyba vyhodnocení tlaku z PTT se pohybovala v rozmezí  $\pm 3,1$  mmHg. Při měření pomocí oscilometrické metody byl korelační koeficient také 0,983 a průměrná chyba vyhodnocení tlaku z PTT se pohybovala v rozmezí  $\pm 3,3$  mmHg.





**Obr.14 Korelace hodnot tlaku měřených sphygmomanometrem a odhadovaného z PTT [12]**

Cílem studie bylo potvrdit možnost měření krevního tlaku na základě hodnoty PTT. Měření bylo provedeno na několika pacientech a chyby výsledků vzhledem k měření pomocí automatické oscilometrické metody nebo pomocí sphygmomanometru se pohybovaly v přijatelných mezích. Nicméně měření bylo prováděno pouze na zdravých osobách v klidovém stavu bez jakékoliv zátěže, proto nelze s určitostí tvrdit, že zvolená metoda výpočtu je zcela vyhovující stejně tak pro osoby trpící například hypertenzí nebo jinou kardiovaskulární nemocí.

Pro výpočet hodnoty krevního tlaku pomocí PTT je užít vzorec, ve kterém se vyskytují hodnoty jako tloušťka cévní stěny, průměr cévní stěny a vzdálenost prstu od srdce. Tyto hodnoty jsou jistě pro každou osobu odlišné, proto je zřejmé, že uvedený vzorec není možné aplikovat obecně. [12]

**Název:** Kontinuální měření krevního tlaku založené na PTT

**Autoři:** Li Dingli, Hangzhou Pan Yi, Chen Hang, Ye Shuming, Yan Hong, Coll. of Biomed. Eng. & Instrum. Sci., Zhejiang Univ.

**Publikováno:** Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008.

V této práci je poukázáno na nevhodnost měření krevního tlaku klasickými neinvazivními metodami při zátěži pacienta. Byl proto vyvinut měřicí systém vyhodnocující tlak krve na základě šíření pulsní vlny, který byl pro tuto studii aplikován na astronauta při jeho výcviku.

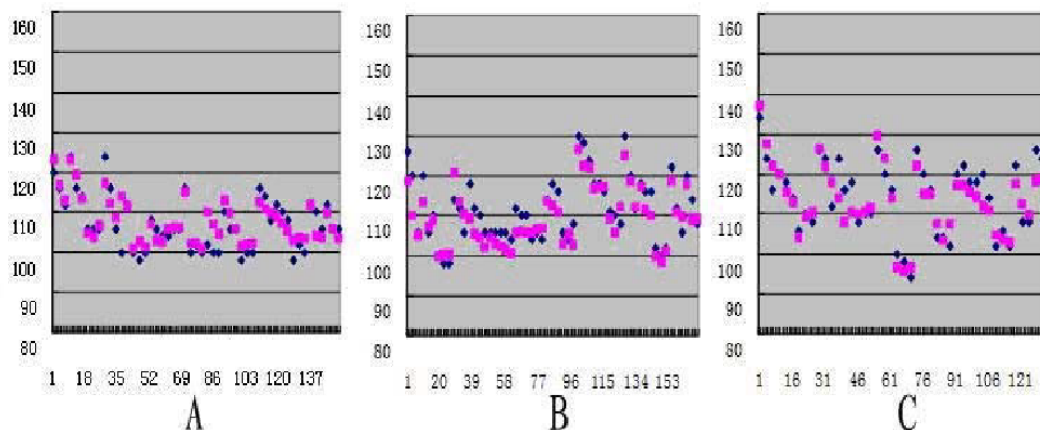
Hodnota PTT je určena jako vzdálenost mezi vrcholem R-vlny a vrcholem první následující pulsní vlny. Pro výpočet krevního tlaku na základě PTT byl použit vzorec:

$$\Delta P = \frac{2}{T_\gamma} \cdot \Delta T \quad (6.12)$$

Kde  $\Delta P$  vyhodnocená změna tlaku,  $\Delta T$  je hodnota PTT a  $T_\gamma$  je konstanta určující vlastnosti kardiovaskulárního systému. Hodnota tohoto koeficientu se nejčastěji pohybuje v rozmezí 0,016 mmHg až 0,018 mmHg.

EKG signál byl měřen klasického čtyřsvodového EKG, ne však z končetin, ale z hrudníku. PPG signál byl snímán z prstu levé ruky reflexním PPG senzorem. Pomocí waveletové transformace byly určeny vrcholy R-vln a vrcholy pulsních vln.

Měření probíhalo na třech dobrovolnících, kdy byla každých 5 min měřena hodnota krevního tlaku pomocí sphygmomanometru a porovnávána s hodnotou vypočtenou pomocí PTT. Hodnota vypočteného krevního tlaku v závislosti na PTT byla vyhodnocována vždy v 10 sekundovém okně pomocí metody klouzavého průměru.



**Obr.15 Výsledky měření modrá – krevní tlak měřen sphygmomanometrem  
růžová – krevní tlak vypočten pomocí PTT [14]**

Tato nový přístup pro výpočet krevního tlaku pomocí waveletové transformace k detekci EKG a PPG vyřešil problémy a nedostatky předešlých metod k určování PTT, jako je nedostatek synchronních hrotů EKG a PPG, které existují v jiných algoritmech pro vyhodnocování krevního tlaku na základě PTT. Nicméně je zde opět pro výpočet tlaku na základě PTT použit vzorec s konstantou určující stav kardiovaskulárního systému. V tomto vzorci je již tato konstanta pouze jedna, což přináší jisté zjednodušení oproti vzorcům předešlým, na druhou stranu je v práci určena tato hodnota jako interval, tedy není možné ji pokládat za obecnou pro veškeré případy kardiovaskulárních onemocnění, které mohou nastat. [14]

---

**Název:** Sekvenční analýza PTT a systolického krevního tlaku při dynamickém cvičení

**Autoři:** Porta, A. , Milan Gasperi, C. , Nollo, G. , Lucini, D. , Antolini, R. , Pagani, M. , DiSP LITA di Vialba, Univ. degli Studi di Milano

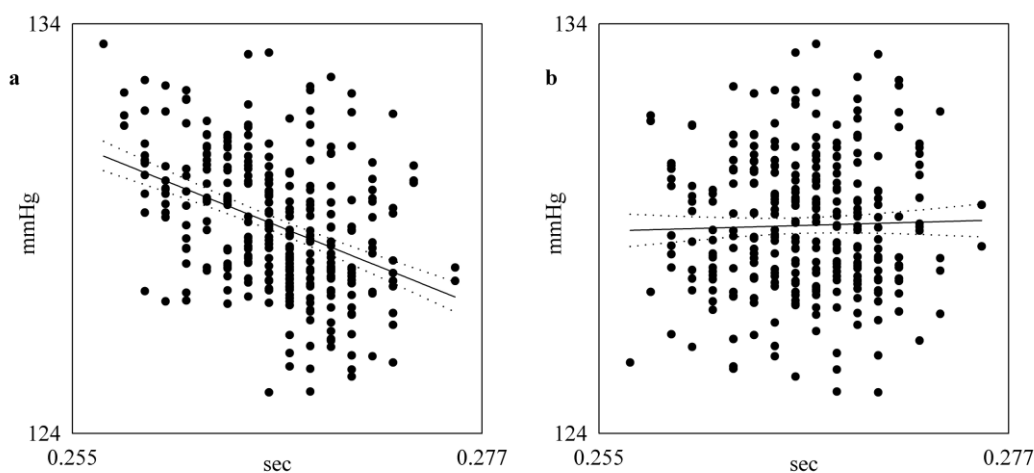
**Publikováno:** Computers in Cardiology, 2005

Cílem této studie bylo ověřit vztah mezi objevujícími se segmenty měnícího se krevního tlaku během dynamického cvičení a hodnotou PTT. Studie je založena na předpokladu, že závislost mezi okamžitými hodnotami krevního tlaku a PTT je minimální, vzhledem k vysoké variabilitě kardiovaskulárního systému. Z tohoto důvodu se také v profesionálních monitorech užívá sekvenčního vyhodnocování, respektive vyhodnocování pomocí plovoucího okna na jednotlivých úsecích.

Hodnota PTT je v této práci určována jako časový interval mezi vrcholem R-vlny EKG záznamu a vrcholem první následující pulsní vlny. Sekvence jsou v této studii chápány jako úseky záznamu, kde dochází ke změně tlaku, popřípadě změně PTT. Sekvence je určována vždy od vrcholu R-vlny až po uplynutí požadovaného času.

Měření probíhalo na 13 pacientech. Zároveň byl měřen záznam EKG, PPG a arteriální tlak. Hodnoty PPG a arteriálního tlaku byly měřeny pomocí kontinuálního neinvazivního snímače tlaku založeného na Peňázově metodě. U každého jedince probíhalo měření vleže, z počátku v klidovém režimu, následně při mírné zátěži, při mírném dynamickém cvičení.

Na naměřená data byla aplikována lineární regrese, která potvrdila závislost mezi měnící se hodnotou krevního tlaku vzhledem k hodnotě PTT. Ukázala také, že tato závislost při dynamickém cvičení nelineární, tedy klesá-li hodnota PTT, roste hodnota tlaku a naopak. Tato analýza byla provedena s výše definovanými sekvenčními daty a její přesnost byla v tomto případě až 95%. [16]



**Obr.16** Výsledky regresní analýzy a) během zátěže b) v klidovém stavu [16]

---

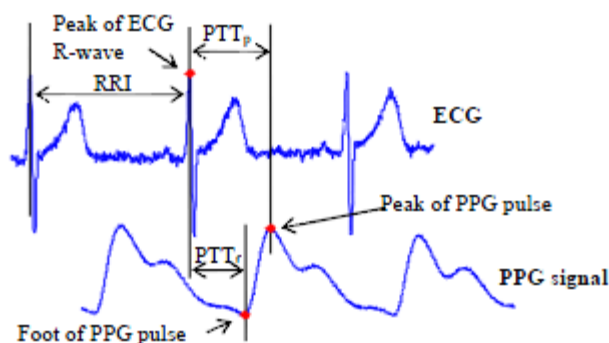
**Název:** Srovnávací studie variability PTT, krevního tlaku a srdeční frekvence u zdravých jedinců.

**Autoři:** T. Ma Joint Res., Shatin Y.T. Zhang, Centre for Biomed. Eng., Chinese Univ. of Hong Kong

**Publikováno:** Engineering in Medicine and Biology Society, 2005

Tato práce navrhuje použití času PTT jako ukazatele variability hemodynamiky kardiovaskulárního systému a jeho korelaci s dalšími ukazateli kardiovaskulárního systému, jako je hodnota krevního tlaku. Byly shromážděny signály EKG, PPG a hodnoty krevního tlaku od 11 jedinců, bez kardiovaskulárních poruch, v klidovém stavu. Tito pacienti seděli v klidu, bez výrazné zátěže.

EKG bylo standardně měřeno z končetinových svodů, PPG signál byl snímán z prstu pravé ruky pomocí fotopletismografického snímače. Na téže ruce byl vyhodnocován krevní tlak pomocí neinvazivního kontinuálního měřicího přístroje Finapres, který je založen na Peňázově metodě. Během celého měření probíhala kalibrace na základě hodnot krevního tlaku získaných z měření na sphygmomanometru.



**Obr.17** Definovaná hodnota PTT [17]

V práci byly posuzovány výsledky v závislosti na určení hodnoty PTT. První PTT byla definovaná jako časový interval mezi R vlnou ze záznamu EKG a počátkem první následující vlny v záznamu PPG, druhá hodnota PTT byla definována jako interval mezi vrcholem první následující PPG vlny.

Statistická analýza signálu ukázala vysokou korelační závislost mezi hodnotou PTT a hodnotou tlaku. V této práci bylo měřeno na zdravých pacientech v klidovém stavu, bez jakéhokoliv kardiovaskulárního onemocnění. Na základě uvedených výsledků práce je zřejmé, že probíhá-li měření v klidovém stavu pacienta, výsledky jsou velmi uspokojivé. Nicméně, vzhledem k tomu, že měření PPG probíhá na prstech ruky, pak dochází k znehodnocení měření v každém momentě pohybu ruky, které snižuje spolehlivost vyhodnocení krevního tlaku na

---

základě PTT. Výsledek studie naznačuje, že závislost PTT je velmi spojena s měnícím se krevním tlakem, což může být s výhodou použito pro odhad krevního tlaku u zdravých jedinců v klidovém stavu. [17]

Problematikou měření krevního tlaku na základě šíření pulsni vlny se zabývá mnoho studií. Výše popsané jsou vždy zástupcem jedné z metod, které se v ostatních pracích nejčastěji vyskytují. Podobnou problematikou, za použití podobných metod a získání obdobných výsledků, se zabývají také publikace [11],[13],[15],[17],[18],[19],[20],[21],[22].

Výsledkem zpracované rešerše je jednoznačně existující závislost mezi PTT, tedy šířením pulsni vlny, a změnou krevního tlaku. Práce zabývající se danou problematikou, byly vždy prováděny jako měření EKG, PPG pro zjištění PTT a měření neinvazivního krevního tlaku pomocí oscilometrické, sphygmomanometrické metody nebo pomocí kontinuálního měření krevního tlaku na základě Peňázovy metody. Pouze v jediné klinické studii byl tlak měřen invazivně, nicméně tato studie se zabývala především hemodynamikou kardiiovaskulárního systému. Veškerá měření probíhala na pacientech bez kardiiovaskulárních problémů, tedy dosažené výsledky nemohou být pokládány za obecné a vyhovující pro všechny typy pacientů.

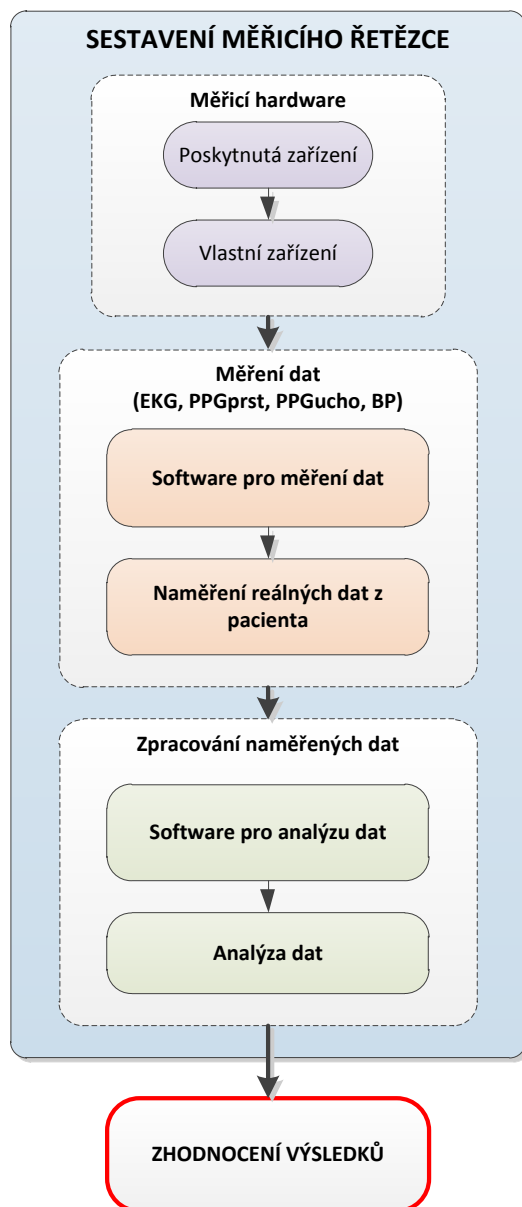
Rešerše potvrdila také skutečnost, že krevní tlak bude mít na šíření pulsni vlny podstatný vliv, zvyšuje-li se krevní tlak, zvyšuje se tuhost a napětí cévní stěny, cévy budou více roztáhlé a pulsni vlna se jimi bude šířit rychleji, což bude mít za následek nižší hodnotu PTT. Naopak bude-li se krevní tlak snižovat, cévy sníží svou tuhost a pulsni vlna v nich bude při průchodu ztrácet více energie, PTT bude pak větší, z tohoto tvrzení vyplývá, že závislost krevního tlaku na PTT je nelineární.

Každá jednotlivá práce přistupuje k vyhodnocení tlaku krve na základě PTT jinými metodami, avšak všechny se opírají o tu skutečnost, že zde skutečně závislost existuje. Ze získaných výsledků je zřejmé, že každý výsledný algoritmus je vždy závislý na určitých konstantách, které v sobě skrývají hemodynamické vlastnosti kardiiovaskulárního systému.

