

Univerzita Hradec Králové
Přírodovědecká fakulta

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2017

Bc. Petr Vaněk

Univerzita Hradec Králové
Přírodovědecká fakulta
Katedra Fyziky

Měření rychlosti pulzní vlny v tepnách

Diplomová práce

Autor: Bc. Petr Vaněk
Studijní program: N1701 Fyzika
Studijní obor: Fyzikální měření a modelování
Vedoucí práce: RNDr. Daniel Jezbera

Univerzita Hradec Králové

Přírodovědecká fakulta

Zadání diplomové práce

Autor: Bc. Petr Vaněk
Studijní program: N1701 Fyzika
Studijní obor: Fyzikální měření a modelování
Název závěrečné práce: Měření rychlosti pulzní vlny v tepnách

Název práce v Aj: Measuring of the pulse wave velocity in arteries
Cíl a metody práce: Cílem práce bude navrhnout a vyzkoušet senzor dotykového tonometru pro měření rychlosti pulzní vlny krve v tepnách. V práci se využije aplanační tonometr vyvinutý v předcházející bakalářské práci. Tonometr bude na základě zkušeností z provozu upraven. Vlastní měření rychlosti pulzní vlny bude spočívat v měření pulzní vlny ve dvou místech najednou a to na krční tepně a tepně v tříselech a porovnání časového zpoždění. Pro měření se využije dvou identických kusů tonometru a měřicí systém od National Instruments. V teoretické části bude rozebrána problematika pulzní vlny v tepnách a její měření. V praktické části pak bude provedeno skutečné měření rychlosti pulzní vlny.

Garantující pracoviště: Katedra Fyziky, Přírodovědecká fakulta
Vedoucí práce: RNDr. Daniel Jezbera
Konzultant:
Oponent: Mgr. Filip Studnička, PhD.
Datum zadání závěrečné práce: 2016

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a že jsem v seznamu použité literatury uvedl všechny prameny, z kterých jsem vycházel.

V Hradci Králové dne

.....

Petr Vaněk

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá vývojem senzoru dotykového tonometru a problematikou měření pulzní vlny pomocí neinvazivní metody dotykového tonometru na dvou místech zároveň. Měřicí tonometr je vyvinutý na základě předchozích znalostí a vývoje přístroje v rámci bakalářské práce, na kterou nyní navazuje.

Annotation

This thesis deals with the development of the sensor for touch tonometer and the measurement of the pulse wave by using non-invasive touch tonometer in two places at the same time. Measuring tonometer is developed on previous knowledge and the development of device within the Bachelor thesis, which now follows.

Poděkování

Tímto chci poděkovat vedoucímu práce RNDr. Danielu Jezberovi za pomoc při vypracování této diplomové práce a za pomoc při praktickém měření.

Obsah

1	Úvod.....	7
2	Problematika dynamiky toku krve a jejího měření	8
2.1	Srdce a krevní tlak	8
2.2	Měření krevního tlaku	12
3	Technologie 3D tisku	16
3.1	Rapid prototyping	17
3.1.1	Fused Deposition Modeling (FDM).....	17
3.1.2	Selective Laser Sintering (SLS)	17
4	Vývoj prototypu.....	19
4.1	Předchozí vývoj.....	19
4.2	Druhý prototyp	22
4.2.1	Postup sestavení	26
4.2.2	Hodnocení prototypu.....	29
4.3	Třetí prototyp	30
5	Experimentální část	34
5.1	Popis zapojení měření	34
5.2	Popis zesilovače.....	34
5.3	Popis programu LabVIEW	35
5.4	Virtuální zařízení.....	36
5.5	Měření	38
6	Závěr	46
7	Použitá literatura	48
8	Seznam obrázků.....	49

1 Úvod

Tato diplomová práce navazuje na předchozí bakalářskou práci z roku 2013, která byla na téma *Vývoj dotykového tonometru pro měření průběhu tlaku v tepnách*. Na začátku práce bude popsán kardiovaskulární systém, problematika krevního tlaku a jeho možnosti měření. Dále bude popsána problematika měření pulzní vlny na dvou místech současně. Následovat bude popis předchozího vývoje senzoru dotykového tonometru a další nové úpravy tonometru a nakonec bude popsáno vlastní měření pomocí dvou totožných tonometrů na různých tepnách najednou a vypočtena rychlost pulzní vlny.

