VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015 Michal Berek

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

Modul tlakoměru pro výukovou sadu BMI

Blood Presure Modul

2015 Michal Berek

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

Zadání bakalářské práce

Student: **Michal Berek**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: Modul tlakoměru pro výukovou sadu BMI
Blood Presure Modul

Zásady pro vypracování:

1. Analýza metod měření krevního tlaku.
2. Návrh a realizace modulu tlakoměru s použitím základních součástek.
3. Realizace ovládacího SW a vizualizace dat v prostředí LabView.
4. Provedení testů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

[1] PENHAKER,Marek, Martin IMRAMOVSKÝ a Petr TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje:učební texty* . 1 vyd. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
[2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie.* 1.vyd. Ostava:VŠB-TU Ostrava, 2007. 155 s. ISBN 978-80-248-1605-0.
[3] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie:laboratorní úlohy.* 1.vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. 70 s. ISBN 978- 80-248-1606-7.
[4] NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA et al. *Medicínská biofyzika.* 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
[5] ROZMAN, Jiří et al. *Elektronické přístroje v lékařství.* 1.vyd. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
[6] BUERK, Donald G. *Biosensors : theory and applications.* Lancaster [Penn.]: Technomic Pub. Co., c1993. x, 221 s. ISBN 0-87762-975-7.
[7] RITTER, Arthur B., Stanley S. REISMAN a Bozena B. MICHNIAK. *Biomedical Engineering Principles.* Boca Raton: Taylor, 2005. xii, 665 s. ISBN 978-0-8247-9616-7.
[8] ENDERLE, John D., Joseph D. BRONZINO a Susan M. BLANCHARD. *Introduction to Biomedical Engineering.* 2nd ed. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. xxi, 1118 s. ISBN 978-0-12-238662-6.

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

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2015

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

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma Modul tlakoměru pro výukovou sadu BMI vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne 7. května 2015

Michal Berek

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D. za účinnou pedagogickou, metodickou, a také odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování této bakalářské práce.

V Ostravě dne 7. května 2015

Michal Berek

podpis autora

Seznam použitých symbolů a zkratek

A – elektrický proud [Ampér]

DBP - Diastolic Blood Pressures - diastolický krevní tlak

MAP - Mean Arterial Pressure - střední hodnota krevního tlaku

mmHg – milimetr rtuťového sloupce

R - poloměr trubice

R_e - reynoldsovo číslo

P – tlak [kilopascal]

SBP - Systolic Blood Pressure - systolický krevní tlak

V – elektrické napětí [Volt]

Vout – výstupní napětí senzoru

Vs – napájecí napětí

W – elektrický výkon [Watt]

Xm - naměřená hodnota

Xs - správná hodnota

v - rychlost proudění kapaliny

ΔP - absolutní chyba

δ – relativní chyba

η – viskozita

ρ - hustota kapaliny

Abstrakt

Předkládaná bakalářská práce se zabývá měřením krevního tlaku. Součástí práce je teoretický rozbor jednotlivých metod a praktická realizace jednoduchého modulu pro měření krevního tlaku. Data jsou zpracovávána pomocí měřící desky NI Elvis II a to pomocí programu vytvořeného v prostředí LabWiev. Rovněž je na modulu provedeno několik testovacích měření, jejichž výsledky jsou v práci zaznamenány a následně vyhodnoceny.

Klíčová slova

Krevní tlak, střední arteriální tlak, oscilometrická metoda, empirické konstanty, modul tlakoměru, NI Elvis II, LabView

Abstract

In this bachelor thesis the blood pressure measuring will be dwelled. Parts of this thesis are theoretical analysis of measuring methods and practical realization of simple module for measure of blood pressure. The data will be processed with help of the laboratory platform NI Elvis II and programme which will be made in LabView. In the end of this thesis the results of several testing measurments will be presented as well as the discusion of these results.

Keywords

Blood pressure, mean arterial pressure, oscillometric method, empirical constants, blood pressure modul, NI ElvisII, LabView

Obsah

Úvod....1

1. Krevní tlak....2

1.1. Historie měření krevního tlaku....2

1.2. Vlastnosti krevního tlaku....3

1.2.1. Nízký krevní tlak....4

1.2.2. Vysoký krevní tlak....5

2. Metody měření krevního tlaku....6

2.1. Invazivní měření krevního tlaku....6

2.1.1. Extravaskulární senzor....6

2.1.2. Intravaskulární senzor....6

2.2. Neinvazivní měření krevního tlaku....6

2.2.1. Auskultační metoda....8

2.2.2. Oscilometrická metoda....8

2.3. Možné chyby měření oscilometrickou metodou....10

5. Testování....11

5.1. Postup měření....11

5.2. Popis komerčního tlakoměru....11

5.3. Naměřené výsledky....12

5.4. Výpočet chyby měření....13

6. Zhodnocení dosažených výsledků....14

Závěr....16

Použitá literatura

Úvod

Krevní tlak je jednou z nejčastěji ověřovaných a měřených fyziologických hodnot lidského organismu. Současná moderní medicína přináší nové a lepší postupy, ale také umí lépe diagnostikovat, ať už vrozená či získaná onemocnění. V minulosti totiž lékařská diagnostika a technika nebyla na takové úrovni, a buďto onemocnění neuměla nebo nemohla určit. Měření krevního tlaku se již dnes rozšířilo i do domácího použití formou elektronických tonometrů. Ty jsou méně náročné na obsluhu a pro kontrolní měření krevního tlaku postačují. V populaci je totiž obrovská spousta lidí trpících na onemocnění spojené s krevním tlakem.

Z tohoto důvodu, i z vlastního zájmu o tuto problematiku, jsem se rozhodl zvolit si toto téma a vytvořit výukový modul pro měření krevního tlaku. Modul bude realizován na platformě NI Elvis II a bude demonstrovat měření krevního tlaku pro výukové účely.

S tím souvisí první kapitola, ve které se nachází rozbor krevního tlaku. Je zde popsáno, co je to krevní tlak a jeho historie. Kapitola také pojednává o tom, jak se krevní tlak hodnotí a jak se dělí.

V další druhé kapitole se nachází rozbor jednotlivých metod jeho měření, aby se daly porovnat jejich výhody a nevýhody a dala se tak zvolit vhodná metoda pro konstruovaný modul.

Třetí kapitola popisuje návrh a realizaci modulu pro neinvazivní měření krevního tlaku. Jsou zde základní požadavky, které by měl modul splňovat, z nichž se vychází při jeho konstrukci. Z teorie vlastností modulu vychází také blokové schéma. Nachází se zde i parametry měřící desky NI Elvis II, na které bude celý modul pracovat.

Čtvrtá kapitola se věnuje popisu ovládacího softwaru v prostředí LabView. Jsou zde určeny vlastnosti, které by měl software splňovat. Z nich se vychází při jeho návrhu. Součást této kapitoly je také popis jednotlivých částí měřícího softwaru. Na konci této kapitoly je popsáno, jak se software ovládá.