Při analýze naměřených dat je nejčastěji využita lineární regrese, kdy je vždy hledána závislost mezi šířením pulsni vlny a hodnotou krevního tlaku. Z prací vyplývá, že není vhodné dělat analýzu okamžitých hodnot krevního tlaku a měřeného PTT, neboť tyto hodnoty mohou být, v závislosti na metodě měření, zatíženy různými artefakty.

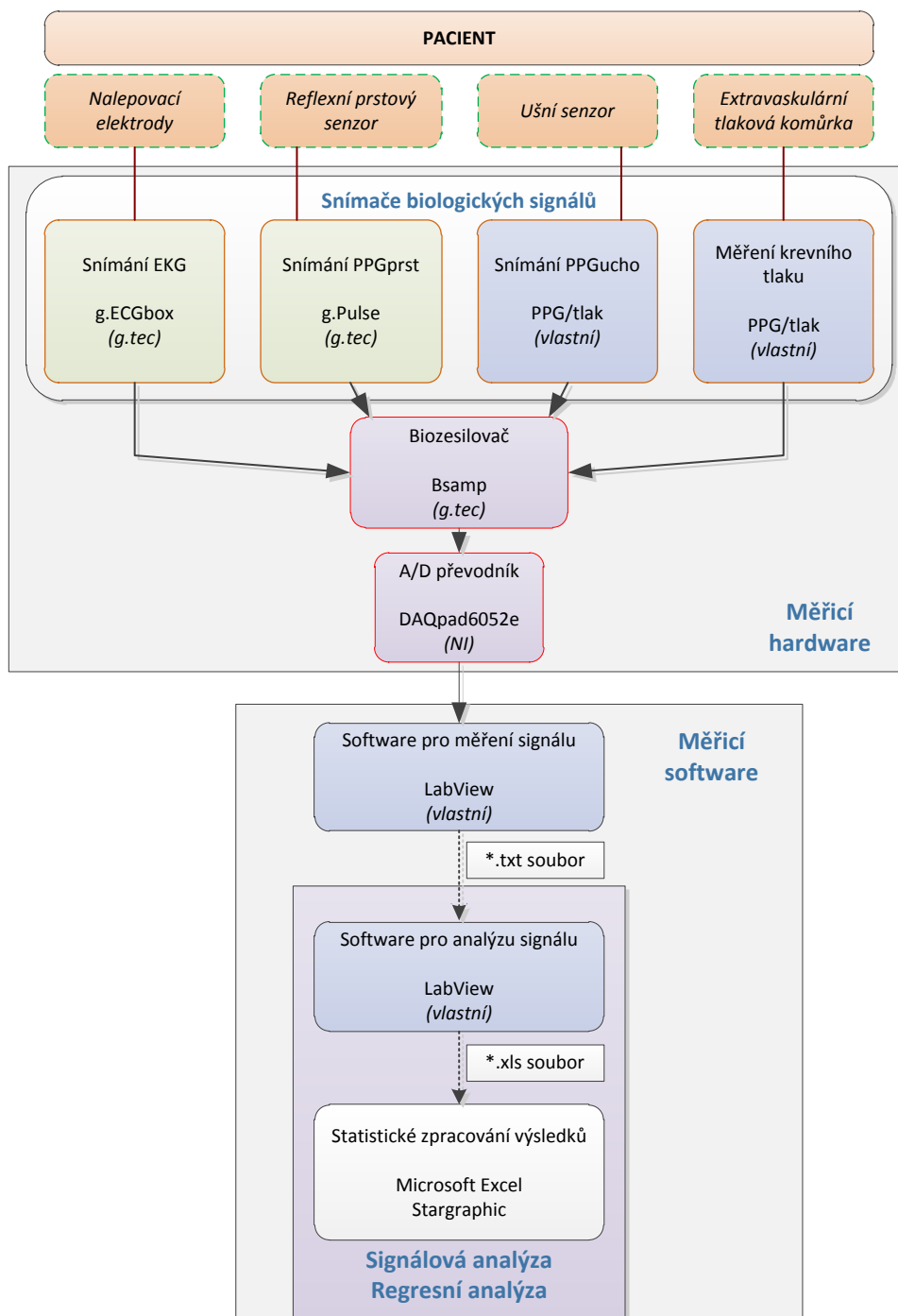
## 7 Zjištění závislosti PTT a krevního tlaku

Cílem práce je zjištění závislosti šíření pulsní vlny na hodnotě krevního tlaku. K vyhodnocení závislosti je zapotřebí nasnímat potřebné biosignály z lidského těla a následně zpracovat pro konečnou analýzu výsledků. Je nutné sestavit měřicí řetězec, pro měření, záznam a zpracování těchto požadovaných signálů. Po realizaci celého měření, dojde v poslední fázi práce k statistickému zhodnocení závislosti PTT na krevním tlaku.



Obr.18 Chronologický postup praktické části práce

## 8 Sestavení měřicího řetězce



Obr.19 Návrh měřicího řetězce

---

Šíření pulsní vlny, tedy PTT čas, je získán jako hodnota časového zpoždění R-vlny EKG záznamu od následujícího nejbližšího vrcholu PPG vlny. Je tedy zapotřebí snímat elektrickou aktivitu srdce, pletysmografický signál a invazivní hodnotu krevního tlaku. Proto byl měřicí řetězec sestaven pro měření těchto signálů.

Na celý měřicí řetězec lze pohlížet jako na dvě samostatné části. Hardwarovou část, která je tvořena jednotlivými senzory a sondami, snímajícími elektrické i neelektrické veličiny z těla pacienta, zesilovačem biologických signálů, hardwarem pro měření pulsní vlny a A/D převodníkem. Softwarová část je taktéž rozdělena na dvě části, na část pro snímání potřebných signálů a na část pro sekundární zpracování a vyhodnocení naměřených dat.

EKG je měřeno zařízením g.ECGbox a pletysmografická křivka z prstu ruky je měřena zařízením g.Pulse. Signál z těchto zařízení je přiveden na biozesilovač BSamp. Signál z biozesilovače vstupuje do A/D převodníku DAQpad6052e, kde je přes rozhraní IEEE 1394 přiveden do počítače pro softwarové zpracování.

Pro měření EKG a pletysmografické křivky z prstu ruky jsou zařízení dostupná, nicméně rozhraní pro měření pletysmografické křivky z lalůčku ucha a pro měření neinvazivního krevního tlaku bylo nutné vytvořit.

## 8.1 Postup měření

Během testování měřicího řetězce, byly na měřenou osobu připojeny standardní končetinové svody společně se senzory pro měření pletysmografického signálu. Měření signálu tlaku mohlo být provedeno pouze pod dohledem odborného lékaře, neboť při měření tlaku musel být pacient katetrizován.

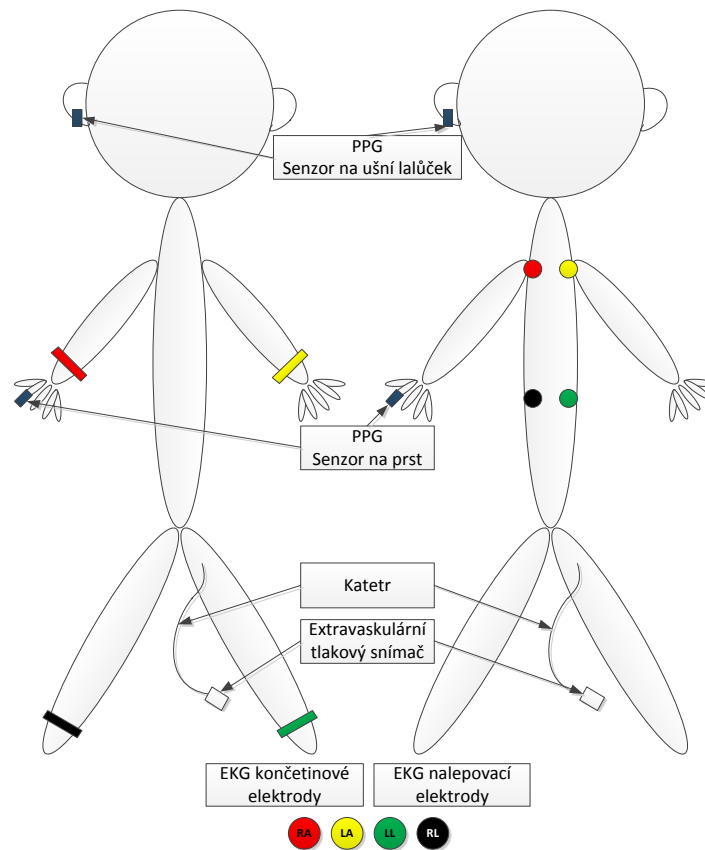
Při měření reálných dat na pacientovi byly již použity standardní jednorázové AgCl nalepovací elektrody.

Mohlo by se zdát, že díky nalepovacím elektrodám, které jsou umístěny na hrudníku, tedy blíže k srdci, bude měření přesnější. Nezapomínejme však, že při snímání elektrického potenciálu srdce z povrchu hrudníku stojí v cestě izolant ve formě plic a vzduchu v nich.

Po konzultaci s lékařem bylo potvrzeno, že na průběhu výsledných dat nemá vliv, zda jsou použity končetinové nebo nalepovací elektrody, neboť úbytek snímaného napětí je v obou případech stejný.

Pro záznam EKG byl zvolen záznam z Eithovenových bipolárních končetinových svodů, jinak také standardních svodů označených římskými číslicemi I, II a III.





**Obr.20 Standardní rozmístění snímačů a elektrod během měření**

## 8.2 Poskytnutá zařízení pro snímání biologických signálů

### 8.2.1 EKG

Signály elektrické aktivity srdce jsou snímány pomocí standardních nalepovacích elektrod nebo standardních končetinových EKG elektrod ve formě klipsu. Signál je snímán g.ECGbox zařízením, které je kompatibilním doplňkem k použitému biozesilovači.

Díky tomuto zařízení nám ke snímání EKG stačí 4 elektrody. Jednotlivé elektrody se připevní na pravou (RA), levou ruku (LA) a pravou (RL), levou nohu (LL). Konstrukčně obsahuje zařízení soustavu operační a přístrojových zesilovačů a pasivních prvků, které vytváří Wilsonovu síť a tím také umožňují výpočet jednotlivých svodů. [8]



Obr.21 g.EKGbox pro měření EKG

## 8.2.2 Pletysmografie

Pletysmografická křivka je měřena pomocí senzoru g.Pulse. Pro snímání je využit sensor pracující na reflexním principu. Výhodou reflexního principu snímání je, že vyšetřovaná oblast tkáně nemusí být prosvětlitelná. Sensor je určen pro snímání pletysmografické křivky z prstu, zápěstí, nebo jakéhokoliv část lidského těla. V této práci je senzorem měřena pletysmografická křivka z prstu levé ruky.

Zařízení je napájeno je z 9 V baterie a je opět kompatibilní s použitým biozesilovačem. Rozsah výstupního signálu je  $\pm 5$  mV. [8]



Obr.22 g.Pulse senzor pro měření pletysmografické křivky

## 8.3 Vytvořená zařízení po snímání biologických signálů

### 8.3.1 Pletysmografie

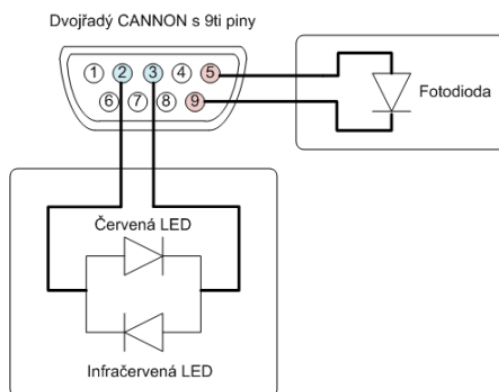
Pletysmografická křivka je zároveň snímána z lalůčku ucha. Křivka je snímána sondou, která je přímo určena pro snímání z ušního lalůčku. Tato sonda pracuje na transmisním principu snímání, tedy vysílač a snímač umístěný v sondě, leží proti sobě, na rozdíl od metody užitá k měření pletysmografické křivky na prstu, kdy je zde použit reflexní princip snímání, kdy snímač a vysílač jsou umístěny vedle sebe.



**Obr.23 Optická sonda pro měření pletysmografické křivky na ušním lalůčku**

Pro toto snímání bylo vytvořeno samostatné měřicí zařízení, které se nepřipojuje do použitého biozesilovače, ale přímo do A/D převodníku. Zařízení bylo sestaveno pro univerzální měření pletysmografické křivky na jakýchkoliv částech těla za použití senzoru s kompatibilním konektorem pro připojení.

Optická sonda, která je určena přímo pro měření na ušním lalůčku, je k měřicímu řetězci připojena přes CAN9 konektor. Již z předešlé práce byla zjištěna propojení mezi jednotlivými piny a optosoučástkami umístěnými v měřicí sondě. V sondě se nachází dvě antiparalelně zapojené LED diody, sloužící jako vysílač a jedna fotodioda, sloužící jako přijímač signálu.

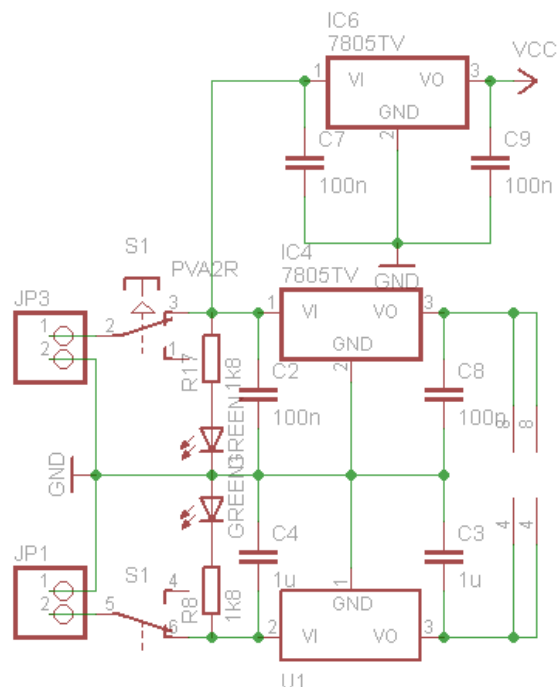


**Obr.24 Propojení jednotlivých konektorů s optosoučástkami v sondě**

Užitečná hodnota měřeného signálu se pohybuje v hodnotách jednotek mV, při měření prstovou klapkou na prstech a v desetínách jednotek mV při měření na ušním lalůčku. Toto je způsobeno rozdílnou tloušťkou prosvěcované tkáně.

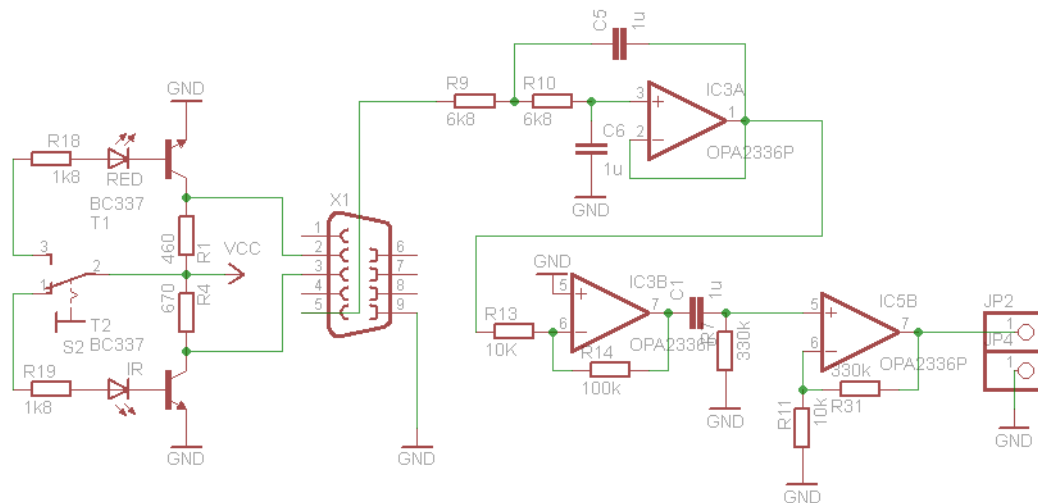
Při měření na prstech dochází k větší změně intenzity prošlého záření, tedy lze snadněji rozeznat měnící se složku signálu. Kdežto u měření pletysmografické křivky na ušním lalůčku je intenzita prošlého záření téměř nezměněna. Ušní lalůček je velmi dobře prokrven, nicméně tkáň je tak tenká, že nevystavuje vyzařované intenzitě světla téměř žádný odpor. Z tohoto důvodu je nutné signál velmi kvalitně analogově zpracovat.