2 Problematika dynamiky toku krve a jejího měření

2.1 Srdce a krevní tlak

Srdce je důležitým orgánem lidského těla. Je to dutý svalový orgán živočichů s oběhovým systémem uložený v hrudníku. Je součástí kardiovaskulárního systému - oběhové soustavy. Díky srdečním kontrakcím je distribuována okysličená krev tepnami až do nejtenčích vlasových žilek k buňkám. Krev dále slouží k transportu živin, plynů a odpadních látek do a z buněk. Bez tohoto oběhového systému by tělo velmi rychle odumřelo.

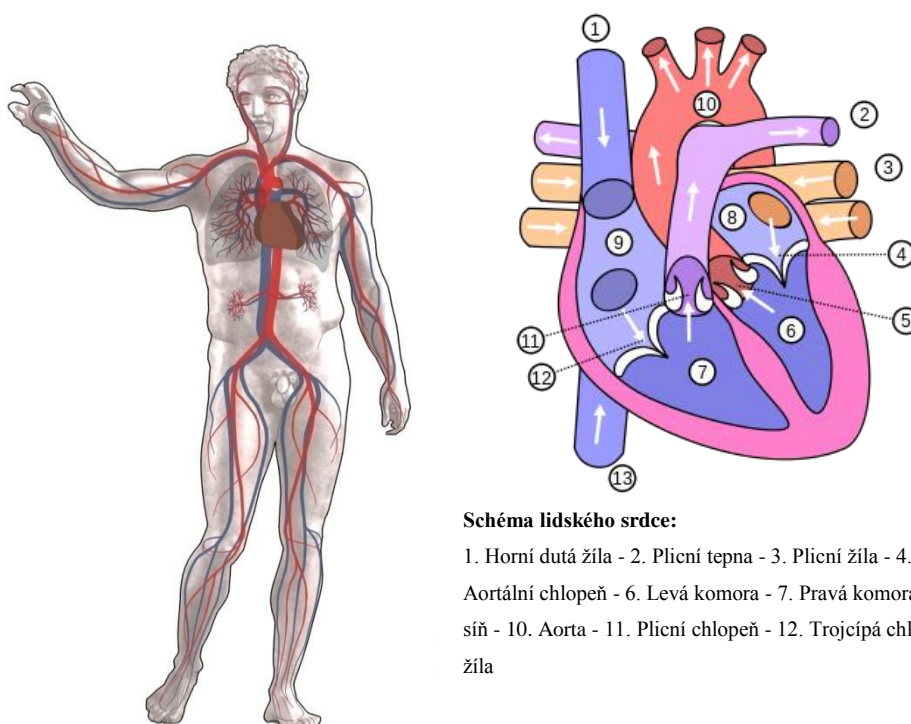


Schéma lidského srdce:

1. Horní dutá žíla - 2. Plicní tepna - 3. Plicní žíla - 4. Mitrální chlopeň - 5. Aortální chlopeň - 6. Levá komora - 7. Pravá komora - 8. Levá síň - 9. Pravá síň - 10. Aorta - 11. Plicní chlopeň - 12. Trojčípá chlopeň - 13. Dolní dutá žíla

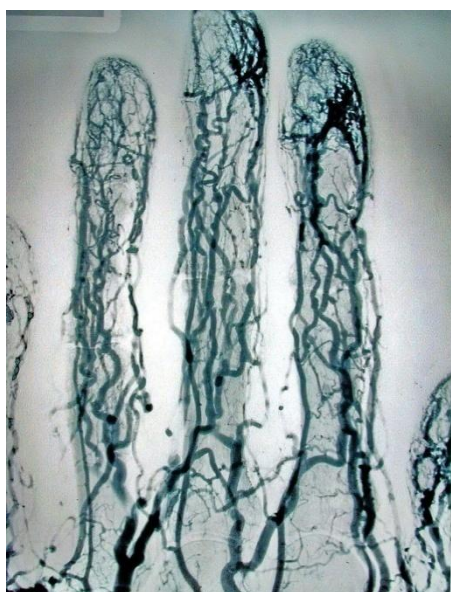
Obr. 2.1-1 Srdce a kardiovaskulární systém člověka - červeně tepny, modře žíly [4, 10]