V další páté kapitole je provedeno testování modulu. Jsou zde parametry komerčního měřiče krevního tlaku, který také funguje na principu oscilometrické metody. Přesnost modulu pro neinvazivní měření krevního tlaku z této práce je otestována na vzorku 5 lidí pomocí zmíněného tlakoměru. Naměřené údaje jsou zaznamenány do tabulek. Nachází se zde také výpočet nepřesnosti měření.

V poslední šesté kapitole se nachází zhodnocení nepřesnosti měření a její výsledky jsou následně vyneseny do grafů.

Cílem této práce je návrh a konstrukce měřícího řetězce, který bude principiálně jednoduchý a bude demonstrovat princip měření krevního tlaku pro výukové účely. Dále také vytvoření měřícího softwaru, který bude komunikovat pomocí platformy NI Elvis II s modulem měření krevního tlaku a bude se lehce ovládat. Posledním cílem je otestování vytvořeného modulu a vyvození závěrů.

1. Krevní tlak

Krevní tlak je jedním z nejdůležitějších faktorů, popisující fyziologické parametry lidského organismu. Jeho měření je v medicíně zařazeno k běžným procedurám. V dnešní době se bez měření krevního tlaku neobejde snad žádná lékařská procedura. Hodnoty krevního tlaku totiž jednoznačně poukazují na funkci kardiovaskulárního systému. Lékaři podle naměřených hodnot mohou usuzovat na možné poruchy či onemocnění. Moderní medicína s sebou přináší jak novější přístroje pro jeho diagnostiku, ale také i nové metody. Krevní tlak se proto dnes již neměří jen rtuťovými tonometry, ale pokrok s sebou přináší elektronicky řízené přístroje, které jsou méně náročné na obsluhu. Jsou také vhodné pro měření krevního tlaku v domácích podmínkách, kdy si lidé mohou sami měřit svůj krevní tlak, pro jeho kontrolu a jsou dnes velmi často využívané širší populací.

1.1. Historie měření krevního tlaku

Jako první si změny krevního tlaku povšiml v roce 1628 William Harvey. Ten také jako první popsal funkci krevního oběhu. Při svém bádání si jednou povšiml, že z naříznuté tepny krev periodicky stříká jakoby pod tlakem a že kolísání tlaku je možné nahmatat jako pulsování tepen. První měření krevního tlaku bylo ale provedeno až po vynalezení sfygmomanometru. Tento objev učinil v roce 1835 Julius Hérisson a pomocí sfygmomanometru převáděl pulsování krve na pulsování sloupce rtuti. Tím dostali lékaři do ruky první nástroj na měření tepu a krevního tlaku, aniž by museli otevírat tepnu. Samozřejmě, že tato první metoda měla velké nedostatky. Především byla nepřesná a její užití nemotorné. Proto se začaly objevovat vylepšené návrhy. Jedním z nejlepších systémů vynelezl v roce 1860 Etienne-Jules Marey, který tep zesiloval a zaznamenával na papír.

Klasický sfygmomanometr, který je užíván lékaři ještě dnes, spatřil světlo světa v roce 1896 a jeho objevitelem byl italský vědec Scipione Riva-Rocci. Jeho součástí je manžeta, která je naplnitelná vzduchem. Lékař poslouchá ozvy stetoskopem. [4]

K vylepšení této metody přispěl zveřejněním svého krátkého článku v roce 1905 ruský chirurg Nikolaj Sergejevič Korotkov. Článek měl následující obsah:

Riva-Rocciho manžetu umístíme ve střední třetině paže. Tlak v manžetě rychle zvýšíme, až je zcela zastaven krevní oběh pod manžetou. Poté necháme rtuť v manometru klesat, naslouchaje k tepně níže pod manžetou dětským stetoskopem. Zpočátku není slyšet žádný zvuk. S poklesem rtuti v manometru na jistou hladinu se objeví první krátké zvuky - jejich přítomnost značí částečný průtok krve pod manžetou. Značka manometru, u které se objeví první zvuky, odpovídá maximálnímu tlaku krve. S dalším poklesem rtuti v manometru slyšíme systolické šumy, které přecházejí znovu v tóny. Nakonec všechny zvuky vymizí. Čas vymizení zvuků značí volný průchod pulzní vlny; jinými slovy v momentě vymizení zvuků nejnižší tlak v tepně převýší tlak v manžetě. To značí, že manometrická značka odečtená v této chvíli odpovídá minimálnímu tlaku krve. [13]

Korotkov tak jako první dokázal změřit hodnotu systolické a diastolického tlaku a to na základě ozev, jež vznikaly při obnovení průtoku. Několika experimenty také prokázal, že ozvy

vznikají v místě zaškrcení a ne v srdci. Na jeho počet byly tyto ozvy pojmenovány Korotkovovy.[4]

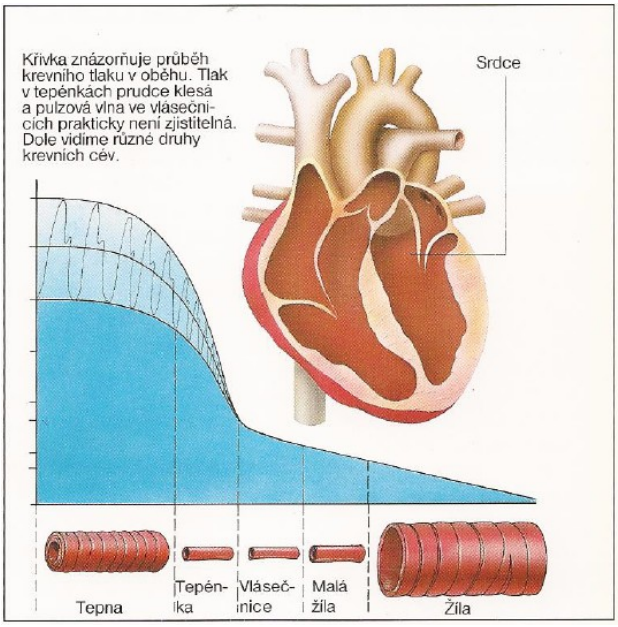
1.2. Vlastnosti krevního tlaku

Krevní tlak je tlak, kterým působí krev na cévní stěny při svém průtoku krevním řečištěm. Je vytvářen při činnosti srdce, které cyklicky vhání krev do krevního oběhu. Je třeba podotknout, že na všech místech krevního řečiště není stejný. Závisí nejen na průměru cév, ale také na vzdálenosti od srdce a na vertikální poloze vzhledem k srdci. Na obrázku 1 je možné vidět, jak se krevní tlak mění v závislosti na velikosti cévy. Co se týká vertikální polohy vzhledem k srdci, tak obecně platí, že je-li část těla výše než srdce, je krevní tlak nižší a je-li níže než srdce, pak je vyšší. Toto je však způsobeno gravitační silou a ne fyziologickými ději těla. Je třeba brát na toho ohled v případě měření.

Mezinárodně uznanou jednotkou pro měření krevního tlaku je mmHg (milimetr rtuťového sloupce). Dříve byla tato jednotka pojmenovávána torr, tento název se dnes ale už takřka nepoužívá. Takto udávaná hodnota je relativní, neboť se udává vzhledem k atmosférickému tlaku, jehož hodnota je 760 mmHg.