Vzhledem k tomu, že z pletysmografické křivky lze snadno určit tepovou frekvenci, je zřejmé, že užitečná složka signálu se bude pohybovat maximálně do 4Hz. Tento užitečný signál je nutné dostatečně zesílit a takto připraven jej přivést do A/D převodníku pro další analýzu.



**Obr.25 Schéma napájení pro analogové předzpracování signálu**

Celé zařízení je napájeno ze dvou 9V baterií. 2 baterie jsou použity z důvodu vytvoření souměrného napájení. Napájecí napětí je stabilizováno na hodnotu  $\pm 5V$  dvěma stabilizačními integrovanými obvody, 7805 pro stabilizaci  $+5V$  a 7905 pro stabilizaci pro  $-5V$ . Třetí stabilizační člen je zde použit pro stabilizaci napětí přivedeného na LED diody indikující aktivní LED diodu v optické sondě. Toto opatření je z důvodu zajištění stability snímání i v případě vyššího odběru napětí LED diodami. Pro přepínání mezi diodami je zde využito zapojení dvou bipolárních NPN tranzistorů. Kdyby byl z jakéhokoliv důvodu jeden z tranzistorů poškozen (přehřátí při dlouhém měření, zkrat, ...) došlo by k velkému odběru napětí na LED diodách, které by vedlo k rychlejšímu vybíjení baterií a tím k zatížení celého měřicího řetězce. Z tohoto důvodu je zde použit třetí stabilizační člen, který tento problém eliminuje.



**Obr.26 Schéma analogového předzpracování signálu + schéma napájení LED diod**

Na bázi tranzistoru je přivedeno napětí z třetího stabilizačního členu. V případě, že bude spínač S2 sepnut do polohy 1, objeví se na bázi tranzistoru T1 nulové napětí a na bázi tranzistoru T2 kladné napětí 0,6V potřebné vzniku tranzistorového jevu, tedy potřebné k otevření tranzistoru T2, tranzistor T1 zůstane zavřený, tedy na výstupu mezi kolektorem a emitorem tranzistoru T1 bude kladné napájecí napětí +5V, svítí IR dioda v optické sondě. V případě, že bude spínač S2 sepnut do polohy 3, v optické sondě se rozsvítí červená LED dioda.

Odpory R1 a R4 zajišťují dostatečně velké proudové omezení pro obě LED diody v optické sondě. Odpory R18 a R19 zajišťují aby nedošlo k proražení báze tranzistoru při přepínání napájení mezi jednotlivými LED diodami.

Na vstup obvodu pro analogové předzpracování, tj. na pin číslo 5, je přiveden si z fotodiody v optické sondě. V praxi se pro filtrování signálu pulsní křivky nejčastěji používá filtr PP v mezích frekvencí 0,5 Hz (odstranění stejnosměrné složky) až 15 Hz. Ačkoliv užitečný signál pulsní křivky se pohybuje maximálně do 4 Hz, musí být horní frekvence pro filtrování zvolena až na 15 Hz. Při nižší frekvenci by byl odfiltrován také dikrotický hrot pulsní křivky, který může být požadován z diagnostického hlediska.

Vzhledem k tomu, že ušní lalůček je velmi tenká tkáň, jak již bylo zmíněno výše, na fotodiodu v optické sondě dopadá téměř nezměnná intenzita prošlého záření. Při odfiltrování stejnosměrné složky se stalo to, že byl odfiltrován také užitečný signál, jinými slovy, nebylo možné rozlišit zarušenou stejnosměrnou složku, která se pohybovala v hodnotách maximálně 0,3 V od měnicí se složky užitečného signálu, která se pohybovala v hodnotách maximálně 0,005 V, bylo zapotřebí signál zbavit veškerého nežádoucího rušení, tedy veškerých signálů s frekvencí vyšší než 15 Hz. Signál je filtrován v prvním bloku analogového předzpracování filtrem DP s mezní frekvencí 15 Hz a následně 10x zesílen a invertován. Signál z fotodiody nepřesáhne 0,4, proto je při napájení  $\pm 5V$  a zesílení 10 zajištěno, že nepřesáhneme saturační

---

hodnoty použitých zesilovačů. U operačních zesilovačů TL272CP, které byly užity při výrobě prototypu měřicího hardware je uváděna saturační hodnota napětí 4,5V, při finálním výrobku jsou použity operační zesilovače OPA2336P typu rail-to-rail, kdy saturační hodnota dosahuje téměř hodnot napájecího napětí.

Zesílením filtrovaného signálu zabezpečíme také dostatečné zesílení měnící se složky užitečného signálu. Lze tedy přistoupit k odfiltrování stejnosměrné složky, což je uskutečněno pasivním RC filtrem HP s mezní frekvencí 0,5 Hz. V posledním bloku analogového předzpracování je 33x zesílen pouze užitečný signál. Zesílení je opět voleno tak, aby byl signál zesílen co nejvíce a zároveň aby nepřekročil saturační hodnotu použitých operačních zesilovačů.

### 8.3.2 Krevní tlak

Krevní tlak je měřen invazivní metodou. K měření je využita extravaskulární měřicí tlaková komůrka, tedy senzor pro měření změny tlaku je umístěn mimo tělo pacienta. Tlaková komůrka pracuje na jednoduchém principu měření na Wheatstoneově můstku a je vždy připojována přímo do monitorovacího zařízení. Bylo tedy nutné vytvořit hardwarové rozhraní pro měření signálu na odporovém můstku a jeho následné připojení k A/D převodníku.

K měření invazivního tlaku byla použita extravaskulární tlaková komůrka DPT-6100 německé firmy CODAN, která byla zapůjčena z FNO.

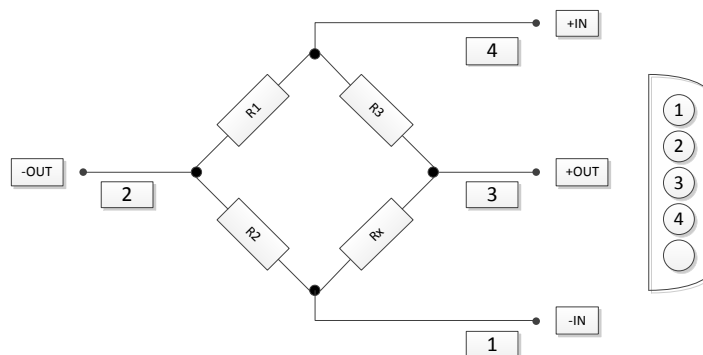


**Obr.27 Extravaskulární tlaková komůrka**

Tlaková komůrka pro neinvazivní měření krevního tlaku pracuje na principu měření na odporovém můstku. Bylo tedy nutné zjistit, jak je měřicí můstek zapojen. Po kontaktování společnosti MEDIFORM spol. s r.o., která je dodavatel zdravotnické techniky pro FNO, mi byla poskytnuta dokumentace k této měřicí komůrce. Důležitou informací mimo samotné napájení

---

také bylo, jakým napětím je komůrka možno napájet. Po konzultaci s technikem zmíněné společnosti, mi bylo doporučeno napájet komůrku napětím +5 V, což bylo z hlediska napájení celého hardware velmi výhodné.

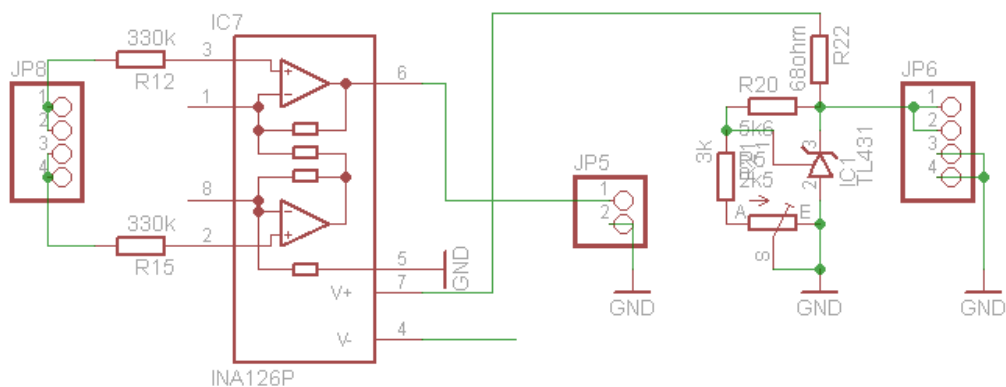


**Obr.28 Zapojení odporového můstku v senzoru s výstupy v konektoru**

Komůrka nemá standardně dostupný konektor pro zapojení do měřicího zařízení, bylo tedy nutné konektor vyrobit.

Senzor byl po zjištění přesného zapojení proměřen pomocí školních laboratorních úloh pro měření invazivního tlaku. V úloze je za pomoci vodního sloupce vysokého 1 m nad úroveň pasu, simulován invazivní tlak. Senzor byl připojen na spodní část tohoto sloupce, kdy zde působila tlaková síla vody. Postupně bylo vždy odpuštěno 10 cm vody a zaznamenána hodnota napětí na senzoru. Vzhledem k tomu, že úloha již byla dříve několikrát proměřena dostupným senzorem z laboratoře, byly známy hodnoty napětí na senzoru pro každou hladinu vodního sloupce, při daném napájení. Toto měření bylo pouze kontrolní, aby byla ověřena správnost určeného zapojení a zvoleného napájení. Pro finální kalibraci senzoru byl použit laboratorní kalibrační přístroj, kdy byl nastaven vždy přesný tlak a následně snímána hodnota napětí na senzoru. Kalibrační tabulka je uvedena v přílohách.

Vzhledem k tomu, že se na odporovém můstku měří vzhledem ke dvěma svorkám, bylo zapotřebí signál převést na hodnotu vztaženou k zemnicí svorce. Při tomto kroku byl s výhodou použit přístrojový zesilovač INA126.



**Obr.29 Schéma analogového předzpracování signálu – tlak**

Předzesilovač je napájen symetrickým napájením z napájecí části užitá pro napájení pletysmografického měření. Na vstupy předzesilovače je přiveden signál ze svorek odporového můstku a výstupem tohoto předzesilovače je zesílený rozdíl vstupních signálů, tedy signál vztažen k zemnicí svorce.

$$V_O = (V_{IN}^+ - V_{IN}^-) * G \quad (8.1)$$

Zesílení  $G$  je dáno zapojením odporu mezi svorky 1 a 8. Vzhledem k tomu, že zde žádný odpor zapojen není, je zesílení 5.

$$G = \frac{80k\Omega}{R_{1,8}} \quad (8.2)$$

Pro napájení extravaskulárního senzoru nemůže být užit stabilizační napájecí obvod jako pro celý měřicí hardware. Je nutné zajistit přesný napájecí zdroj. Tento zdroj je vhodný pro napájení operačních zesilovačů v obvodu, kde těmto zesilovačům nevadí kolísání napájecího napětí  $\pm 1$  V, které užitá stabilizátory vykazují. K stabilizování přesné hodnoty napětí byla využita stabilizační dioda TL431, která se vyznačuje především svou teplotní stálostí, čímž zabezpečuje stabilitu napájení a zároveň je zde možno hodnotu napájení, například pomocí zapojeného trimru, v malém rozmezí měnit. Tohoto bylo s výhodou využito při napájení odporového můstku v extravaskulární tlakové komůrce. Hodnota napájecího napětí lze měnit od 4,7 V po 5,3 V s krokem až 0,01V.

Z obou oddělených částí hardware, ať už z části pro měření pletysmografické křivky nebo z části pro měření krevního tlaku, je vytvořen jednotný měřicí celek.





**Obr.30 Měřicí přípravek pro měření pletysmografické křivky a krevního tlaku**

## 8.4 Zesilovač bioelektrických signálů

Veškeré bioelektrické signály vznikají ve svalových a nervových tkáních, kdy jejich amplituda nepřekračuje hodnoty vyšší než milivolty. Tyto signály je tedy nutné dostatečně zesílit pro další zpracování. S výhodou je zde pro tuto funkci využít zesilovač biologických signálů BSamp firmy g.tec. Tento zesilovač kromě zvýšení napěťové úrovně snímaných signálů zajišťuje také oddělení zdroje signálu, tedy člověka, od dalších elektronických obvodů.

Zesilovač nesmí v žádném případě ovlivňovat zdroj signálu, tedy jakýmkoliv způsobem působit na měřeného člověka. Biozesilovač musí mít vysokou vstupní impedanci, aby hodnota úbytku napětí na vnitřním odporu zdroje byla zanedbatelná vůči hodnotě napětí snímaného, tedy aby se hodnota měřeného napětí blížila hodnotě generovaného napětí zdrojem biologického signálu.

Biozesilovač BSamp disponuje 16 ti vstupními kanály. První čtyři vstupy jsou uzpůsobeny pro měření EEG, další čtyři vstupy jsou nakonfigurovány pro měření EOG a posledních osm vstupů je sestrojeno pro měření EKG a EMG. Na zadní straně modelu jsou umístěny DIP přepínače pro hardwarové filtry typu Butterworth. Pro EEG měření je horní mez nastavena na 100 Hz a pro EKG 200 Hz. Dolní mez je u EEG i EKG nastavena na 0.5 Hz. Velmi výhodnou vlastností tohoto zesilovače je implementovaný filtr typu pásmová zadrž pro odfiltrování rušení o frekvenci 50 Hz z elektrické sítě.

Jednotlivé kanály se dají konfigurovat samostatně podle potřeby uživatele. Kanály jsou také navzájem odděleny, je tedy možno měřit jak unipolárně, tak bipolárně dle zapojení. Zesilovač rovněž obsahuje dvě nezávislé země. První země je určena pro měření EEG a EOG, druhá pro EMG a EKG.

Tento zesilovač je plně připraven pro měření signálu z lidského těla (oddělené napájení) a schválen výrobcem pro laboratorní měření biologických signálů. [8]



**Obr.31 Zesilovač biosignálů BSamp**

## 8.5 A/D převodník

K digitalizaci naměřených analogových signálů je použit analogově/digitální (A/D) převodník DAQpad6052e firmy National Instruments (Dále jen NI). Převodník disponuje 16ti kanály, převod je 16ti bitový. Maximální vzorkovací frekvence je 333kS/s, což při plném využití všech 16ti kanálů odpovídá vzorkovací frekvenci 20,8125 kHz na kanál. Tato frekvence je pro zpracování biologických signálů nadměrně dostatečná. Výstupní signál je pomocí rozhraní IEEE 1394 (FireWire) přiveden do osobního počítače.

Pro propojení měřicích zařízení s AD převodníkem bylo v předešlé diplomové práci navrženo rozhraní, na které je přiveden výstup z biozesilovače přes 25-pinový DSUB konektor a které dále disponuje dvěma WAGO konektory pro přímé připojení analogových výstupů z analogového předzpracování signálu při měření pulsní vlny na ušním lalůčku a z analogového předzpracování signálu při měření invazivního tlaku.

## 8.6 Software pro měření a vyhodnocení signálů

Celý měřicí software je rozdělen na dvě samostatné části. Část pro měření dat a část pro vyhodnocení naměřených dat. Obě části programu byly vytvořeny ve vývojovém prostředí LabView. Toto prostředí využívá grafický programovací jazyk a programy, které LabView vytváří, se nazývají virtuální přístroje (VI – Virtual Instruments).

Ačkoliv je program LabView od stejné společnosti jako použitý A/D převodník, a to NI, nebylo možné A/D převodník propojit s nejnovější verzí programu LabView.

Pro práci s novými A/D převodníky používá LabView nejnovější NI-DAQmx ovladače a společnost NI již dále neaktualizuje ovladače NI-DAQ Traditional pro starší modely měřicích karet. Při použití nejnovější verze LabView2011 společně s NI-DAQ Traditional byla do měření zanesena chyba ve formě náhodných pulsů, které měření značně znehodnocovaly. Tomuto problému se předešlo použitím starší verze LabView07, kde měření pracovalo bezchybně.