Srdce savců je uvnitř rozděleno na 4 samostatné dutiny. Přepážky mezi dutinami jsou zevně naznačeny mělkými zářezy na povrchu srdce. Srdce je, zejména v oblasti základny, obaleno funkčním tukem, který vyrovnává nerovnosti srdečního povrchu a umožňuje tak jeho klouzání v dutině osrdečníku. [10]

Srdce pracuje v srdečních cyklech, který se skládá ze systoly a diastoly. Systola je koordinovaný stah srdeční svaloviny síní nebo komor. Diastola je uvolnění (relaxace)

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

Proudění krve v krevním řečišti se řídí tlakovým spádem, tj. hnací silou oběhu krve jsou tlakové rozdíly mezi tepennou a žilní částí oběhové soustavy. Velikost krevního tlaku je v jednotlivých částech oběhové soustavy dána jednak činností srdce a jednak odporem cesty, který klesá s druhou mocninou poloměru a roste s délkou cévy. Proto směrem od srdce krevní tlak klesá, za současného poklesu rychlosti proudění krve. Zpomalení toku krve ve vlasečnicích je velmi důležité, protože zde probíhá vlastní předávání živin a kyslíku tkáním a odvádění produktů metabolismu.



Obr. 2.1-2 Zobrazení cév v prstech ruky zobrazené metodou angiografie [4]

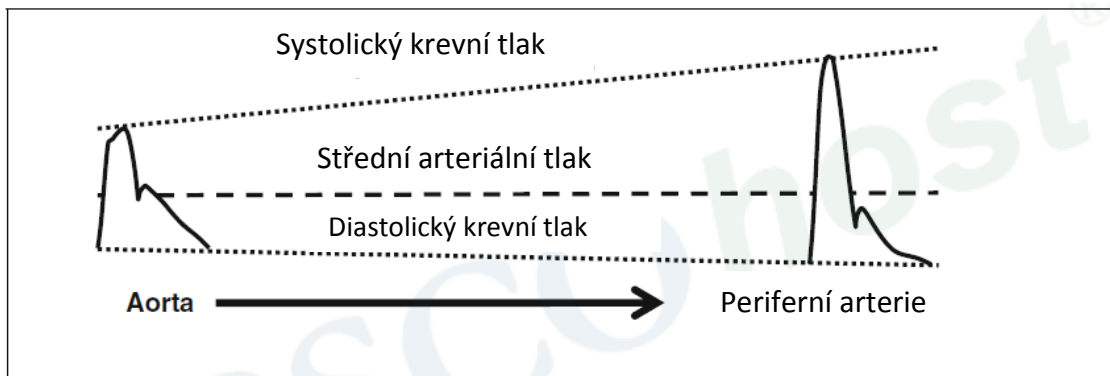
Celý kardiovaskulární systém je tvořen tepnami – vedou krev od srdce, žilami – vedou krev z kapilár do srdce a vlasečnicemi – konečné sítě. Krev proudí tělem dvěma okruhy: od srdce k plicím, pro nabrání kyslíku a mezi srdcem a zbytkem těla dopravuje kyslík a živiny k buňkám [4].