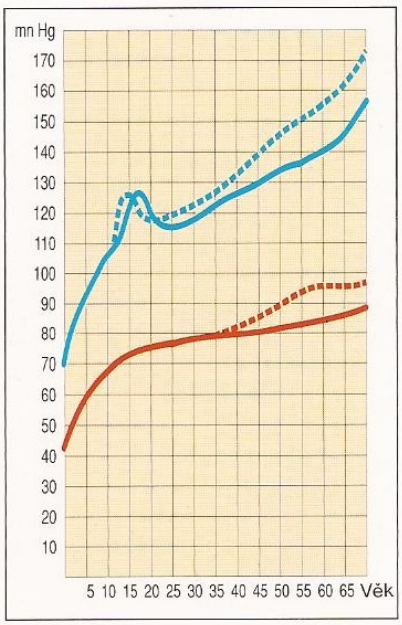
Velikost tlaku kolísá mezi dvěma základními hodnotami a to mezi tlakem systolickým (stah srdce) a diastolickým (uvolnění srdce). Krevní tlak zdravého člověka by se měl pohybovat okolo 120/80 mmHg. Tato hodnota je ale také závislá na věku. Hladina krevního tlaku nad 140/90 je vyhodnocována jako hypertenze (vysoký krevní tlak) a hladina systolického tlaku pod 100 – 110 mmHg jako hypotenze (nízký krevní tlak).

Z klinického hlediska je hodnota krevního tlaku pro lékaře důležitá, neboť na hodnotách krevního tlaku v periferním systému a v jednotlivých částech srdce se dá usuzovat na funkční integritu kardiovaskulárního systému. [2]



Obrázek 1 - Průběh krevního tlaku v oběhu [2]

Na krevní tlak má vliv velké množství faktorů. Jedním s hlavních je věk. Je prokázáno, že s rostoucím věkem roste také tlak a to jak systolický tak diastolický. Dříve se uvádělo, že normální krevní tlak je pro systolický 100 + věk pacienta. To však není přesné a rozhodně to neplatí hlavně u starších lidí. Na obrázku 2 je vidět fyziologický nárůst krevního tlaku. [2]



Změny normálních hodnot systolického (modře) a diastolického (červeně) krevního tlaku u mužů (plně) a žen (čárkovaně) v průběhu života.

Obrázek 2 - Fyziologický růst tlaku s věkem [2]

Vliv má také tzv. syndrom bílého pláště, který vzniká u mnoha lidí při návštěvě lékaře. Tlak se totiž zvyšuje také při stresu nebo při zátěži. Dlouhé čekání před ordinací, nezvyklé prostředí ordinace, obavy a další faktory mohou zapůsobit jako stresový faktor a pak je hladina krevního tlaku u lékaře vyšší než v případě měření doma.

Současně je také třeba poznamenat, že krevní tlak se mění i během dne. To souvisí se střídáním dne a noci a existencí cyrkadiánních rytmů. Suprachiazmatická jadérka v mozku pomocí svých neuronů řídí hodnoty některých látek (melatonin, ACTH) a tím i fyziologický stav organismu. Změny hladin těch to látek mají vliv na mnoho funkcí mezi nimi také na tepovou frekvenci a krevní tlak. [2]

1.2.1. Nízký krevní tlak

Nízký krevní tlak (hypotenze) znamená, že tlak systolický je nižší než 100 až 110 mmHg a poukazuje na to, že srdce nepumpuje krev do těla pod dostatečným tlakem. Nízký krevní tlak není běžně považován za chorobný stav, pokud není jeho pokles příliš výrazný. Přesto se ale při něm mohou objevovat jisté potíže. Sem patří například mdloby, závratě, mírná únava, bledost.

U nízkého krevního tlaku je také dobré zmínit tzv. ortostatickou hypotenzi. Kdy krevní tlak poklesne při náhlém povstání z lehu nebo sedu. Je to způsobeno tím, že v takovém okamžiku se velký objem krve nahrne do dolních končetin a mozek je pak nedostatečně zásobován kyslíkem.

Nízkému krevnímu tlaku se nelze vyvarovat, protože jeho vznik je většinou podmíněn dědičně. Dá se pouze předcházet obtížím a to tím, že se člověk vyvaruje rizikových situací a také budu pravidelně cvičit. [2]

1.2.2. Vysoký krevní tlak

Pro hypertenzi byla světovou zdravotnickou organizací (WHO) stanovena hranice 149/90mmHg. Hlavním ukazatelem je hodnota diastolického tlaku. Pokud se pohybuje v rozmezí 90 – 104 mmHg, mluvíme o lehce zvýšeném krevním tlaku, v rozmezí 105 – 114 mmHg pak o středním a u hodnot nad 115 mmHg jako o těžkém vysokém krevním tlaku.

Na vzniku hypertenze se podílí celá řada faktorů, patří sem především nadváha, kouření, nevhodná strava s vysokým množstvím soli, pití alkoholu, malá tělesná aktivita, stres, dědičné dispozice a další. Také některé chorobné stavy způsobují vysoký krevní tlak, patří sem cukrovka, onemocnění ledvin a srdce atd.

Fyziologicky vzniká hypertenze tak, že se sníží pružnost nebo průchodnost cév. Srdce tak musí vynaložit větší úsilí pro vpravení krve do krevního oběhu a tím se zvyšuje krevní tlak. Muži bývají hypertenzí postiženi častěji než ženy, protože ženy jsou chráněny v produktivním věku hormony, které brání kornatění tepen.

Hlavními příznaky vysokého krevního tlaku jsou bolesti hlavy, závratě, bolesti na hrudi, neklid, poruchy vidění, krvácení z nosu, zvracení a další. Vzhledem k tomu, že v naší společnosti přibývá osob s touto chorobou, je monitorování krevního tlaku velice důležité. [2]

2. Metody měření krevního tlaku

Měření krevního tlaku je možné několika metodami. Volba správné metody závisí především na konkrétní klinické situaci.

Základní rozdělení je na invazivní a neinvazivní. Běžněji užívaná je metoda neinvazivní, je však oproti metodě invazivní méně přesná a nedá se jí tlak měřit kontinuálně.