---

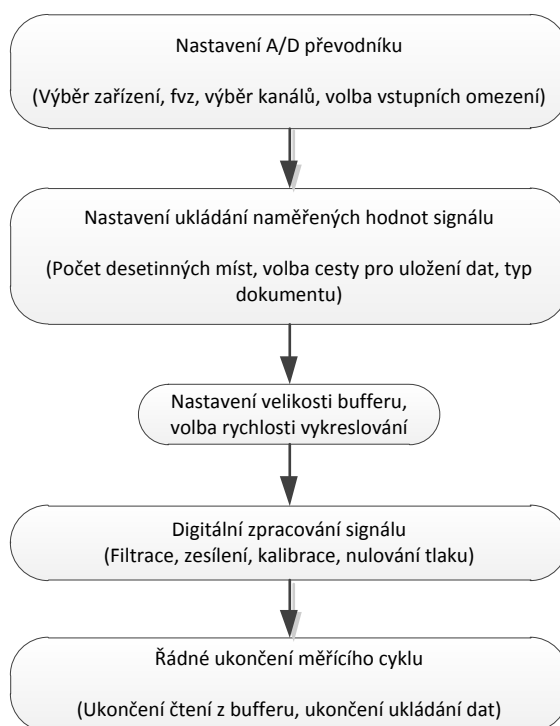
Pro zpracování a vyhodnocení naměřených dat je v jisté části programu nutné použít waveletovou transformaci. Bohužel waveletová transformace a veškeré zpracování signálu pomocí waveletů je implementováno do programu LabView až od verze LabView2009.

Proto byl program rozdělen na dvě samostatné části, kdy každá z těchto částí je vytvořena v jiné verzi programu LabView. Mezistupněm mezi jednotlivými částmi je \*.txt textový dokument, který je vytvořen při snímání signálu a následně je možné z tohoto souboru data číst a dále je zpracovávat při analýze signálu.

### 8.6.1 Snímání signálu

První část Softwarová část pro snímání signálu byla vytvořena v LabView07 s ovladačem NI-DAQ Traditional, podporujícím použitý A/D převodník DAQpad 6052.

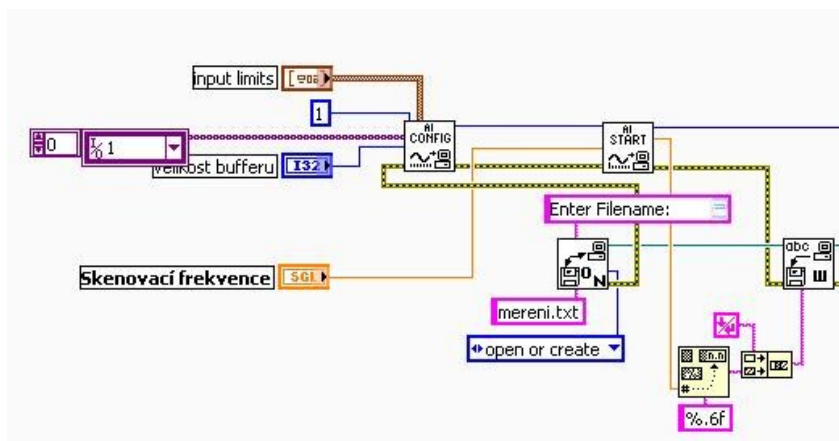
Program je rozdělen do několika bloků.



**Obr.32 Blokový diagram programu pro snímání dat**

---

První blok slouží k výběru kanálů, nastavení A/D převodníku a nastavení ukládání naměřených dat.



**Obr.33 Schéma algoritmu pro nastavení snímání a ukládání měřených dat**

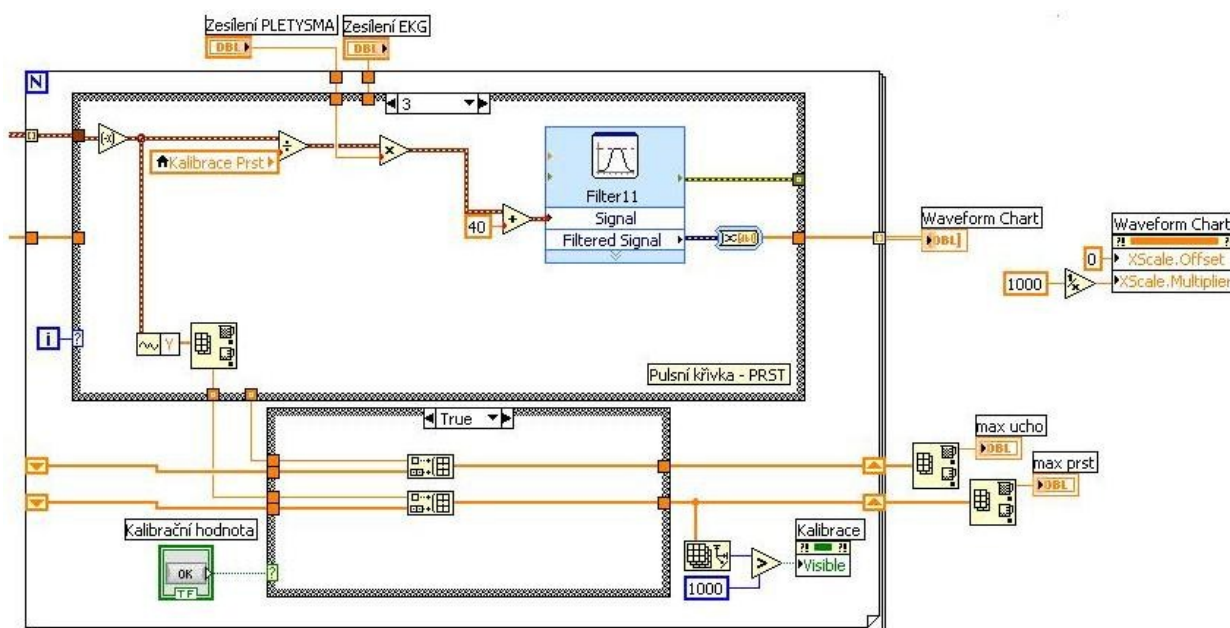
Na rozdíl od ovladačů NI-DAQmx, které již obsahují přednastavené moduly pro A/D převodníky, jsou u ovladačů NI-DAQ Traditional tyto moduly nutné vytvořit. Při tvorbě takového modulu jsou využity konfigurační a startovací bloky, kterými lze po spuštění programu zvolit požadovaný kanál pro snímání, vzorkovací frekvenci snímání, vstupní limity signálu a velikost bufferu pro měření. Velikost bufferu je nutné zvolit v závislosti na požadovaném vykreslování snímaných dat, respektive volbě čtených vzorků z bufferu. Při měření byla zvolena vzorkovací frekvence 1 kHz, což je pro snímání biologických signálů velmi dostačující. Počet čtených vzorků byl zvolen 50, neboť těchto 50 vzorků se při frekvenci 1 kHz vykreslí 20x za 1 s, tedy průběh křivky je kontinuální s okamžitými reakcemi na změnu signálu.

V případě, že by byl počet vykreslovaných vzorků nižší, vyskytne se problém s vysokým plněním bufferu a pomalým odčerpáváním dat z něj. Signál zůstává neznehodnocen, nicméně zpožděn oproti skutečnosti, toto se děje z důvodu náročnosti vykreslování snímaného signálu, navíc ve chvíli zastavení měření jsou data, která nebyla z bufferu přečtena, ztracena. Toto bylo experimentálně ověřeno.

Pro nastavení ukládání dat jsou využity bloky přesně pro tuto funkci určené. Je zvolen formát výstupního dokumentu s uloženými daty, počet desetinných míst pro uložení snímaných dat a jako příprava pro následné čtení je na první místo v dokumentu uložena informace o vzorkovací frekvenci.

Ačkoliv je textový formát pro ukládání dat nejméně výhodnou volbou, protože finální dokument s uloženými daty, například 10 min snímání, je velmi velký (zhruba 50MB), byl tento formát zvolen pro jasnější kontrolu dat při jejich prohlížení. Program je však připraven ukládat naměřené soubory v binární podobě, kdy by se jejich výsledná velikost mnohonásobně snížila, což by bylo velmi výhodné při dlouhodobějším měření.

Druhý blok slouží k zpracování signálu, jako je filtrace, kalibrace nebo zesílení signálu.



Obr.34 Schéma algoritmu pro zpracování signálu před jeho vykreslením

Měřený signál je v programu veden jednou datovou linkou, která obsahuje všechny signály, EKG, PPG, tlak. V bloku pro zpracování signálu je tento signál rozdělen jednotlivé složky, kdy se každá z těchto složek zpracovává zvláště. Děje se tak pomocí smyček For Loop a Case struktura. Smyčka For Loop proběhne v každém cyklu, tedy vždy v okamžiku příchodu nových dat, tolikrát, kolik je zde nastaveno podmínek. Podmínkami je myšlena každé okno v Case struktuře. V každém jednotlivém okně Case struktury je rozdělený samostatný signál, který je zde zpracován.

V prvním kroku je signál kalibrován. Vzhledem k tomu, že jednotlivé kanály použitého biozesilovače mají různé zesílení, bylo nutné signál kalibrovat na stejnou úroveň ve všech kanálech. Kalibrační hodnota pro EKG signál je zde volena jako konstanta, která byla zjištěna při kalibračním měření laboratorním generátorem EKG o dané amplitudě 1 mV. Kalibrační hodnoty pletysmografického signálu jsou hledány z okamžité hodnoty signálu, díky čemuž může být signál normován na hodnotu amplitudy 1 mV. Tyto kalibrační hodnoty jsou hledány vždy na minimálně 5 sekundovém intervalu snímaného signálu.

Veškeré kalibrační hodnoty jsou uloženy jako lokální proměnné, které jsou umístěny v paralelním While Loop cyklu k cyklu pro měření. Tedy jsou volány pouze v případě stisku příslušného tlačítka na ovládací obrazovce.

Ve druhém kroku je signál zesílen. Zesílení je omezeno na maximální hodnotu 10x, aby nedošlo k překrývání zobrazovaných křivek.

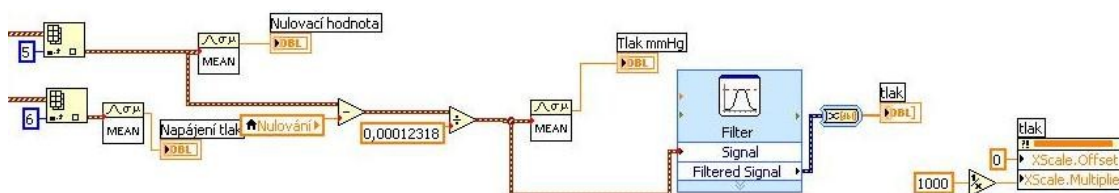
Ve třetím kroku je nastavena offsetová hodnota signálu na ose y, aby se vykreslované křivky zobrazovaly v dostatečném rozestupu pod sebou, stejně jako je tomu na profesionálních monitorovacích zařízeních.

V posledním kroku je signál filtrován. Protože je nutné, aby při zpracování biologických signálů nedocházelo k změně fáze signálu, kvůli jeho časové analýze, je pro filtrování nutné použít FIR filtr. FIR filtry (Finite Impulse Response – s konečnou dobou odezvy) jsou vždy stabilní a mají lineární fázovou charakteristiku.

Všechny signály jsou filtrovány pouze filtrem DP. Vzhledem k tomu, že jsou již snímány bez stejnosměrné složky, není nutné používat filtr PP pro její odfiltrování. EKG signál je filtrován filtrem s mezní frekvencí 30 Hz a pletysmografický signál filtrem s mezní frekvencí 15 Hz. Těmito hodnotami je zajištěno, že nebudou odfiltrovány důležité složky signálu.

Po tomto zpracování každého signálu, jsou opět všechny signály spojeny do jedné datové linky a vykresleny do jediného grafu.

Signál z tlakového senzoru je zpracováván zcela zvláště.



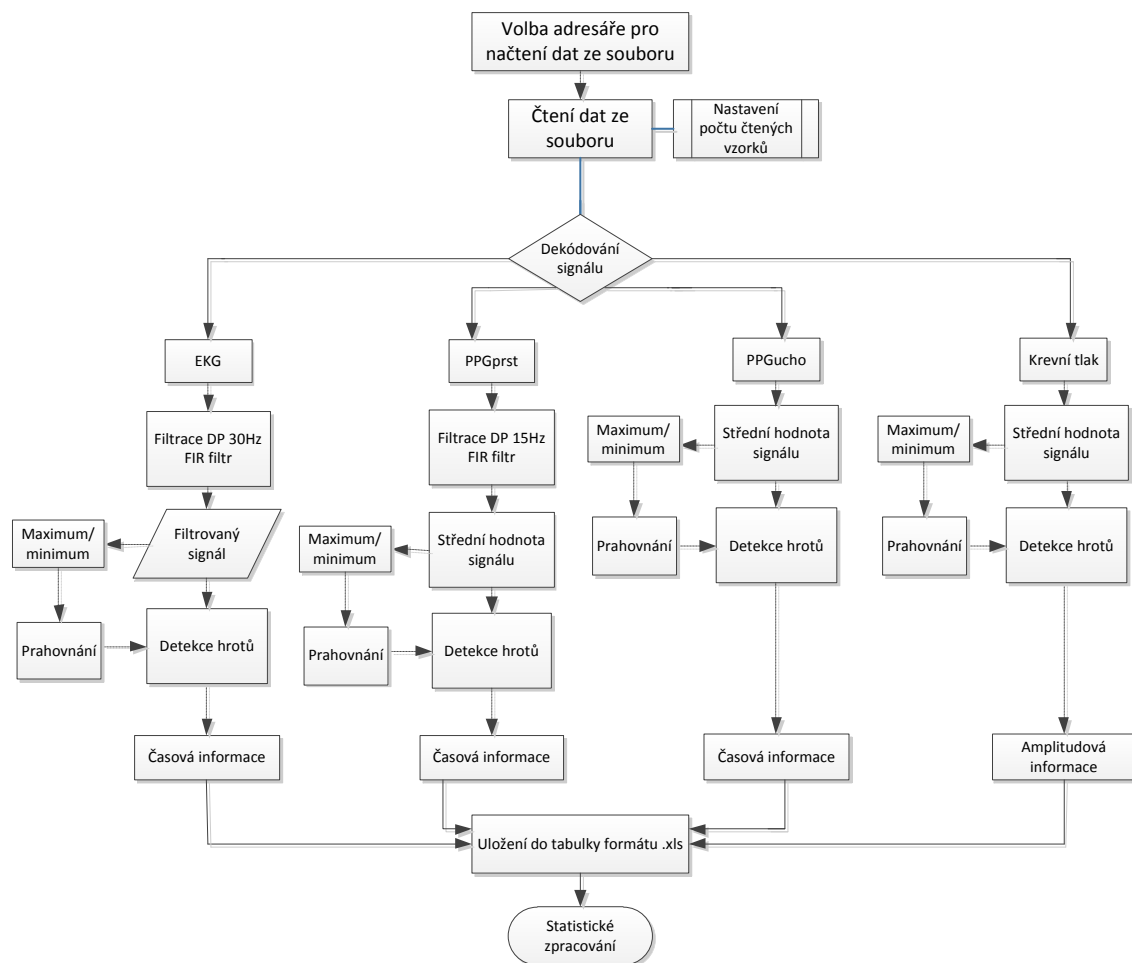
**Obr.35 Schéma algoritmu pro měření a zpracování signálu z tlakového senzoru**

Při měření tlaku je nutné použít nulování. Ve chvíli kdy je senzor připojen k zavedenému katetru, je zapotřebí odečíst okamžitou hodnotu napětí. Tato hodnota je na senzoru generována před otevřením trojcestného kohoutu, kterým je senzor vybaven. V momentě otevření kohoutu dochází k měření okamžitých hodnot tlaku. Nulování je provedeno z důvodu kalibrace tlaku na tlak relativní.

V posledním bloku programu je zajištěno, že po ukončení měření dojde také k ukončení ukládání měřených dat a bude zastavena komunikace s A/D převodníkem.

Veškeré zpracování signálu se děje pouze z důvodu lepšího zobrazení na obrazovce, nicméně pro další potřeby analýzy se signál ukládá v původním, nijak nezpracovaném tvaru.