Pravidelnou kontrakcí srdce se vypuzuje krev ze srdce v pravidelných dávkách, které se při proudění tepnami projevují tlakovými a objemovými vlnami (pulzy) krve. Průběh tlaku těchto

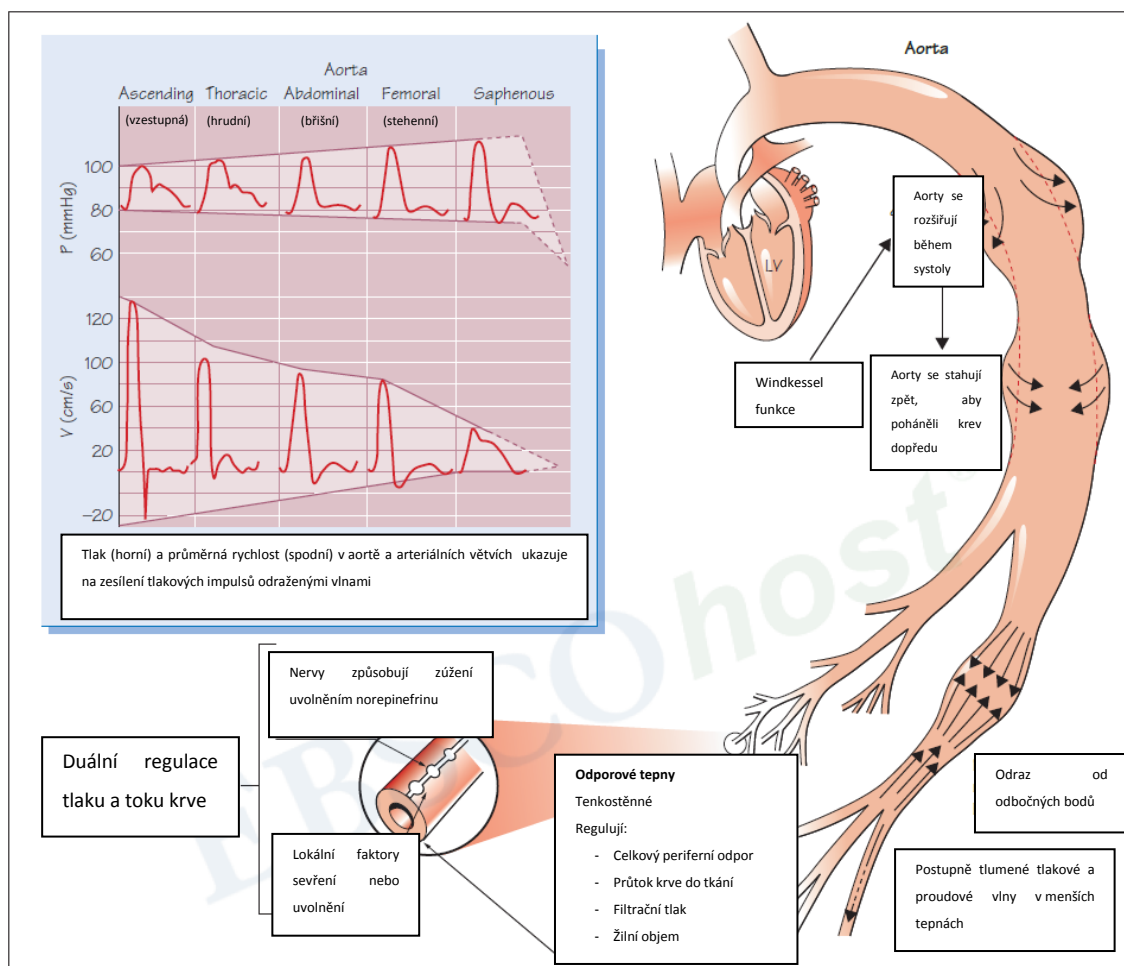
to pulzů je vidět na obr. 2.1-2. Maximální hodnota se nazývá systolický tlak, hodnota minimální se nazývá tlak diastolický. Střední arteriální tlak je pak průměrná hodnota tlaku krve. Přibližně jej lze podle [1] vypočítat jako:

$$\text{střední tlak} = \text{diastolický tlak} + \frac{(\text{systolický tlak} - \text{diastolický tlak})}{3}$$

Se zmenšováním průřezu tepen se systolický tlak zvyšuje, viz obr. 2.1-2 a obr. 2.1-3, kde se srovnává tvar pulzu v aortě a periferních arteriích.