2.1. Invazivní měření krevního tlaku

Invazivní měření krevního tlaku je takové, kdy je poškozen kožní kryt pacienta a tlak je měřen přímo v krevním řečišti. Z hlediska přesnosti je tato metoda nejpřesnější, ale jsou s ní spojena nezanedbatelná rizika. Zavedením katétru do cévního řečiště nebo přímo do srdce vzniká riziko embolií. Rovněž je nebezpečí, že dojde k nechtěnému vytažení katétru a hrozí tak riziko nebezpečného krvácení. V praxi se invazivní měření krevního tlaku používá především u kritických pacientů, kde je třeba mít k dispozici přesnou hodnotu tlaku kontinuálně. To totiž umožňuje reagovat okamžitě na jakékoliv komplikace, které mohou u kritických pacientů nastat. [3]

Invazivní metody měření krevního tlaku se dají dále rozdělit podle toho, zda je snímač tlaku umístěn přímo v těle pacienta, nebo je tlak na senzor převáděn pomocí katétru naplněného vhodným roztokem (solno-heparinový). [1]

2.1.1. Extravaskulární senzor

Součástí je katétr s trojcestným kohoutkem, a senzor, který je umístěn vně těla pacienta. Celý systém je naplněn solno-heparinovým roztokem a musí být opakovaně proplachován, aby nedocházelo ke srážení krve na špičce katétru. Hodnota tlaku je na senzor přivedena pomocí roztoku, jímž je systém naplněn. Je třeba dbát na to, aby se skrze katétr nedostaly do krevního řečiště vzduchové bubliny, které by mohly způsobit plicní embolii. [1]

2.1.2. Intravaskulární senzor

Senzor tlaku je umístěn a hrotu katétru, který se zavádí do krevního řečiště nebo přímo do srdce. Jeho výhodou je to, že zde není spojení skrze katétr naplněný tekutinou. Díky tomu má tato metoda podstatně rychlejší odezvu než použití extravaskulárního senzoru. Je však nákladnější, neboť snímací senzor musí splňovat hygienické a zdravotnické normy a nedá se opakovaně používat. V klinické praxi se častěji využívá první metody. [1]

2.2. Neinvazivní měření krevního tlaku

Neinvazivní měření krevního tlaku je nepřímé a nedochází během něj k poškození kožního krytu pacienta. Není však možné snímat tlak kontinuálně a přesnost je nižší než u invazivních metod. Základem prakticky všech metod je omezení průtoku krve v končetině pomocí manžety. Při zastavení nebo obnovení průtoku krve v končetině se dá odhadnout hodnota krevního tlaku. Je potřeba však při měřeních postupovat správně. Manžeta se nejběžněji umisťuje na levou paži, zhruba ve stejné výši jako je srdce. Umístění manžety na zápěstí není vhodné, neboť naměřený tlak je vyšší než tlak reálný díky gravitaci. Existuje několik metod pro měření. [1] [3]

Typy proudění v cévním řečišti

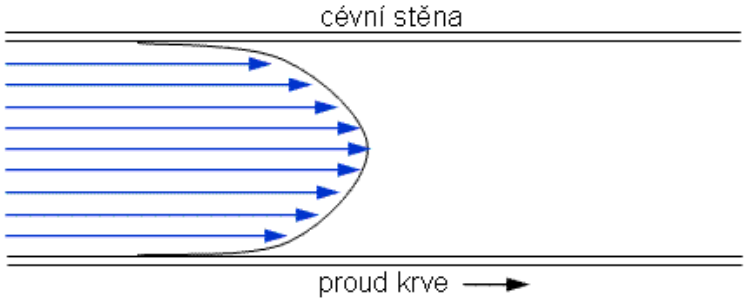
V cévách a obecně ve všech trubicích mohou nastat dva způsoby, jak bude kapalina v nich proudit. Vzhledem k tomu, že změny proudění umožňují určovat krevní tlak, seznámíme se s touto problematikou blíže.

Laminární (neboli proudnicové) proudění

Jedná se o způsob pohybu viskózních kapalin. Dráhy jednotlivých částic kapaliny jsou navzájem rovnoběžné, což znamená, že se částice pohybují ve vzájemně rovnoběžných vrstvách bez vzájemného smísení. Pohyb viskózní kapaliny v tenké trubici není rovnoměrný. Nejrychleji se pohybuje ta vrstva kapaliny, která je v ose. Okolní vrstvy, které se přibližují stěně trubice, se pohybují pomaleji, jak je možné vidět na obrázku 4.

Laminární proudění je zachováno do určité kritické rychlosti. Po překročení kritické rychlosti se mění na proudění turbulentní.

Laminární proudění není doprovázeno zvukovými fenomény, tak jako je tomu u turbulentního proudění. [5]



Obrázek 4 - Laminární proudění - modré šipky označují směr pohybu jednotlivých vrstev kapaliny. [5]

Turbulentní proudění

Jedná se o způsob pohybu kapalin jako například krve, kdy dochází k přecházení v různých vrstvách kapaliny a k jejímu následnému promíchávání. Částice kapaliny se při proudění pohybují, ale také vykonávají vlastní složitý pohyb, jak je možné vidět na obrázku 5. Díky tomuto jevu dochází ke vzniku vírů a ty jsou charakteristické doprovodnými zvukovými fenomény. Částice kapaliny při tomto proudění ztrácí neměnnou rychlost, ta se nepravidelně mění. Vznikající proudění již tedy není stacionární.

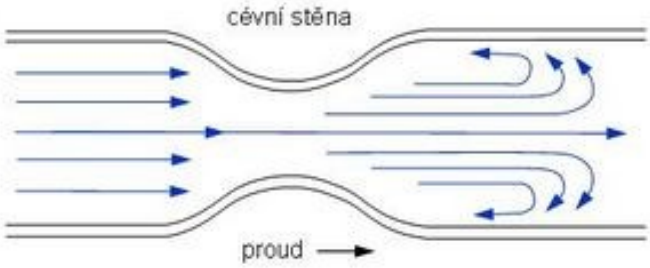
Pravděpodobnost vzniku turbulentního proudění tekutiny v tenké trubici závisí na následujících parametrech. Je dáno rychlostí proudící kapaliny, průměrem trubice, v níž proudí, dále také viskozitou a hustotou kapaliny.

Tato pravděpodobnost je vyjádřena pomocí Reynoldsova čísla v rovnici:

$$R_e = \frac{\rho.R.v}{\eta} \tag{2.1}$$

- R_e - Reynoldsovo číslo
- ρ - hustota kapaliny
- R - poloměr trubice
- v - rychlost proudění kapaliny
- η – viskozita

Čím je Reynosldsovo číslo větší, tím se také zvyšuje pravděpodobnost vzniku turbulentního proudění. Při měření krevního tlaku se využívá zvukových fenoménů, doprovázejících turbulentního proudění. Pomocí nafouknutí manžety se zúží arterie a tím se zrychlí proud v místě konstrikce, což vede následně ke vzniku tzv. Korotkovových fenoménů.[6]



Obrázek 5 - Změna laminárního proudění (před zúžením cévy) v turbulentní (za zúžením cévy) [6]