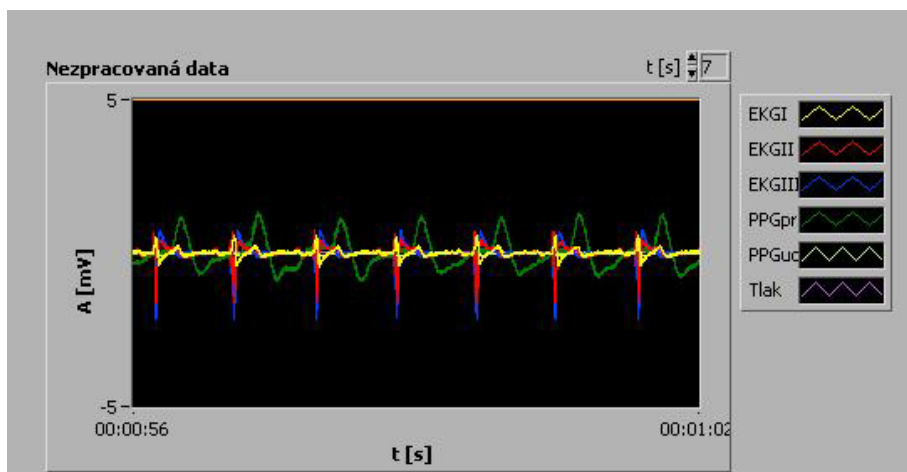
## 8.6.2 Analýza signálu



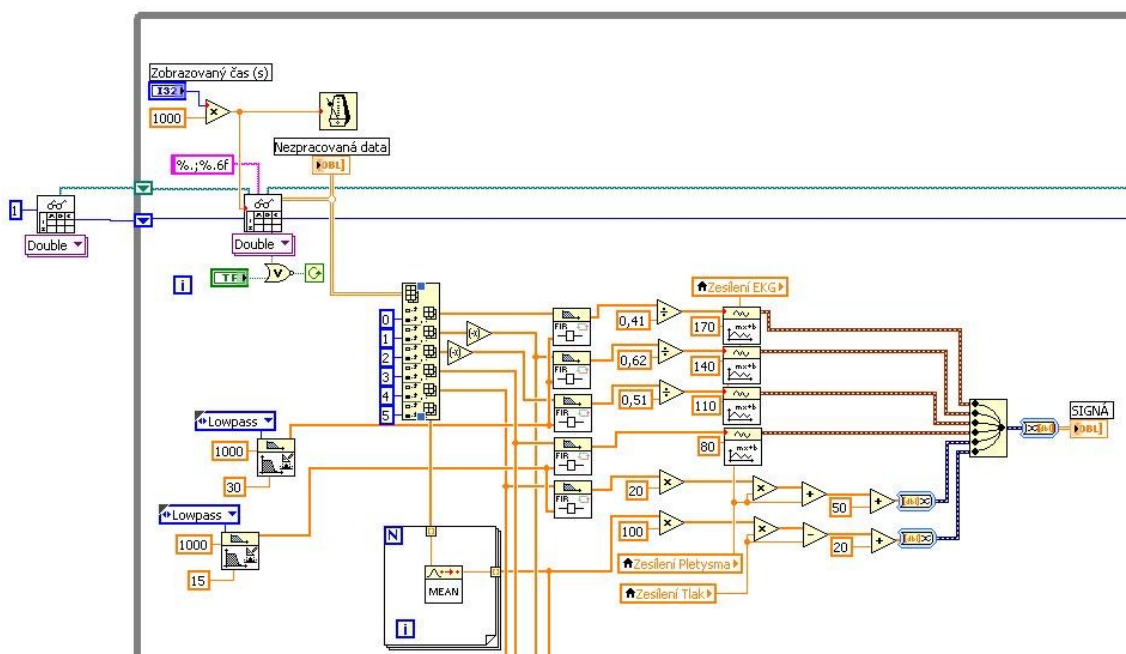
**Obr.36** Obecné schéma průběhu vyhodnocení signálu

Při analýze signálu je čten signál z uloženého textového dokumentu. Opět lze nastavit požadovanou rychlost vykreslování, nicméně nelze již nastavit jinou vzorkovací frekvenci, nežli byla nastavena při samotném měření.

Data jsou při čtení uložena do jednoho datového souboru, tedy při zpětném čtení dat je nutné je pro podrobnější analýzu dekodovat, respektive rozdělit, do jednotlivých signálů.



Obr.37 Nezpracovaná data



Obr.38 Schéma algoritmu pro načítání, rozdělení a filtrování signálu

Po rozdělení je každý jednotlivý signál opět upraven, nyní již pro potřeby analýzy signálu. Vzhledem k tomu, že je hledáno časové zpoždění mezi jednotlivými signály, je nutné použít pro filtrování signálu FIR filtry, které jsou stabilní a nemění fázi filtrovaného signálu. Jediný signál, který není filtrován FIR filtrem, ale pouze jednoduchým filtrem pro střední hodnotu, je signál z tlakového senzoru. Zde se měřením ukázalo, že je tento filtr mnohem vhodnější.



---

Obecně požadujeme při filtraci biologického signálů, aby fázová charakteristika filtru byla vždy lineární. Nejčastěji biologický záznam filtrujeme filtrem s konečnou impulsní odezvou  $h(n)$  (Finite Impulse Response - FIR). Tento filtr je plně definován  $N$  hodnotami odezvy. Matematickým modelem FIR filtru v časové oblasti je diferenční rovnice

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} a_k x(n-k) \quad (8.3)$$

Kde  $y(n)$  představuje současnou výstupní hodnotu filtru,  $x(n)$  současnou vstupní hodnotu filtru,  $x(n-N)$  reprezentuje  $N$  dřívějších vstupních vzorků filtru a  $a_k$  jsou koeficienty diferenční rovnice. Koeficienty  $a_k$  představují vzorky impulsní charakteristiky  $h(n)$  FIR filtru, tedy je můžeme v rovnici nahradit koeficienty  $h_k$ .

Pro filtraci EKG signálu byl použit FIR filtr DP 30 Hz a pro filtraci PPG signálu byl použit FIR filtr DP 15 Hz. Vzorkovací frekvence filtru byla nastavena na 1 kHz, stejně jako vzorkovací frekvence signálu. Hodnoty filtrů byly nastaveny tak, aby bylo zaručeno, že ze signálu nebudou odfiltrovány potřebné frekvence, pro QRS 8 – 22 Hz, pro PPG 0,5 – 15 Hz.

Opět byl nastaven offset, kalibrace a volitelné zesílení jednotlivých signálů, které byly následně spojeny a vykresleny do jednoho grafu.

Tento program je však vytvořen hlavně pro detekci signifikantních znaků jednotlivých signálů, konkrétně tedy R-vlny EKG signálu, špiček pletysmografických signálů a špiček tlaku. K detekci R-vlny EKG signálu byla použita wavelet transformation (vlnková transformace, dále jen WT).

### 8.6.2.1 Vlnková transformace

Vlnková transformace představuje jeden ze základních matematických prostředků pro analýzu a zpracování nestacionárních signálů a obrazů. Poskytuje oproti Fourierové transformaci (dále jen FT) informaci o časové lokalizaci spektrálních složek signálu. FT využívá pro rozklad signálů sinové a kosinové funkce, je tedy vhodná pro popis periodických signálů, kdežto každá waveletová funkce osciluje pouze v okolí bodu lokalizace, tedy je vhodnější pro popis neperiodických signálů.

Metody založené na WT mohou být aplikovány na vybrané biomedicínské signály, zahrnující signály EKG nebo obrazy magnetické rezonance. Výhodou WT je možnost měnění tvaru příslušné „vlnky“ podle charakteru analyzovaného signálu či obrazu a žádané aplikace.

WT je okenní operace. Její jádro je získáno posunutím a roztažením báze funkce. Wavelety jsou speciální okenní funkce  $\psi(t)$ , které mají nulovou střední hodnotu.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (8.4)$$

Základem je Shannonova funkce (mateřská vlnka)  $w(t)$ .

$$w(t) = \frac{\sin(\pi \cdot t/2)}{\pi \cdot t/2} \cos(3\pi \cdot t/2) \quad (8.5)$$

Tato mateřská vlnka tvoří základ pro konkrétní vlnkovou funkci  $W_{a,b}(t)$  s parametry čas  $t$ , translace (časové posunutí)  $b$  a dilatace (měřítko)  $a$ .

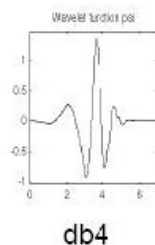
$$W_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} W\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (8.6)$$

Další vlnkové funkce jsou definovány analyticky nebo řešením příslušné rovnice.

Výpočet koeficientů diskretní vlnkové transformace se realizuje postupnou aplikací vysokofrekvenční propusti (představující vlnkovou funkci) a nízkofrekvenční propusti (představující měřítkovou funkci) na daný signál, zjednodušeně vysvětleno signál je filtrován bankou filtrů, které dělí frekvenční pásmo vždy na dvě poloviny, kdy v jedné polovině získáváme ze signálu globální informaci (aproximační složku) a ve druhé polovině podrobné informace (detailní složku), představující rychlé změny v signále.

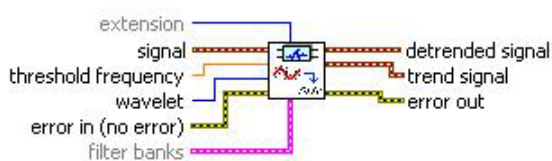
Výběr vlnkové funkce pro zpracování signálu je velmi důležitý. Nejvýhodnější je zvolit vlnkovou funkci tak, aby se co nejvíce podobala zpracovávanému signálu, což umožňuje lepší zachycení detailů všech frekvencí.

Jako nejvhodnější rozkladový filtr, použitý v detektoru, byl vybrán filtr známý pod jménem Daubechies 4. [23]



**Obr.39 Tvar vlnky Daubichies 4 [2]**

Při zpracování signálu pro detekci R-vlny z EKG dochází nejprve k odstranění frekvencí signálu vyšších než 22 Hz pomocí WT. Toto zpracování je zajištěno detrend blokem.



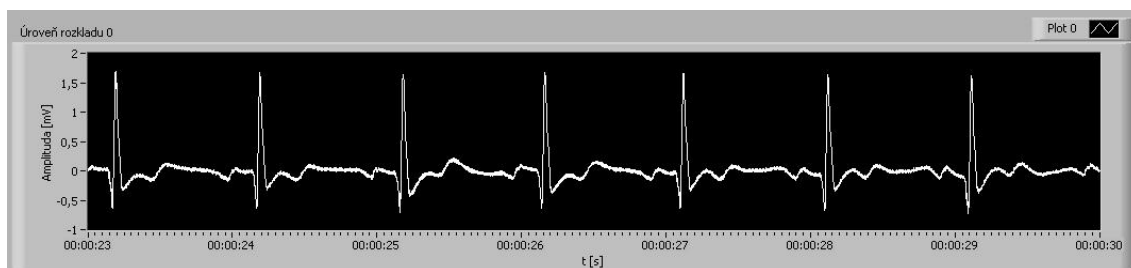
Removes the trend from 1D signals by setting the approximation coefficients to zeros. Wire data to the **signal** input to determine the polymorphic instance to use or manually select the instance.

**Obr.40 Detrend blok**

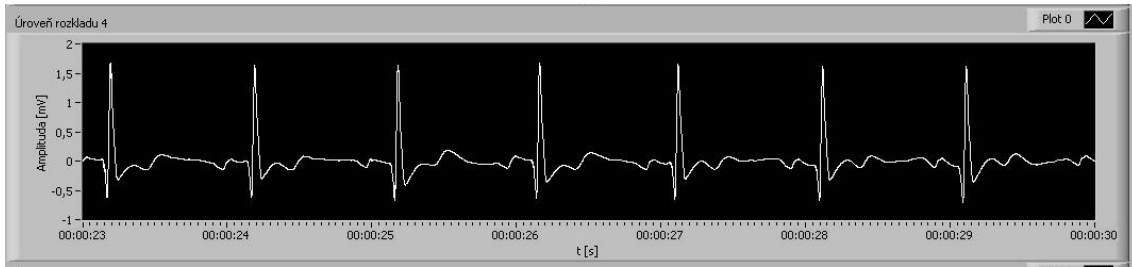
Detrend blok odstraní ze signálu stejnosměrnou složku, která by se zde mohla vyskytovat, neboť signál je filtrován pouze filtrem DP. Dále je v tomto bloku nastavena maximální požadovaná frekvence pro detekci vrcholu R-vlny, a to 22 Hz. Filtrování této frekvence je docíleno nastavením treshold frekvence detrend bloku, na hodnotu 1,7. Tato hodnota byla vypočítána podle následujícího vzorce, který je uveden přímo u detrend bloku.

$$Treshold = \log \frac{f_{vz}}{2 * 22} \quad (8.7)$$

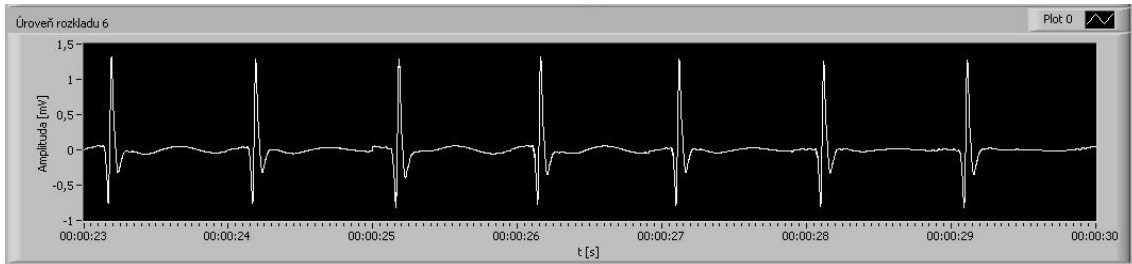
Dále je ze signálu odstraněn šum, opět pomocí WT. Ukázalo se, že nejlépe vyhovuje rozložit a rekonstruovat signál z 6 úrovně WT. Na této úrovni je signál zpracováván v rozmezí 15-31 Hz, což odpovídá frekvenci R-vlny.



**Obr.41 Nerozložený signál – úroveň rozkladu 0**

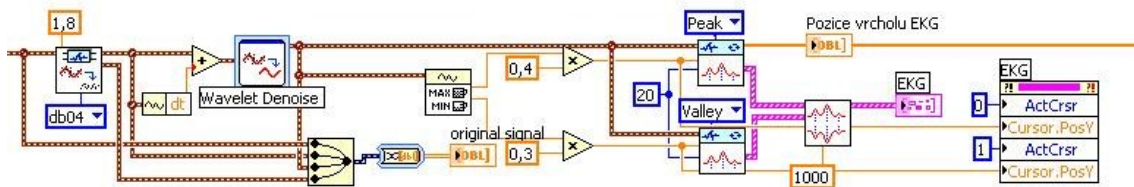


Obr.42 Úroveň rozkladu 4



Obr.43 Úroveň rozkladu 6

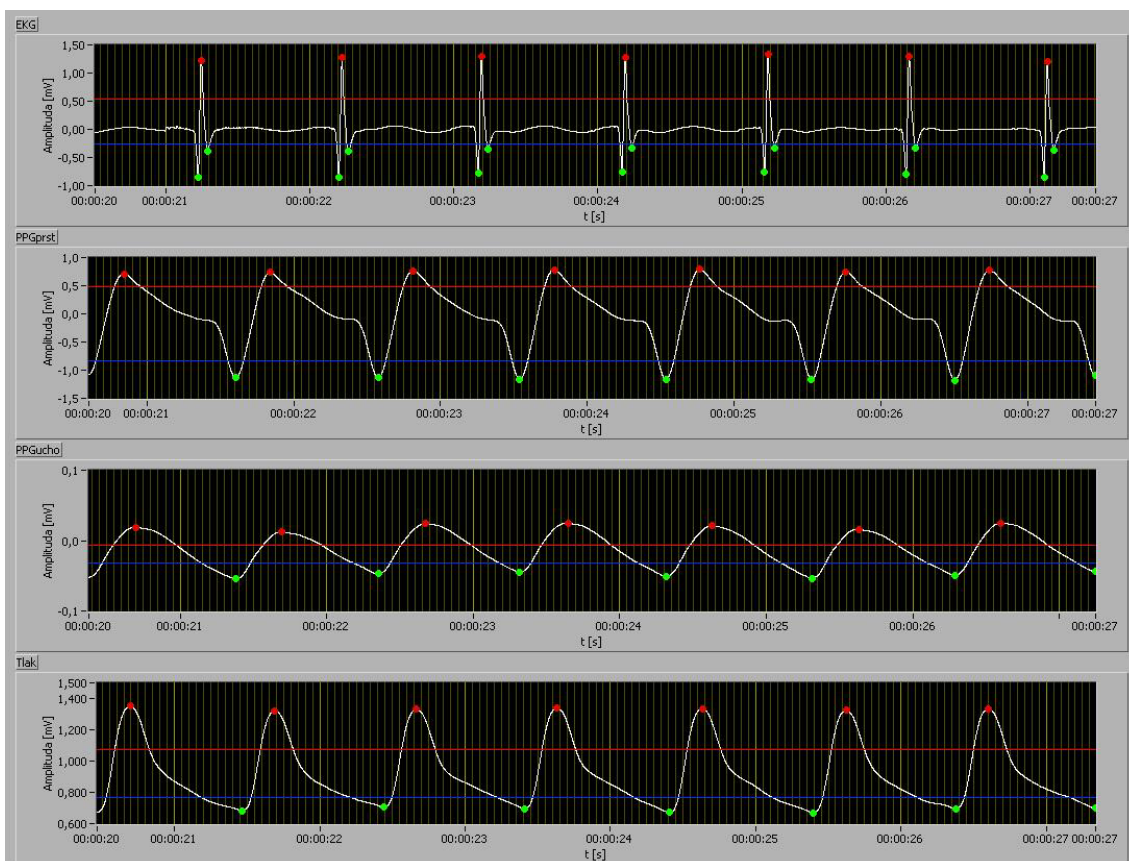
Takto upravený signál vstupuje do bloku pro detekci vrcholů. V těchto blocích je nutné nastavit prahování signálu. Signál vstupuje do bloku pro měření okamžitých hodnot maxima a minima zobrazovaného signálu. Vzhledem ke k přesnému zpracování signálu pomocí WT, kdy je díky filtraci QRS komplex v signálu dominantní, byla hodnota prahu pro detekci R-vlny nastavena jako 40% maximální snímané hodnoty. Toto nastavení zaručuje přesnou a bezchybnou detekci všech R-vrcholů při snímání.