Obr. 2.1-3 Změna hodnoty tlaku se vzdáleností od srdce [1]



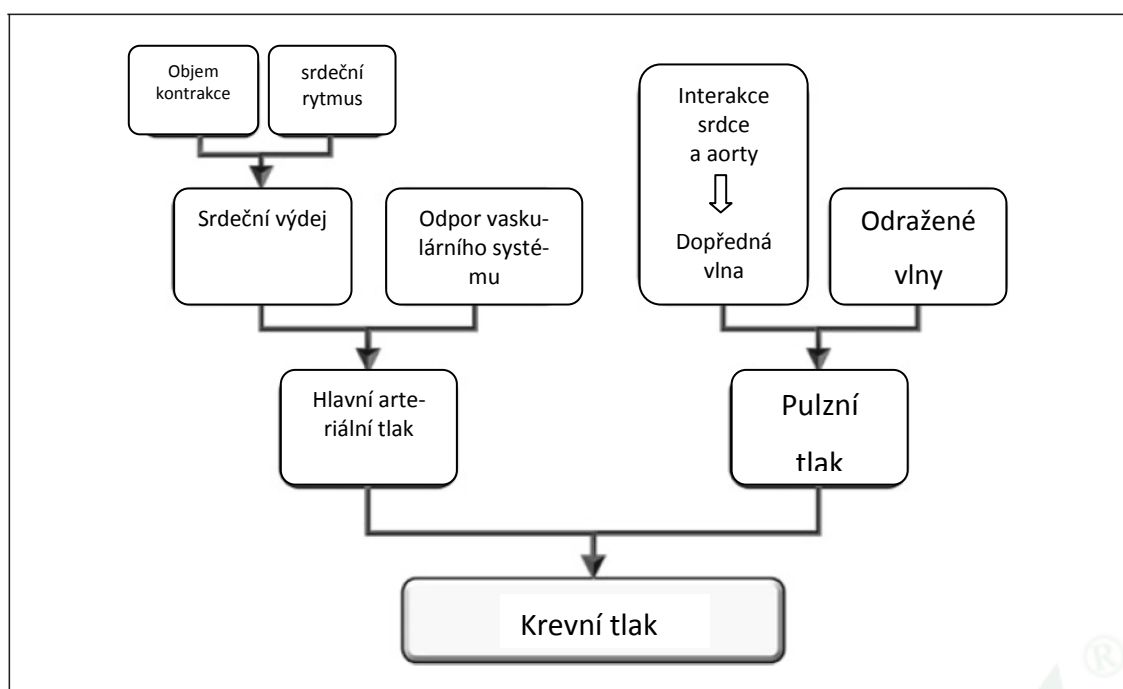
Obr. 2.1-4 Tok krve tepnou se zobrazením pulzní vlny a její rychlosti [9]

Hodnota tlaku krve je velice důležitá. Lékaři pomocí jeho hodnoty mohou diagnostikovat nejrůznější zdravotní obtíže. Zdravý člověk má hodnotu tlaku krve v rozmezí 120 -

140/80 - 100mmHg. Tyto hodnoty jsou ale jen orientační. Velice záleží na stavbě těla každého jednotlivce. Samozřejmě je rozdíl, kdy například muž s nadváhou, vysokým krevním tlakem má zdravotní obtíže a porovnáním s mužem se stejnými hodnotami krevního tlaku, což jsou pro něho normální hodnoty ale tento je sportovec nebo kulturista. [10]

Pokud je hodnota krevního tlaku menší, pak hovoříme o hypotenzi – nízký krevní tlak, nebo je jeho hodnota vyšší, pak je označována za hypertenzi – vyšší či vysoký krevní tlak. [4]

Krevní tlak ale není jen kontrakce srdce. Je to komplexní souhrn mnoha aspektů, viz. obr. 2.1-5.