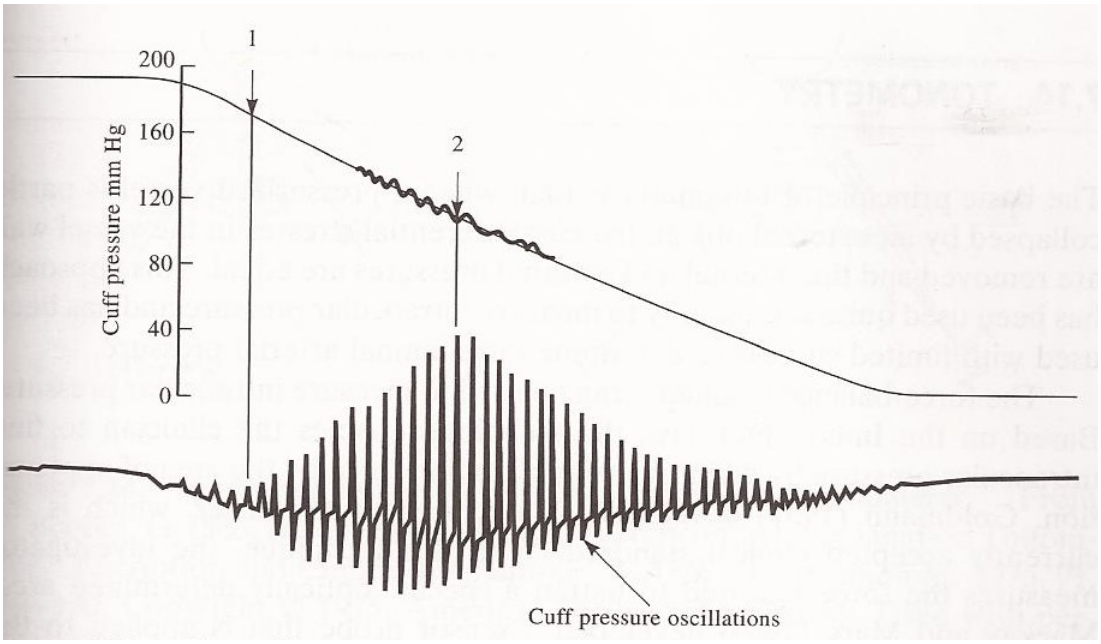
2.2.1. Auskultační metoda

Při auskultační metodě se používá sfygmomanometr a fonendoskop. Sfygmomanometr je sloupcový rtuťový manometr, jenž je spojen gumovou hadičkou s nafukovací manžetou. Na sloupci manometru je pomocí rtuti zobrazována hodnota tlaku v manžetě. Manžeta je umístěna na levou paži pacienta a nafouknuta na hodnotu, která je vyšší než systolický tlak. Pod manžetu je přiložen fonendoskop. Při postupném upouštění tlaku se v okamžiku obnovení průtoku objeví Korotkovovy ozvy a lékař z manometru odečte hodnotu systolického tlaku. Při vymizení ozev je pak odečtena hodnota tlaku diastolického.

Tato metoda je ještě dnes mezi lékaři považována za nejpřesnější, avšak není to pravda. Přesnost závisí na kvalitě sluchu lékaře a ten se nedá vždy hodnotit jako objektivní. Rovněž je tato metoda, na rozdíl od použití digitálních přístrojů, poměrně zdlouhavá. Navíc se ve sfygmomanometru využívá jedovaté rtuti. [3]

2.2.2. Oscilometrická metoda

Oscilometrická metoda měření krevního tlaku spočívá v přenášení oscilací vznikajících při průtoku krve pod manžetou. Oscilace se na manžetě projevují jemným kolísáním tlaku v manžetě. Při prvním obnovení průtoku jsou tyto oscilace drobné a rostou až do okamžiku, kdy je v manžetě tlak roven střednímu arteriálnímu tlaku, poté začíná amplituda těchto ozev opět klesat, až vymizí docela, jak je možné vidět na obrázku 6. [3]



Obrázek 6 - Přenášení oscilací na manžetu [1]

Hodnota systolického tlaku odpovídá narůstajícím oscilacím, naopak hodnota diastolickému tlaku odpovídá klesajícím oscilacím.

Hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou určovány nepřímo. Vychází se z maxima intenzity oscilací a pro tento výpočet existují různé algoritmy. Základním typem určování je poměrová metoda, která pracuje s hodnotou maximální intenzity oscilací a dvou konstant. Konstanta pro systolický tlak je 0,55 a pro diastolický 0,85, jak je možné vidět na obrázku 7.

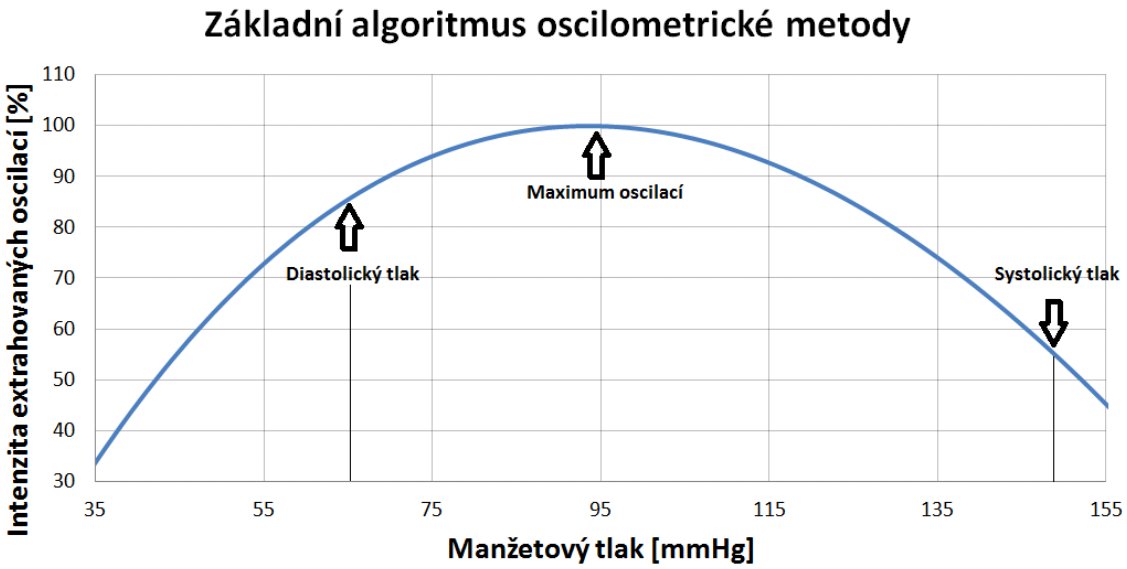
Pomocí algoritmu níže se určují hodnoty krevního tlaku:

$$SBP = 0.55 * MAP \tag{2.2}$$

$$DBP = 0.85 * MAP \tag{2.3}$$

- SBP - Systolic Blood Pressure - systolický krevní tlak
- DBP - Diastolic Blood Pressures - diastolický krevní tlak
- MAP - Mean Arterial Pressure - střední hodnota krevního tlaku

Touto metodou se neměří přímo hodnota systolického a diastolického tlaku, ale pouze střední arteriální tlak. Systolický a diastolický tlak je dopočten. Na volbě konstant záleží správnost výpočtů. Touto metodou by neměla být měřena osoba, která trpí onemocněním, u nějž je předpoklad, že průběh tlaků nebude fyziologický. Pro jednoduché ovládání je metoda používaná v komerčních tlakoměrech pro domácí použití. [7]



Obrázek 7 – Základní algoritmus oscilometrické metody [7]

2.3. Možné chyby měření oscilometrickou metodou

Během měření krevního tlaku se můžeme dopustit chyby měření. Jak již bylo uvedeno, krevní tlak není ve všech částech těla stejný. Nad úrovní srdce je nižší a pod jeho úrovní vyšší. Je třeba proto brát ohled na umisťování manžety tak, aby byla co nejblíže ve vertikální úrovni k srdci. Manžeta se umisťuje měřené osobě 2 – 3 cm nad loketní jamku, kdy osoba sedí. Dále je třeba dbát na to, že nepřímá metoda měření, v tomto případě oscilometrická, funguje na principu přenášení oscilací tepny na manžetu. Jakýkoliv, i sebemenší pohyb, do měření zanáší nechtěné artefakty, které mohou měření krevního tlaku zásadně ovlivnit a zkreslit. Je proto třeba dbát na to, aby měřená osoba byla v klidu. Další možnou chybou měření je měření příliš časté. Z fyziologie člověka vyplývá, že tepně zaškrcené manžetou se po opětovném uvolnění nějaký čas vrací její vlastnosti. Proto je třeba dbát na to, aby mezi jednotlivými měřeními byly adekvátní časové rozestupy.