Obr.44 Schéma algoritmu pro detekci R-vrcholu v EKG signálu

K detekci vrcholů plethysmografické křivky a křivky tlaku byl použit stejný algoritmus, pouze s tím rozdílem, že nebylo zapotřebí používat WT. Křivky jsou dostatečně odfiltrovány FIR filtrem. V případě filtrace plethysmografických, respektive pulsních, křivek je použit FIR filtr DP s mezní hodnotou 15 Hz a nastavenou vzorkovací frekvencí 1 kHz. Takto nastavené

hodnoty FIR filtru zaručují, že ze signálu nebudou odfiltrovány důležité složky signálu, jako například dikrotický zářez na pulsní vlně.



**Obr.45 Křivky s detekovanými vrcholy**

Pozice všech vrcholů jsou vkládány do tabulek a po ukončení programu uloženy do dokumentů \*.xls pro další statistické zpracování.

28,135	28,465	28,699	28,236	28,566	0,0166
29,128	29,462	29,69	29,243	29,561	0,0164
30,121	30,452	30,681	30,226	30,542	0,0165
31,081	31,411	31,631	31,199	31,509	0,0166
32,094	32,419	32,655	32,201	32,52	0,0166

**Tabulka1 Náhled .xls souboru s uloženými daty**

Data se ukládají do souboru do jednotlivých sloupců, kde do prvního sloupce se ukládají časové hodnoty vrcholu R-vlny, do druhého a třetího sloupce časové hodnoty počátku a konce

---

PPG vlny snímané z prstu, do čtvrtého a pátého sloupce časové hodnoty PPG vlny snímané z ušního lalůčku a do posledního sloupce amplitudové hodnoty vrcholu tlakové křivky. Časové hodnoty jsou ukládány v sekundách, amplitudová hodnota je ukládána v mV.

## 8.7 Měření

Měření probíhalo na jedné osobě. Muž, 62 let. Tento pacient prodělal bezprostředně před měřením angiografický zákrok, byl tedy po narkóze, jeho tep, který byl zobrazován na monitorovacím zařízení, měl skutečně průměrnou hodnotu 60tepů/min. Hodnota systémového systolického tlaku zobrazovaného na monitorovacím zařízení byla 129 mmHg.

Bylo naměřeno 8,4 min záznamu. Na tomto intervalu bylo nalezeno 498 vrcholů R-vln, což odpovídá přibližnému hodnotě 60 tepů/min. Hodnota systolického tlaku měřená extravaskulárním senzorem, se na tomto intervalu pohybovala v rozmezí 127 – 131 mmHg.

Krevní tlak byl měřen z *arteria femoralis*, kde měl pacient zaveden katetr, na jehož konec byl připojen senzor tlaku. Bylo měřeno čtyř svodové EKG z hrudníku, kde měl pacient již nalepeny snímací elektrody. Prstový snímač byl umístěn na ukazováčku levé ruky a snímač na ušní lalůček byl umístěn na levé ucho.

Vzorkovací frekvence snímaných signálů byla nastavena na 1 kHz, rychlost zobrazovaných dat byla 50 vzorků za 20 ms. Velikost vstupních signálů nebylo nutné softwarově omezovat, neboť signál z žádného zařízení pro měření nepřesahuje hodnotu  $\pm 10$  V.

Velikost bufferu byla nastavena na hodnotu 50000 vzorků, což nadmíru dostačovalo ke kvalitnímu a záznamu.

Veškeré toto nastavení bylo platné pro snímání všech biosignálů. Pro zobrazení měřených signálů byly tyto signály upraveny se stejným nastavením jako v následující analýze naměřených signálů (viz. kapitola 8.6.2). Tato úprava sloužila pouze pro kvalitnější zobrazování během měření. Signál pro následnou analýzu se ukládal bez jakýchkoliv změn.

Po následné analýze naměřených dat, proběhla detekce vrcholů bezchybně na celém měřeném intervalu pro všechny měřené signály.

---

## 9 Statistické zhodnocení výsledků

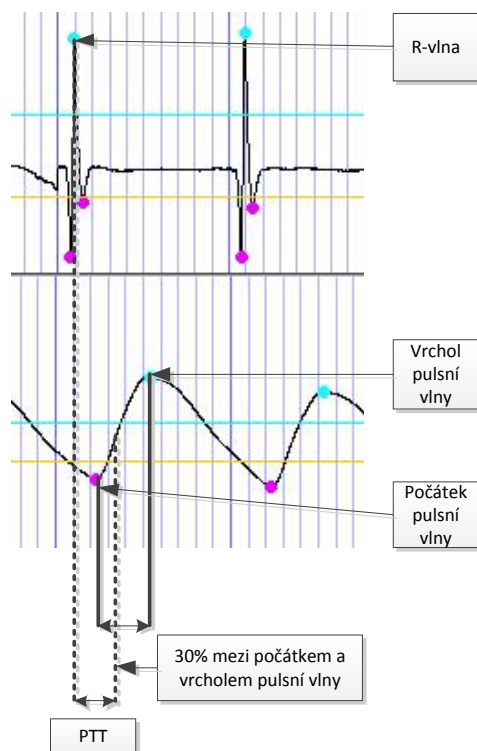
Vzhledem k tomu, že naměřená data byla získána pouze z jednoho pacienta, je možné provést pouze případovou studii, kdy veškeré výsledky mohou být vztaženy pouze k onomu konkrétnímu pacientovi. Výsledky nelze pokládat za obecné, můžeme se pouze domnívat, že by stejný přístup zpracování a vyhodnocení signálu mohl platit obecně.

Pro statistické vyhodnocení naměřených dat, kdy jsou k dispozici hodnoty PTT a hodnoty krevního tlaku a je hledána závislost mezi šířením pulsní vlny a měnící se hodnotou krevního tlaku, se dle výše zpracované rešerše, je vhodné použít pro statistické vyhodnocení dat, metodu regresní analýzy.

Regresní analýza je označení statistických metod, pomocí nichž odhadujeme hodnotu jisté náhodné veličiny, neboli závisle proměnné, na základě znalosti jiných veličin, neboli nezávisle proměnných. V tomto případě je závisle proměnná hodnota tlaku a nezávisle proměnná hodnota PTT.

### 9.1 Hodnoty pro regresní analýzu

Software pro analýzu signálu, detekoval spolehlivě všechny potřebné hodnoty k dalšímu zpracování. Z časových hodnot R-vrcholů a časových hodnot vrcholů pulsní křivky bylo možné určit PTT čas, tedy čas mezi těmito vrcholy. Byla provedena regresní analýza vzhledem ke všem možnostem určení PTT popsanych ve zpracované rešerši. Dále pak byla provedena analýza pro vybrané části úseku mezi počátkem a vrcholem pulsní vlny. Tímto zpracováním bylo zjištěno, že nejpřesnější hodnotou pro určení PTT z pulsní křivky, není počátek ani vrchol této křivky, ale 30% hodnota mezi těmito body.



**Obr.46 Určení PTT**

Veškeré hodnoty byly uloženy do tabulky pro další zpracování.

Pozice			Časové zpoždění		
R vlna [s]	PPGucho počátek [s]	PPGucho vrchol [s]	PTTpočátek [s]	PTTvrchol [s]	PTT30% [ms]
2,397	2,515	2,825	0,118	0,428	242
3,399	3,512	3,843	0,113	0,444	245,4
4,361	4,48	4,791	0,119	0,43	243,4
5,336	5,446	5,751	0,11	0,415	232
6,321	6,437	6,753	0,116	0,432	242,4
7,3	7,417	7,738	0,117	0,438	245,4

**Tabulka1 Ukázka tabulky s hodnotami pro regresní analýzu**

Celá tabulka obsahuje 498 hodnot ve sloupci pro vrchol R-vlny a 497 hodnot. Tento rozdíl je dán tím, že měření bylo zastaveno těsně po posledním QRS komplexu a před nástupem pulsní vlny.



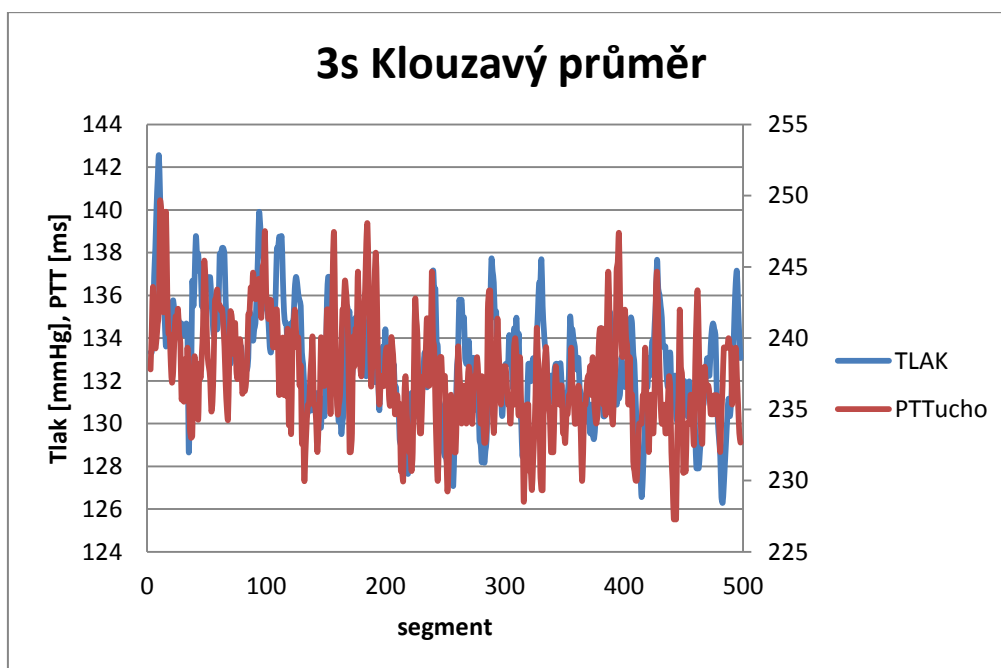
## 9.2 Regresní analýza

Při zjišťování závislosti okamžitých získaných hodnot, myšleno hodnot získaných v okamžitém čase při real-timeovém měření, se ukázalo, že je zde závislost minimální. Tento problém byl konzultován s technikem z kardiovaskulárního oddělení FNO a bylo potvrzeno, že nemá smysl přistupovat k analýze závislost těchto okamžitých hodnot, neboť okamžité hodnoty mohou vnést do analýzy značné chyby. Při každé systole je krev vypuzena srdcem do těla vždy pod jiným tlakem, byť se tato hodnota mění až o jednotky mmHg, při průměrných 60ti systolách za minutu je tato změna nepodstatná. V profesionální monitorovací technice je proto tlak, stejně jako tep nebo SPO<sub>2</sub>, vyhodnocován vždy metodu klouzavých průměrů (MA – moving average), které jsou počítány jako průměr stejného počtu za sebou jdoucích dat.

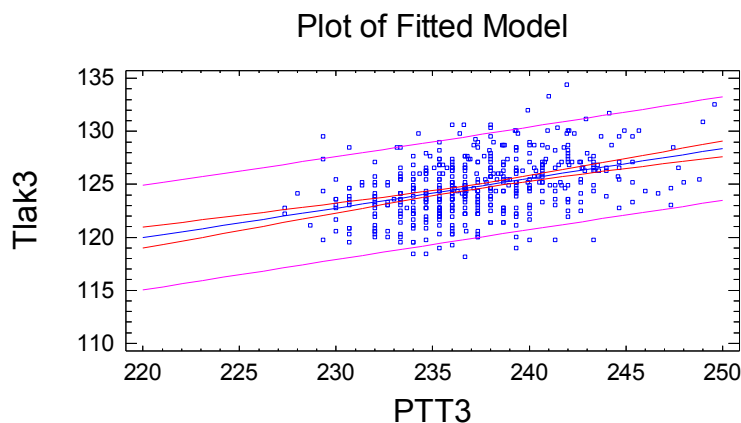
Při analýze bylo aplikováno několik oken různé délky od nejmenšího 3 segmentového po největší 15ti segmentové okno. Segmentem je zde myšlen úsek od jedné R-vlny k následující.

K zpracování regresní analýzy byl použit statistický program STARGRAPHICS Plus.

### 9.2.1 MA 3 segmenty



Obr.47 Průběh PTT a tlaku MA 3 segmenty



**Obr.48 Závislost tlaku na PTT pro plovoucí 3 segmentové okno**

Dle Obr.48 je zřejmé, že závislost nejlépe popisuje lineární model.

### 9.2.1.1 Výstup regresní analýzy

-----  
Standard T

Parameter	Estimate	Error	Statistic	P-Value
Intercept	<b>59,5201</b>	6,71748	8,86048	0,0000
Slope	<b>0,275305</b>	0,0283006	9,72789	0,0000

-----

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	558,068	1	558,068	94,63	<b>0,0000</b>
Residual	2836,58	481	5,89726		

-----

---

Correlation Coefficient = 0,405458

R-squared = **16,4396** percent

Jak lze vidět, *p-value* pro F-test je 0, lineární závislost mezi PTT a tlakem tedy existuje.

F-test umožňuje zjistit, zda byl zvolen správný typ regresní funkce. Slouží k testu hypotézy, zda hodnota vysvětlované proměnné závisí na lineární kombinaci vysvětlujících proměnných.

Index determinace  $R^2$  (R-squared) říká, že 16,43% rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno tímto regresním modelem, zbytek zůstává nevysvětlen.

Odhadovaná rovnice pro výpočet tlaku pomocí PTT při plovoucím 3 segmentovém okně je popsána takto:

$$Tlak = 59,5010 + 0,275305 * PTT \quad (9.1)$$

Na základě hodnot *p - value* dílčích t-testů je možné tento model rovnice zjednodušit. Zjednodušením modelu je rozuměno zanedbání některé z příslušných konstant obsažených v rovnici. Při zjednodušení je model zapsán náhradní rovnicí:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X \quad (9.2)$$

Následně je popsána nulová a alternativní hypotéza:

$$H_0: \beta_0 = 0; H_A: \beta_0 \neq 0$$

$$H_0: \beta_1 = 0; H_1: \beta_1 \neq 0$$

-----  
Standard T

Parameter	Estimate	Error	Statistic	P-Value
Intercept	59,5201	6,71748	8,86048	<b>0,0000</b>
Slope	0,275305	0,0283006	9,72789	<b>0,0000</b>

-----

$P$  - value dílčího t-testu pro absolutní člen (intercept) a pro lineární člen (slope) je v obou případech 0, což znamená, že v obou případech zamítáme na hladině významnosti 0,05 nulovou hypotézu a ani jeden z těchto členů nemůžeme a nesmíme z modelu vypustit.