Další chybu může do měření zanést nefyziologický průběh tlaků, a to u osoby trpící onemocněním kardiovaskulárního systému. Dále také požití alkoholu nebo také kouření cigaret.

5. Testování

Testováním modulu je zapotřebí určit přesnost jeho měření. Proto je zvolen výpočet absolutní a relativní chyby měření.

Pro porovnání výsledků je použit komerční měřič firmy Omron, jež je vidět na obrázku 23.

Obrázek 23 – Měřič krevního tlaku Omron HEM – 405 C

5.1. Postup měření

Měření probíhalo tak, že měřená osoba musela být před začátkem měření přiměřeně dlouhou dobu v klidu a při samotném měření seděla s oběma nohama na zemi. Jinak by docházelo již při samotném měření k jeho chybě pohybovými artefakty či změnami tlaku.

Manžeta byla umístěna na levou paži 2 – 3 cm nad loketní jamku. Samotné měření bylo prováděno v časovém rozpětí, aby nedocházelo ke zkreslení jeho výsledků deformací tepny. Každá měřená osoba byla poučena o tom, že během měření by měla zůstat v klidu, bez pohybu paží.

K samotnému měření se přistupovalo po určité době (10 minut), kterou byla měřená osoba v klidu, aby nebyla ve stresu či po fyzické námaze. Zde se již předpokládalo její uklidnění. Nejprve se osobě změřil tlak modulem tlakoměru z této práce. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 2 v kapitole 5.2.

Poté se opět měřená osoba ponechala chvíli v klidu (5 minut), aby ověřovací měření komerčním tlakoměrem nebylo zatíženo chybou, způsobenou deformací tepny při častém měření. Přistoupilo se k naměření hodnot pomocí komerčního tlakoměru, jehož výsledky jsou také uvedeny v téže tabulce, pro srovnání a následný výpočet chyby.

5.2. Popis komerčního tlakoměru

Konkrétně se jedná o měřič Omron, model HEM – 405 C. Jde také o měřič pracující na principu oscilometrické metody. Podrobnější specifikace lze najít v tabulce 7.

Tabulka 7 – Specifikace měřiče Omron HEM – 405 C [11]

Zdroj napájení	Baterie (Tři baterie typu AA) 6V 0,05W
Měřící metoda	Oscilometrická metoda
Displej	Digitální displej s tekutými krystaly
Měřící rozsah	Tlak: 0 ~ 280 mmHg Pulz: 40 ~ 200 pulzů/minutu
Přesnost	Tlak: ± 5mmHg nebo 2% rozsahu Pulz: ± 5% rozsahu
Detekce tlaku	Kapacitní tlakový senzor
Nafukování	Manuálně pomocí nafukovacího balónku
Vyfukování	Automaticky vypouštěcím ventilem
Rychlé vypuštění tlaku	Manuálně pomocí ventilu nafukovacího balónku
Automatické vypnutí systému	Přibližně 5 minut po ukončení měření
Provozní teplota/vlhkost	10°C až 40°C (50°F až 104°F) 30 ~ 85% relativní vlhkosti
Skladovácí teplota/vlhkost	-20°C až 60°C (-40°F až 140°F) 10 ~ 95% relativní vlhkosti
Rozměry	Hlavní jednotka: 106(š) × 61(v) × 102(d) mm Manžeta: 140(š) × 480(d) mm Vzduchová hadice manžety: 600(d) mm
Váha	Hlavní jednotka včetně baterií: 225g Manžeta: 130g
Příslušenství	Manžeta, nafukovací balónek, měřič, 4 ks baterií AA

Z tabulky můžeme vyčíst, že použitý měřič také pracuje na principu oscilometrické metody a jeho tolerovaná odchylka je ± 3mmHg.

5.3. Naměřené výsledky

Zde jsou zaznamenány jednotlivá měření, ať komerčním tlakoměrem, tak modulem tlakoměru. Výsledky měření jsou přehledně zaznamenány v tabulce 8.

Tabulka 8 – Naměřené hodnoty

	Naměřené hodnoty				
	Komerční měřič		Modul Tlakoměru		
Měřená osoba	Systolický tlak [mmHg]	Diastolický tlak [mmHg]	Systolický tlak [mmHg]	Diastolický tlak [mmHg]	Střední tlak [mmHg]
1	119	69	121,13	69,192	87,5083
2	144	104	139,851	101,3328	114,2816
3	113	68	109,325	70,7967	85,255
4	131	96	135,8257	93,314	107,2976
5	110	76	109,325	72,645	84,532

5.4. Výpočet chyby měření

Naměřená hodnota, kterou zaznamená měřicí přístroj, se vlivem jeho nedokonalosti liší od hodnoty pravé. Chyba měření je tedy odlišnost naměřené hodnoty od hodnoty správné.

K výpočtu chyby měření se přistupuje z důvodu určení přesnosti měření, v tomto případě přesnosti měření modulu tlakoměru. Chyby měření se dělí na dvě základní skupiny, a to na chyby absolutní a chyby relativní.

Absolutní chyba ΔP

Absolutní chyba má rozměr dané veličiny a je dána vztahem:

$$\Delta P = Xm - Xs \tag{5.1}$$

- Xm - naměřená hodnota
- Xs - správná hodnota

Relativní chyba δ

Relativní chyba se udává v procentech a je dána vztahem:

$$\delta = (\Delta P / Xs) \times 100 \tag{5.2}$$

- ΔP - absolutní chyba
- Xs - správná hodnota

[12]

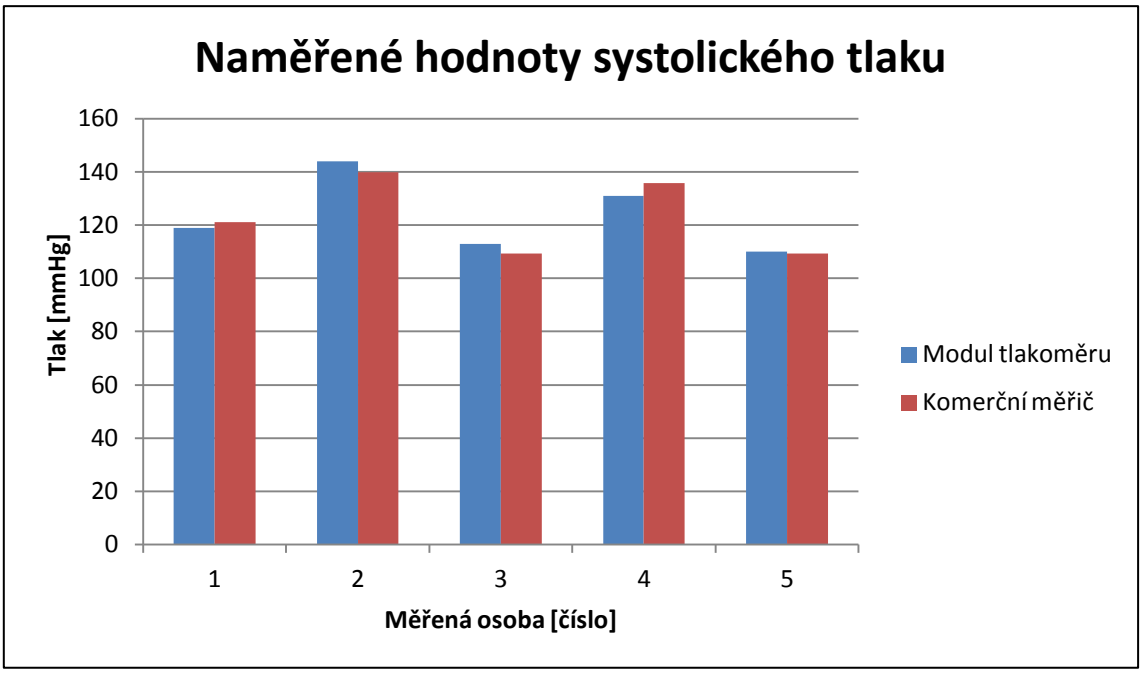
Pro zjištění velikosti odchylky měření modulem tlakoměru jsou vypočítané chyby měření uvedeny v tabulce 9.

Tabulka 9 – Chyby měření

Chyba měření			
Absolutní chyba [mmHg]		Relativní chyba [%]	
Systolický tlak	Diastolický tlak	Systolický tlak	Diastolický tlak
2,13	0,192	1,7899	0,2783
-4,149	-2,6672	-2,8813	-2,5646
-3,675	2,7967	-3,2522	4,1128
4,8257	-2,686	3,6837	-2,7979
-0,675	-3,355	-0,6136	-4,4145

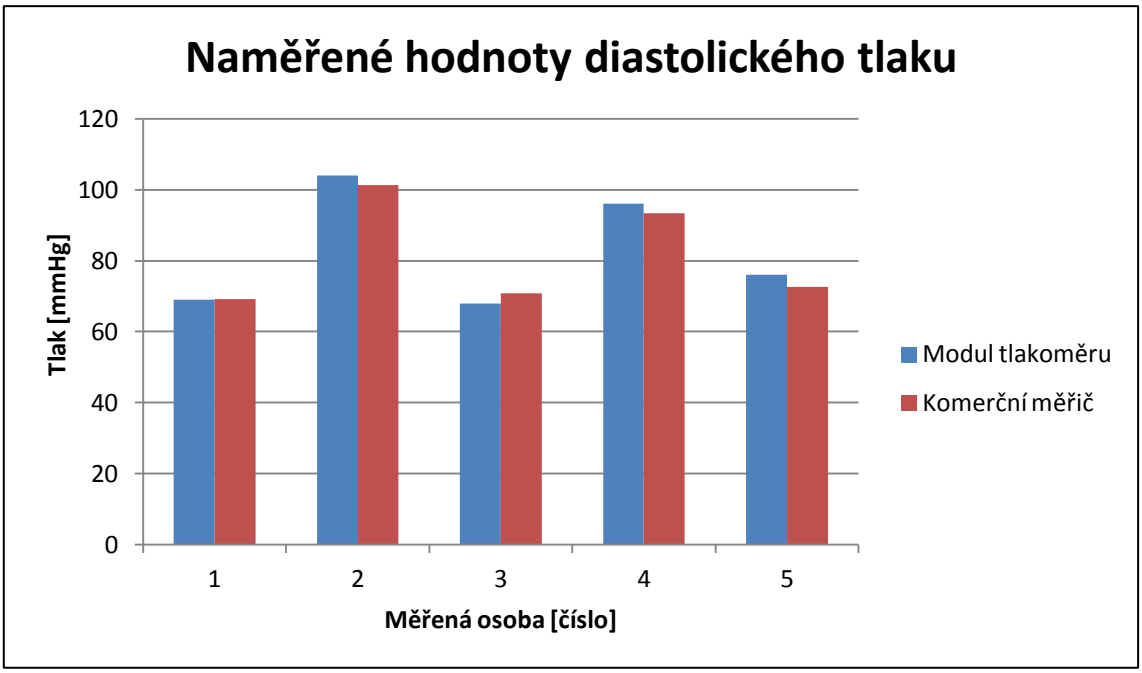
6. Zhodnocení dosažených výsledků

Interpretace naměřených výsledků a vypočtených chyb je provedena pomocí následujících grafů. Naměřené hodnoty systolického tlaku jsou vyneseny do grafu 1.



Graf 1 – naměřené hodnoty systolického tlaku

Taktéž jsou do grafu 2 vyneseny naměřené hodnoty pro diastolický tlak.

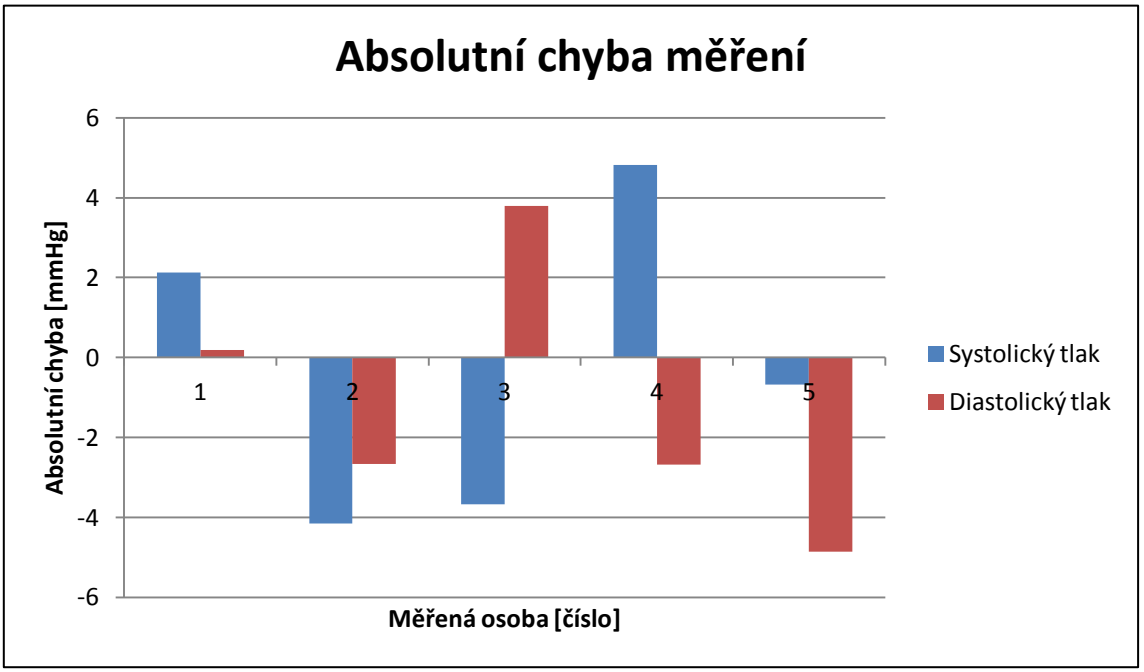


Graf 2 – Naměřené hodnoty diastolického tlaku

Z grafu 1 a také grafu 2, které znázorňují naměřené hodnoty pro systolický a diastolický tlak je patrné, že sestrojený modul krevního tlaku měří s malou odchylkou.