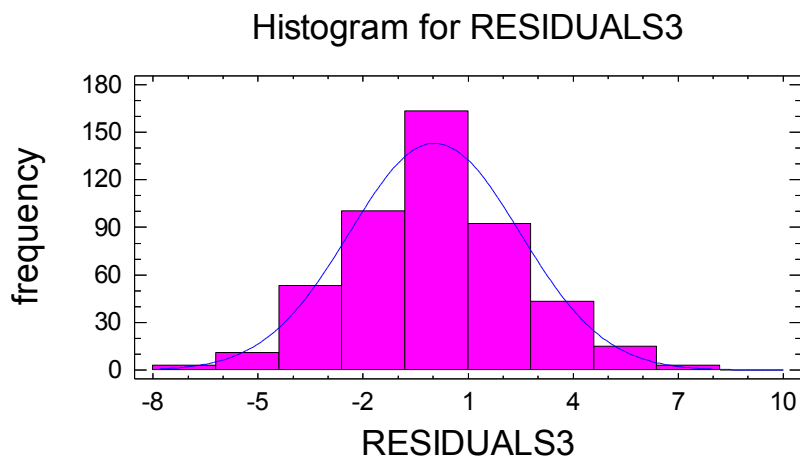
Nyní je nutné ověřit předpoklady pro použití lineárního regresního modelu. Toto ověření se provádí pomocí posouzení reziduí, kdy je posuzována

1. normalita reziduí
2. nulová střední hodnota reziduí
3. homoskedasticita reziduí

Hypotézy

$H_0$ : Rezidua mají normální rozložení

$H_1$ : Rezidua nemají normální rozložení



**Obr.49 Rozložení reziduí pomocí histogramu**

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,0364943	0,803092	<b>&gt;=0.10*</b>

---

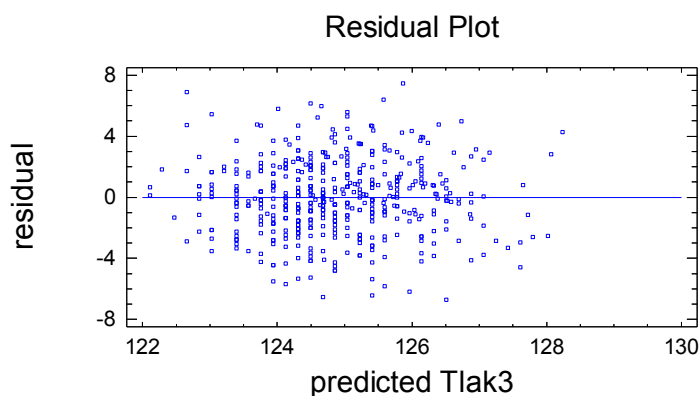
Z výsledku modifikovaného Kolmogorovova–Smirnovova testu ( $p - value > 0,10$ ) je zřejmé, že normalitu výběru na hladině významnosti 0,05 nezamítáme, můžeme tvrdit, že výběr pochází z normálního rozdělení, což je také viditelné na Obr.49.

Hypotézy

$$H_0: \text{Rezidua mají nulovou střední hodnotu}$$
$$H_0: \text{Rezidua nemají nulovou střední hodnotu}$$

Nezamítáme nulovou hypotézu (t-test,  $p-value = 0,6831$ ), tedy nulovost střední hodnoty reziduí nebyla na hladině významnosti 0,05 zamítnuta.

Poslední podmínkou pro použití lineárního regresního modelu je posouzení homoskedasticity reziduí. Homoskedasticitou se rozumí, že hodnoty reziduí mají stejný konstantní rozptyl a systematicky se nezvyšují ani nesnižují.



**Obr.50 Posouzení homoskedasticity reziduí**

Rezidua jsou náhodně rozmístěna kolem nuly a nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám, homoskedasticita reziduí byla potvrzena.

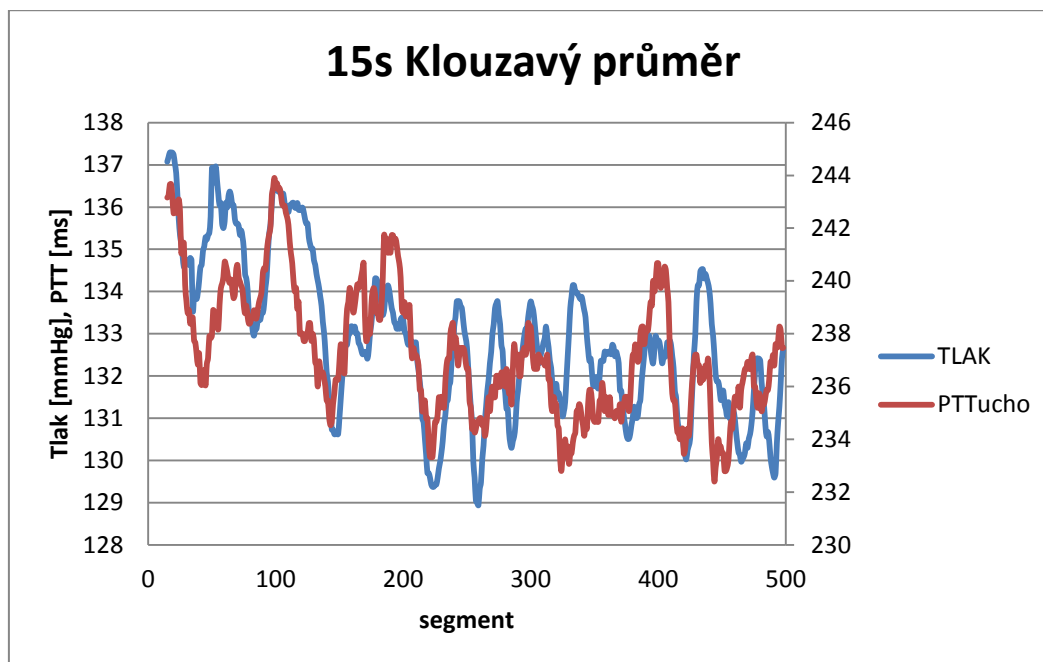
Na základě předešlé analýzy je možné tedy tvrdit, že pro odhad hodnoty krevního tlaku na základě šíření pulsní vlny u měřeného pacienta, lze použít lineární rovnici

$$Tlak = 59,5010 + 0,275305 * PTT \quad (9.1)$$

---

Vzhledem k nízké hodnotě indexu determinace (16,4%) je však využití tohoto modelu k odhadování tlaku diskutabilní.

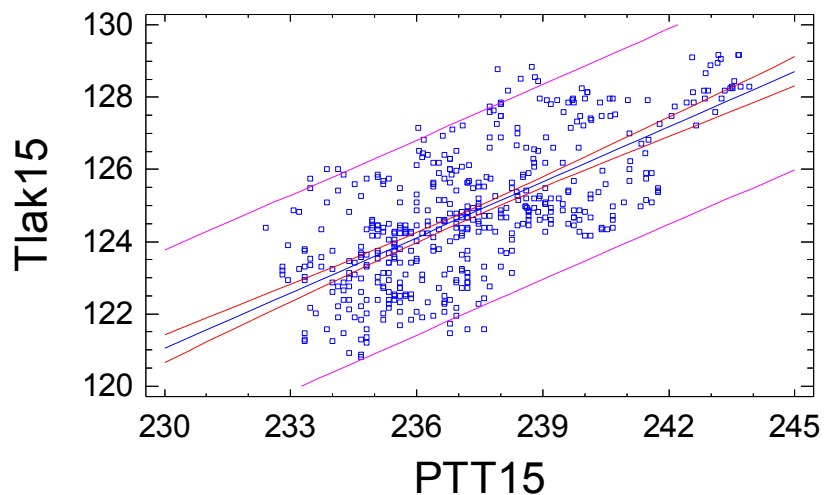
### 9.2.2 MA 15 segmentů



Obr.51 Průběh PTT a tlaku MA 15 segmentů

---

Plot of Fitted Model



Obr.52 Závislost tlaku na PTT pro MA 15 segmentů

Dle Obr.52 je zřejmé, že závislost nejlépe popisuje lineární model.

#### 9.2.2.1 Výstup regresní analýzy

-----  
Standard T

Parameter	Estimate	Error	Statistic	P-Value
Intercept	<b>3,35985</b>	5,99278	0,56064	0,5753
Slope	<b>0,511671</b>	0,0252478	20,2661	0,0000

-----

---

## Analysis of Variance

---

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	773,592	1	773,592	410,71	<b>0,0000</b>
Residual	885,27	470	1,88355		

---

Correlation Coefficient = 0,68289

R-squared = **46,63** percent

Jak lze vidět, P-value pro F-test je 0, lineární závislost mezi PTT a tlakem tedy existuje. Index determinace  $R^2$  (R-squared) říká, že 46,63% rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno tímto regresním modelem, zbytek zůstává nevysvětlen.

Odhadovaná rovnice pro výpočet tlaku pomocí PTT při plovoucím 15ti segmentovém okně je popsána takto:

$$Tlak = 3,35985 + 0,511671 * PTT \quad (9.3)$$

Zjednodušení modelu:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X \quad (9.4)$$

Hypotézy:

$$H_0: \beta_0 = 0; H_A: \beta_0 \neq 0$$

$$H_0: \beta_1 = 0; H_1: \beta_1 \neq 0$$



---

-----

Standard T

Parameter	Estimate	Error	Statistic	P-Value
Intercept	3,35985	5,99278	0,56064	<b>0,5753</b>
Slope	0,511671	0,0252478	20,2661	<b>0,0000</b>

-----

P-value díličího t-testu pro lineární člen (slope) je 0, což znamená, že zamítáme na hladině významnosti 0,05 nulovou hypotézu a tento člen nemůžeme a nesmíme z modelu vypustit.

P-value díličího t-testu pro absolutní člen (intercept) je 0,5753, což znamená, že nezamítáme na hladině významnosti 0,05 nulovou hypotézu a tento člen můžeme z modelu vypustit.

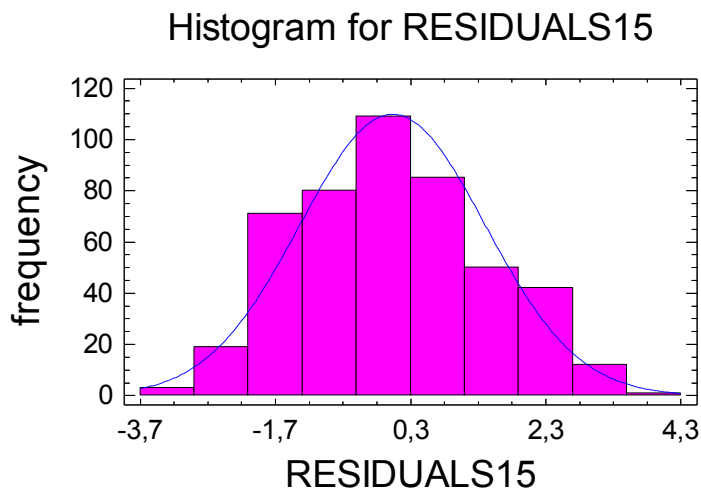
$$Tlak = 0,511671 * PTT \quad (9.5)$$

Nyní je opět nutné ověřit předpoklady pro použití lineárního regresního modelu.

Hypotézy

$H_0$ : Rezidua mají normální rozložení

$H_0$ : Rezidua nemají normální rozložení



**Obr.53 Rozložení reziduí pomocí histogramu**

EDF Statistic	Value	Modified Form	P-Value
Kolmogorov-Smirnov D	0,0352304	0,803092	<b>&gt;=0.10*</b>

Z výsledku modifikovaného Kolmogorovova–Smirnovova testu ( $p - value > 0,10$ ) je zřejmé, že normalitu výběru na hladině významnosti 0,05 nezamítáme, můžeme tvrdit, že výběr pochází z normálního rozdělení, což je také viditelné na Obr.53.

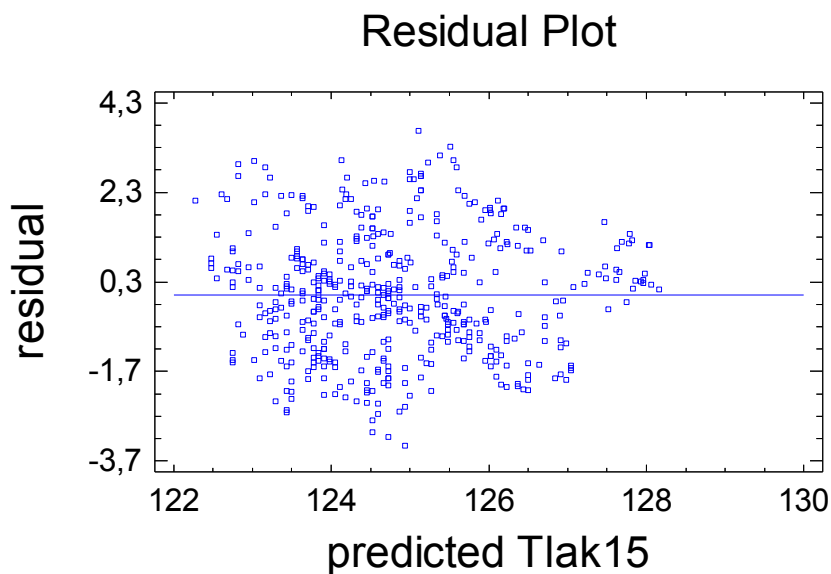
Hypotézy

$$H_0: \text{Rezidua mají nulovou střední hodnotu}$$

$$H_0: \text{Rezidua nemají nulovou střední hodnotu}$$

Nezamítáme nulovou hypotézu (t-test,  $p - value = 0,6831$ ), tedy nulovost střední hodnoty reziduí nebyla na hladině významnosti 0,05 zamítnuta.

Poslední podmínkou pro použití lineárního regresního modelu je posouzení homoskedasticity reziduí.



**Obr.54 Posouzení homoskedasticity reziduí**

Rezidua jsou náhodně rozmístěna kolem nuly a nemají žádný zřejmý vztah k předpovídaným hodnotám, homoskedasticita byla potvrzena.

Na základě předešlé analýzy je možné tedy tvrdit, že pro odhad hodnoty krevního tlaku vzhledem k šíření pulsni vlny u měřeného pacienta, lze použít lineární rovnici

$$Tlak = 3,35985 + 0,511671 * PTT \quad (9.3)$$

Z výsledků vyplývá, že v této rovnici je možné vypustit absolutní člen 3,35985. Je však zřejmé, že při výpočtech bez tohoto členu, je do výsledku vnesena chyba -3 mmHg, což může být při stanovení hodnoty krevního tlaku značně zkreslující. Proto je vhodné tento člen do rovnice zahrnout.

### 9.3 Zhodnocení výsledků regresní analýzy

Jak již bylo zmíněno, veškerá naměřená data byla získána pouze vyšetřením jednoho pacienta, není možné tedy tvrdit, že výsledky statistické analýzy jsou platné obecně, ale pouze pro tohoto konkrétního pacienta.

Regresní analýza ukázala, že přesnost odhadu krevního tlaku na základě šíření pulsni vlny roste s rostoucí velikostí MA. Toto je zřejmé z uvedených hodnot indexu determinace  $R^2$ , který udává jaké množství rozptylu vysvětlované proměnné je vysvětleno daným regresním modelem.

---

Při aplikaci 3 segmentového plovoucího okna je index determinace pouze 16%, kdežto při aplikaci 15ti segmentového okna vzrostla jeho hodnota na 46%.

PTT zpoždění bylo měřeno jak z ucha, tak z prstu. Výše popsaná regresní analýza popisuje závislost krevního tlaku na šíření pulsni vlny snímané z lalůčku ucha. Vzhledem k vysoké citlivosti prstového snímače, byl signál pletysmografické křivky velmi ovlivněn pohybovými artefakty. Tyto pohybové artefakty neměly vliv na zpracování signálu, ale právě na rychlost šíření pulsni vlny, která vykazovala významné výkyvy mezi svými hodnotami vzhledem ke stejným hodnotám krevního tlaku.

Vzhledem k tomu, že rychlost šíření pulsni vlny je velmi závislá na stavu kardiovaskulárního systému, tedy také stavu cév, je pochopitelné, že bude tato rychlost méně ovlivněna při měření na ušním lalůčku, kdy je vzdálenost mezi srdcem, tedy srdeční systolou, a ušním lalůčkem podstatně menší, než vzdálenost mezi srdcem a prstem. Cévy končetin jsou náchylnější k degradacím (kornatění cév, ochabování cévní stěny, ...) nežli cévy vedoucí k ušnímu lalůčku.

Pacient byl po operaci ischemické choroby srdeční, tedy nebyl fyziologický zdravý. Tato okolnost společně s věkem pacienta, 62 let, může mít podstatný vliv při měření šíření pulsni vlny, což vplynulo s regresní analýzy, která pro stejná plovoucí okna vykazovala výrazně nižší přesnost odhadu krevního tlaku.

---

## Závěr

Kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku je moderní diagnostickou metodou pro vyhodnocování stavu kardiovaskulárního systému a predikce možných zdravotních problémů a nevratných změn v lidském těle. Obzvláště pak dnes, kdy se stále zvyšuje počet pacientů trpících poruchami srdečního a cévního systému, je velmi důležité mít možnost kontrolovat krevní tlak v průběhu celého dne během běžných denních aktivit.

Při měření by měl být brán ohled na pohodlí pacienta a tímto měřením jej co nejméně zatěžovat, bylo-li by to možné, aby si do jisté míry ani neuvědomoval, že měření probíhá. Psychický stav pacienta se totiž může na hodnotě krevního tlaku výrazně projevit.