Sestrojený modul není zcela ideální, a to už jen díky vlastní nedokonalosti měřících součástek, které jdou ruku v ruce s možnostmi chyb měření. Z tohoto důvodu může docházet k nepřesnosti měření.

Výpočtem chyby měření modulu tlakoměru (viz. tabulka 9) je ověřena nepřesnost (odchylka) měření zkonstruovaného modulu a její výsledek je vynesen do grafu 3.



Graf 3 – Absolutní chyba měření

Komerční tlakoměry mají tolerovanou odchylku ± 3 mmHg. Z grafu 3 je zřejmé, že zkonstruovaný modul měří s nepřesností do maximálně ± 5 mmHg. Dále lze také usuzovat, že zde není závislost chyby měření na hodnotě.

Chybu měření mohly do měření vnést pohybové artefakty, způsobené sebemenším pohybem měřené osoby. Zvolená měřící metoda je na ně hodně náchylná. Dále pak také více měření za sebou, což způsobuje deformaci tepny. Jednalo se o měření komerčním měřičem a pak také měření na modulu tlakoměru.

Celkově se krevní tlak během dne stále mění. Dokonce je závislý na fyzickém a psychickém stavu člověka. Samotný rozdíl mezi měřením tlaku na levé a pravé paži je do 10 mmHg fyziologický.

Když vezmeme všechny tyto aspekty v potaz, můžeme říci, že zkonstruovaný modul má tolerovatelnou odchylku do ± 5 mmHg a bude pro výukové účely postačovat.

Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout a zkonstruovat měřící řetězec pro měření krevního tlaku. Po analýze možných dostupných metod měření jsem zvolil pro tento modul metodu oscilometrickou. Tato metoda se dnes užívá také u automatických měřičů krevního tlaku, i přesto, že je závislá na pohybových artefaktech. Po návrhu celého řetězce jsem přistoupil k samotné realizaci. Pomocí základních součástí jsem vytvořil modul měřiče. Výsledkem je tedy hardware, reprezentující měřič krevního tlaku pomocí oscilometrické metody.

S konstrukcí měřícího hardwaru souviselo i vytvořit měřící software. Jedná se o ovládací a měřící software, vytvořený v programu LabView, komunikující s platformou NI Elvis II a zkonstruovaným hardwarem. Výsledkem je přehledný a lehce ovladatelný software za pomocí dvou tlačítek na hlavním panelu virtuálního přístroje. Pracuje zcela automaticky.

Takto vytvořený modul byl otestován na vzorku 5 lidí. Výpočtem chyb a interpretací jejich výsledků bylo ověřeno, že modul má největší odchylku měření do ±5 mmHg. Tato odchylka se dá po zhodnocení výsledků tolerovat.

Software spolu s hardwarem slouží jako modul pro demonstraci měření krevního tlaku. Nevýhodou tohoto systému je závislost na pohybových artefaktech, které mohou správnost měření narušit. Naopak výhodami systému je přehlednost a jednoduchost ovládání, dále snadné zapojení a v neposlední řadě možnost budoucího rozšíření. Například vylepšení systému o pacientskou databázi, kde by se zaznamenávaly údaje z jednotlivých měření. Jedná se o otevřený systém, kde je možno upravovat měřící algoritmus, zasahovat tedy do softwarového řešení i za možností přepracování celého systému. Po vlastních zkušenostech s touto prací do budoucna navrhuji vytvoření obálky oscilací měřeného signálu pro dosažení ještě větší přesnosti měření vytvořeného modulu. Zkrátí se tak i čas měření, což povede k ještě větší efektivnosti.

Po srovnání zadání a zhodnocení dosažených výsledků lze konstatovat, že bylo dosaženo stanovených cílů práce.

Použitá literatura

[1] WEBSTER, G. John. *Medical instrumentatio: Application and Design*. třetí vydání. USA: John Wiley & Sons, Inc., 1998. ISBN 0-471-15368-0.

[2] SCHOBER DIREKTMARKETING, a.s. *Domácí lékař od A do Z: Rádce pro zdraví*. Praha: IMP B.V.

[3] PENHAKER, M. - IMRAMOVSKÝ, M. - TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1 vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320s. ISBN 80-248-0751-3.

[4] DINEENOVÁ, Jacqueline. *300 NEJ...:100 největších objevů archeologie, 100 největších lékařských objevů, 100 největších katastrof*. Praha: Columbus, 1998. ISBN 80-7249-198-9

[5] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Laminární proudění* [online]. Poslední revize 2009-02-19, [cit. 2011-11-19]. <http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Laminární_proudění>.

[6] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Turbulentní proudění* [online]. Poslední revize 2009-02-18, [cit. 2011-11-19]. <http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Turbulentn%C3%AD_proud%C4%9Bn%C3%AD>

[7] JELÍNEK, Martin. *Oscilometrická metoda* [online]. Poslední revize 2013-12-18, [cit. 2014-04-25]. <http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Turbulentn%C3%AD_proud%C4%9Bn%C3%AD>

[8] National Instruments Corporation. NI ELVIS II Series Specifications [online]. Poslední revize 2009-02-01, [cit. 2014-08-15]. <http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/A650DC203AEB973286257547005954 59>

[9] *What is NI ELVIS? - National Instruments* [online]. Poslední revize 2013-08-01, [cit. 2014-09-12]. <http://www.ni.com/white-paper/8599/en/>

[10] Freescale Semiconductor, Inc. *Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated* [online]. Poslední revize 2005-05-23, [cit. 2013-03-07]. <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet2/3/063o2iz8xw7iy0l97egf9dsw00py.pdf>

[11] Návod k použití pro digitální tonometr OMRON HEM 405 C

[12] AMT měřicí technika, spol. s.r.o. *AMT - Chyba měření - nejistota měření* [online]. 2011, [cit. 2015-02-03]. <http://www.amt.cz/index.php?id=CL_CHYB>

[13] *Nikolaj Sergejevič Korotkov* [online]. Poslední revize 2014-09-14, [cit. 2015-04-24]. < http://cs.wikipedia.org/wiki/Nikolaj_Sergejevi%C4%8D_Korotkov>