V diplomové práci jsou popsány známé metody pro měření krevního tlaku. Nejvhodnější metodou pro měření kontinuálního neinvazivního krevního tlaku, s ohledem na zátěž pacienta, náročnost měření biosignálů potřebných k vyhodnocení krevního tlaku a finanční nákladnosti měření, se ukazuje být metoda posuzování časových rozdílů v šíření pulsní vlny v cévním systému. Vypracovaná rešerše v diplomové práci shrnuje dnešní vědecké přístupy a metodiky měření NIBP na základě časového zpoždění pulsní vlny vzhledem k EKG záznamu a shrnuje nejčastější metody, které jsou v dané problematice využívány.

Je sestaven měřicí systém pro sběr dat potřebných k následnému vyhodnocení závislosti krevního tlaku a časového zpoždění pulsní vlny vzhledem k EKG. Systém se skládá z jednotlivých měřicích zařízení pro měření EKG, PPG na prstu a ušním lalůčku a zařízení pro měření invazivního krevního tlaku pomocí extravaskulárního tlakového senzoru. Aby bylo možné všechny tyto signály snímat, bylo nutné sestavit vlastní zařízení pro měření pulsní vlny z ušního lalůčku a zařízení pro měření krevního tlaku.

Další částí vlastního řešení je software pro měření a zpracování signálu z A/D převodníku, do kterého je ze všech jednotlivých měřicích zařízení signál přiveden. Vytvořený software se skládá ze dvou částí, a to z části pro snímání dat a z části pro jejich zpracování. Snímání jednotlivých signálů probíhalo v real-time režimu, následná analýza již v offline režimu. Tento postup byl zvolen z důvodu následného a nutného statistického zpracování naměřených dat. Během offline zpracování naměřených dat byla využita FIR filtrace a waveletová transformace pro zpracování signálu před detekcí QRS komplexu a vrcholů pulsní křivky.

Software je navržen tak, aby jednoduchou úpravou bylo možné jednotlivé části sloučit pro automatické a okamžité vyhodnocování NIBP. Zpracovaná data jsou dále analyzována statistickou metodou lineární regrese, která se ukázala být na základě výsledku vytvořené rešerše jako nejvhodnější.

Regresní analýza byla provedena pro závislost mezi hodnotou krevního tlaku a časovým zpožděním pulsní vlny měřené na prstu a mezi hodnotou krevního tlaku a časovým zpožděním, měřené na uchu. Z výsledků je patrné, že tato závislost je vyšší na ušním lalůčku, nicméně

---

pouze z toho důvodu, že ušní lalůček není zatížen žádnými pohybovými artefakty, které by mohly měření znehodnocovat. Dále pak bylo potvrzeno, že závislost mezi analyzovanými hodnotami je značně ovlivněna velikostí moving average filtru, díky kterémuž se ostatně signály zpracovávají také v profesionální monitorovací technice.

Vzhledem k tomu, že naměřená data byla získána pouze vyšetřením jednoho pacienta, není možné tvrdit, že výsledky mají obecnou platnost. Je možné se pouze domnívat, že stejných závislostí a výsledků by bylo dosaženo také u jiných pacientů.

Komplexní hardwarové a softwarové řešení vytvořené v této diplomové práci pro laboratorní analýzu NIBP je připraveno pro další testy vedoucí k ověření a rozvoji metodiky měření NIBP. V dalším kroku musí být provedena klinická studie, jejíž výsledkem bude dostatečná databáze měření. Díky takto získaným datům bude možný další rozvoj metodiky měření NIBP využívajících nových metod moderní matematiky. Výstupem další práce tak budou nové algoritmy zpřesňující měření NIBP.

---

## Seznam použité literatury

- [1] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., KOBZA, F., TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2004, ISBN 80-248-0751-3.
- [2] BODEČEK, Ondřej. Stanovení elasticity artérií z tvaru povrchové pulsově vlny. Ostrava, 2009. Diplomová práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [3] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [4] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [5] Srdce. In: Wikipedia: *the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-07-10]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Srdcelekarska diagnosticka technika](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Srdcelekarska_diagnosticka_tehnika)
- [6] SORVOJA, Hannu. Noninvasive blood pressure pulse detection and blood pressure determination. Oulu: University of Oulu, 2006. ISBN 95-142-8272-8.
- [7] Non-Invasive Hemodynamics. Fianpres Medical System [online]. [cit. 2012-07-10]. Dostupné z: <http://www.fianpres.com/site/>
- [8] G.tec medical engineering. Guter Technologies [online]. [cit. 2012-07-10]. Dostupné z: <http://www.gtec.at/>
- [9] VLACH, Jaroslav, HAVLÍČEK, Josef, VLACH, Martin. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [10] BRICH, Tony. Continuous Non-Invasive Blood-Pressure Measurements. 2007. Dostupné z: <http://www.maths-in-medicine.org/uk/2007/blood-pressure/>
- [11] PARRY, F, G DUMOT, C RIES, C MOTT, M ANSETMINO. Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. *EMBC 2004: 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society : conference proceedings : linkages for innovation in biomedicine : 1-5 September, 2004, San Francisco, California*. Piscataway, N.J.: IEEE, c2004. ISSN 0-7803-8439-3.
- [12] SHRIRAM, R, N DAIMIWAL, D RAMDASI. Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT. *Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010 International Conference on*. 2010. ISSN 978-1-4244-6775-4.

- 
- [13] DOUNIAMA, C, C.U. SAUTER, R COURONNE. Blood pressure tracking capabilities of pulse transit times in different arterial segments: A clinical evaluation. *2009 36th Annual Computers in Cardiology Conference (CinC 2009) Proceedings of a Meeting Held 13-16 September 2009, Park City, Utah: 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society : conference proceedings : linkages for innovation in biomedicine : 1-5 September, 2004, San Francisco, California*. Piscataway, N.J.: Curran Associates Inc, 2010. ISSN 978-1-4244-7281-9.
- [14] DINGILI, Li, Yi PAN, Hang CHEN, Ye SHUMING, Yan HONG. The Establishment of a Non-Invasive Continuous Blood Pressure Measure System Based on Pulse Transit Time. *The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE 2008): May 16-18, 2008, Shanghai, China [online]*. Piscataway, N.J.: IEEE Xplore, 2008 [cit. 2012-07-17]. ISSN 978-1-4244-1747-6.
- [15] SUJAY, Deb, C NANDA, D GOSWAMI, J MUKHOPADHYAY , S CHAKRABATI. Cuff-Less Estimation of Blood Pressure Using Pulse Transit Time and Pre-ejection Period. *ICCIT 2007 the 2007 International Conference on Convergence Information Technology: Hydai Hotel, Gyeongju, Korea, 21-23 November, 2007*. Los Alamitos, Calif: IEEE Computer Society, 2007. ISSN 0-7695-3038-9.
- [16] PORTA, A, T UKAWA, S TAKEDA, H ISHIMARA, T KAZAMA, J TAKEDA. Sequence analysis of pulse transit time and systolic blood pressure during dynamic exercise. *Computers in cardiology 2005: volume 32 ; September 25 - 28, 2005, Lyon, France*. Piscataway, NJ: IEEE Operations Center, 2006. ISSN 0-7803-9337-6.
- [17] MA, T, Y.T. ZHANG. A Correlation Study on the Variabilities in Pulse Transit Time, Blood Pressure, and Heart Rate Recorded Simultaneously from Healthy Subjects. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*. [s. l: s. n.]. ISSN 0-7803-8741-4.
- [18] MINIMEGALAI, P, A SAHOO, K THANUSHKODI. Wavelet Based Cardiovascular Parameters Estimation System from Ecg and Ppg Signals. *European journal of scientific research*. ISSN 1450-216x.
- [19] LITTLE, P, J BARNETT, L BARNSLEY, L MAEJORAM, A FITZGERALD, D MANT. A novel continuous cardiac output monitor based on pulse wave transit time. *EMBC 2010 Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: "Merging Medical Humanism and Technology" : August 31 - September 4, 2010, Buenos Aires Sheraton Hotel, Buenos Aires, Argentina*. Piscataway, N.J.: IEEE, 2010. ISSN 978-1-4244-4123-5.
- [20] LIN, Yang, Zhang SONG, Yang YIMIN. Study of Pulse Wave Velocity Noninvasive Detecting Instrument Based on Radial Artery and Finger Photoplethysmography Pulse Wave. *IITA 2008 workshops: Proceedings 2008 International Symposium on Intelligent Information Technology Application : December 21-22, 2008, Shanghai, China*. Los Alamitos, Calif: IEEE Computer Society, 2008. ISSN 978-0-7695-3505-0.
-



- 
- [21] JELINEK, M, J DOBES, L POUSEK a K HANA. Using a phonocardiography in a pulse wave velocity measurement. *ISSPIT 2003: proceedings of the 3rd International Symposium on Signal Processing and Information Technology : 14-17 December, 2003, Maritim Rhein/Main Hotel, Darmstadt, Germany*. Piscataway, N.J.: IEEE, c20012003. ISSN 0-7803-8292-7.
- [22] CHEN, Yan, Changyun WEN, Guocai TAO a Min BI. A new methodology of continuous and noninvasive blood pressure measurement by pulse wave velocity. *Control Automation Robotics*. 2010. ISSN 978-1-4244-7814-9.
- [23] KOZUMPLÍK Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Vědecké spisy Vysokého učení technického v Brně Edice Habilitační a inaugurační spisy, 2005, roč. 2005, č. 183, s. 1 ( s.)ISSN: 1213- 418X.

---

## Seznam obrázků

OBR.1	BLOKOVÉ SCHÉMA KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU .....	3
OBR.2	PRŮBĚH KREVŇÍHO TLAKU V SRDCI V ZÁVISLOSTI NA JEHO ČINNOSTI (EKG) [1] .....	10
OBR.3	TLAKOVÁ KŘIVKA Z BRACHIÁLNÍ ARTERIE [3].....	11
OBR.4	SCHWAN-GANZŮV KATÉTR [1].....	18
OBR.5	SCHÉMATICKÉ ZNÁZORNĚNÍ MĚŘENÍ POMOCÍ PIEZOELEKTRICKÉHO SNÍMAČE [10] ...	19
OBR.6	ARTERIÁLNÍ TONOMETR [10] .....	20
OBR.7	SCHÉMA KALIBRACE PRO PRSTOVOU MANŽETU .....	21
OBR.8	SCHÉMA MĚŘÍČÍHO PRINCIPU [10] .....	22
OBR.9	APLIKACE MĚŘÍČÍHO PŘÍSTROJE FINAPRES [7] .....	22
OBR.10	SCHÉMATICKÉ NAZNAČENÍ REFLEXNÍHO A TRANSMISNÍHO SNÍMÁNÍ [1] .....	23
OBR.11	PTT VYŠETŘOVANÝ Z EKG [12] .....	24
OBR.12	VYPOČTENÁ HODNOTA KREVŇÍHO TLAKU POMOCÍ [11] .....	29
OBR.13	BLOKOVÉ SCHÉMA MĚŘENÍ [12] .....	30
OBR.14	KORELACE HODNOT TLAKU MĚŘENÝCH SPHYGMOMANOMETREM [12] .....	31
OBR.15	VÝSLEDKY MĚŘENÍ [14].....	32
OBR.16	VÝSLEDKY REGRESNÍ ANALÝZA A) BĚHEM ZÁTĚŽE B) V KLIDOVÉM STAVU [16] .....	33
OBR.17	DEFINOVANÁ HODNOTA PTT [17].....	34
OBR.18	CHRONOLOGICKÝ POSTUP PRAKTICKÉ ČÁSTI PRÁCE.....	36
OBR.19	NÁVRH MĚŘÍČÍHO ŘETĚZCE .....	37
OBR.20	STANDARDNÍ ROZMÍSTĚNÍ SNÍMAČŮ A ELEKTROD BĚHEM MĚŘENÍ.....	39
OBR.21	G.EKGBOX PRO MĚŘENÍ EKG .....	40
OBR.22	G.PULSE SENZOR PRO MĚŘENÍ PLETYSMOGRAFICKÉ KŘIVKY .....	40
OBR.23	OPTICKÁ SONDA PRO MĚŘENÍ PLETYSMOGRAFICKÉ KŘIVKY NA UŠNÍM LALŮČKU .	41
OBR.24	PROPOJENÍ JEDNOTLIVÝCH KONEKTORŮ S OPTOSOUČÁSTKAMI V SONDĚ.....	41
OBR.25	SCHÉMA NAPÁJENÍ PRO ANALOGOVÉ PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU .....	42
OBR.26	SCHÉMA ANALOGOVÉHO PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU .....	43
OBR.27	EXTRAVASKULÁRNÍ TLAKOVÁ KOMŮRKA .....	44
OBR.28	ZAPOJENÍ ODPOROVÉHO MŮSTKU V SENZORU S VÝSTUPY V KONEKTORU .....	45

---

OBR.29	SCHÉMA ANALOGOVÉHO PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU – TLAK.....	46
OBR.30	MĚŘÍCÍ PŘÍPRAVEK PRO MĚŘENÍ PLETYSMOGRAFICKÉ KŘIVKY .....	47
OBR.31	ZESILOVAČ BIOSIGNÁLŮ BSAMP .....	48
OBR.32	BLOKOVÝ DIAGRAM PROGRAMU PRO SNÍMÁNÍ DAT .....	49
OBR.33	SCHÉMA ALGORITMU PRO NASTAVENÍ SNÍMÁNÍ A UKLÁDÁNÍ MĚŘENÝCH DAT ....	50
OBR.34	SCHÉMA ALGORITMU PRO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU PŘED JEHO VYKRESLENÍM .....	51
OBR.35	SCHÉMA ALGORITMU PRO MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU .....	52
OBR.36	OBECNÉ SCHÉMA PRŮBĚHU VYHODNOCENÍ SIGNÁLU.....	53
OBR.37	NEZPRACOVANÁ DATA .....	54
OBR.38	SCHÉMA ALGORITMU PRO NAČÍTÁNÍ, ROZDĚLENÍ A FILTROVÁNÍ SIGNÁLU.....	54
OBR.39	TVAR VLNKY DAUBICHIES 4 [2] .....	56
OBR.40	DETREND BLOK .....	57
OBR.41	NEROZLOŽENÝ SIGNÁL – ÚROVEŇ ROZKLADU 0 .....	57
OBR.42	ÚROVEŇ ROZKLADU 4 .....	58
OBR.43	ÚROVEŇ ROZKLADU 6 .....	58
OBR.44	SCHÉMA ALGORITMU PRO DETEKCI R-VRCHOLU V EKG SIGNÁLU.....	58
OBR.45	KŘIVKY S DETEKOVANÝMI VRCHOLY .....	59
OBR.46	URČENÍ PTT.....	62
OBR.47	PRŮBĚH PTT A TLAKU MA 3 SEGMENTY.....	63
OBR.48	ZÁVISLOST TLAKU NA PTT PRO PLOVOUCÍ 3 SEGMENTOVÉ OKNO .....	64
OBR.49	ROZLOŽENÍ REZIDUÍ POMOCÍ HISTOGRAMU .....	66
OBR.50	POSOUZENÍ HOMOSKEDASTICITY REZIDUÍ .....	67
OBR.51	PRŮBĚH PTT A TLAKU MA 15 SEGMENTŮ .....	68
OBR.52	ZÁVISLOST TLAKU NA PTT PRO MA 15 SEGMENTŮ .....	69
OBR.53	ROZLOŽENÍ REZIDUÍ POMOCÍ HISTOGRAMU .....	72
OBR.54	POSOUZENÍ KOVARIACE REZIDUÍ.....	73

---

# Seznam Příloh

- Příloha 1**      **NÁVOD NA VÝROBU PLOŠNÉHO SPOJE**
- Příloha 2**      **KALIBRACE TLAKOVÉHO SENZORU**
- Příloha 3**      **SOFTWARE LABVIEW**  
                    SOFTWARE PRO MĚŘENÍ SIGNÁLU  
                    SOFTWARE PRO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU
- Příloha 4**      **VÝSLEDKY REGRESNÍ ANALÝZY PRO MĚŘENÍ PPG NA UCHU**  
                    MA 5 SEGMENTŮ  
                    MA 11 SEGMENTŮ  
                    MA 60 SEGMENTŮ
- Příloha 5**      **VÝSLEDKY REGRESNÍ ANALÝZY PRO MĚŘENÍ NA PRSTĚ**  
                    MA 3 SEGMENTY  
                    MA 5 SEGMENTŮ  
                    MA 11 SEGMENTŮ