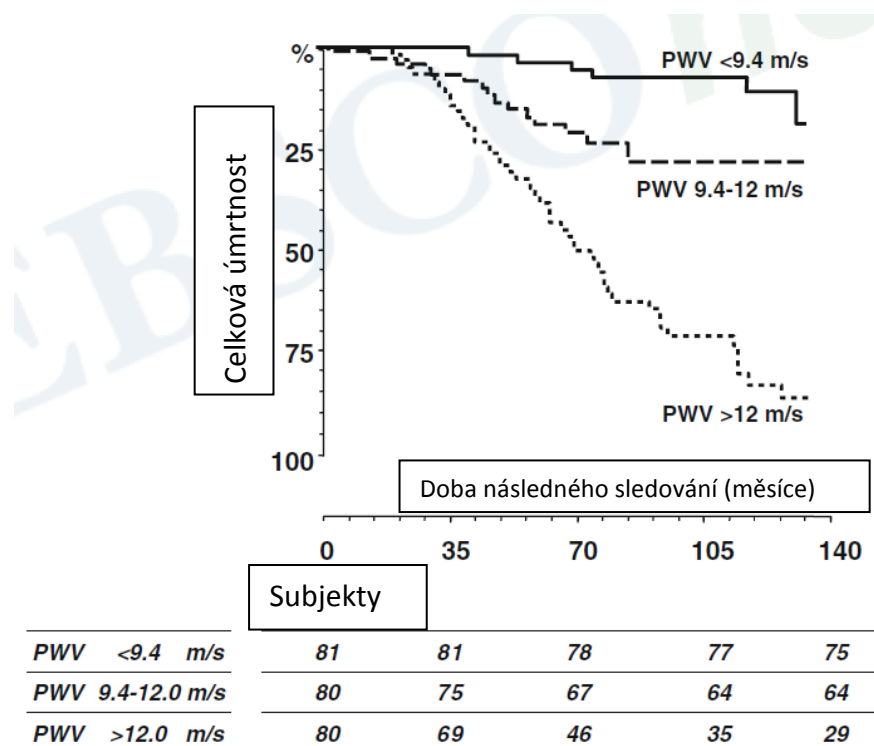


Obr. 2.1-5 Parametry mající vliv na hodnotu krevního tlaku [1]

Z předchozího obrázku je vidět, že krevní tlak se skládá na jedné straně z objemu kontrakce a jejich frekvence, to dává srdeční výdej. Spolu s odporem vaskulárního systému tvoří hlavní arteriální tlak. Další součástí je interakce srdce a neboli dopředná vlna. Tyto vlny se odráží a vznikají odražené vlny, které se vrací zpět. Spolu s dopřednou vlnou vytváří pulzní tlak. Spojením arteriálního a pulzního tlaku (jejich sečtením) vzniká krevní tlak a jeho typický průběh.

Tok krve v aortě a větších tepnách je pulzační. Je to výsledek rytmického vyprazdňování levé srdeční komory. Jak je krev vypuzována z levé komory během systoly tak zasáhne sloupec krve, který je již přítomen ve vzestupné aortě a vytváří tlakovou vlnu v aortální krvi, která se rychle žene kupředu rychlostí 4-10 m/s. [9]

Měření rychlosti této pulzní vlny je velice důležité. Hodnoty rychlostí jsou závislé na pružnosti stěn tepen a cév. Tato pružnost je závislá na věku, hodnotě tlaku krve a dalších faktorech jako je třeba obezita. Jak je vidět na následujícím obrázku 2.1-6, kde je zobrazena celková úmrtnost v závislosti rychlosti pulzní vlny a času v měsících, se zvyšující se rychlostí pulzní vlny se zvyšuje riziko úmrtí. [1]



Obr. 2.1-6 Graf zobrazení vlivu rychlosti pulzní vlny na celkové úmrtnosti [1]

2.2 Měření krevního tlaku

Měření krevního tlaku je buď invazivní, tedy měřící sonda se chirurgicky zavádí přímo do žíly nebo tepny. Toto přímé měření krevního tlaku je nejpřesnější, ale nevýhodou je jeho rizikovost. Používá se zejména při kritických stavech pacienta. Nebo je možnost použití neinvazivního měření, kdy se používají dotykové tonometry či rtuťový tonometr nebo pneumatický tonometr. [7]

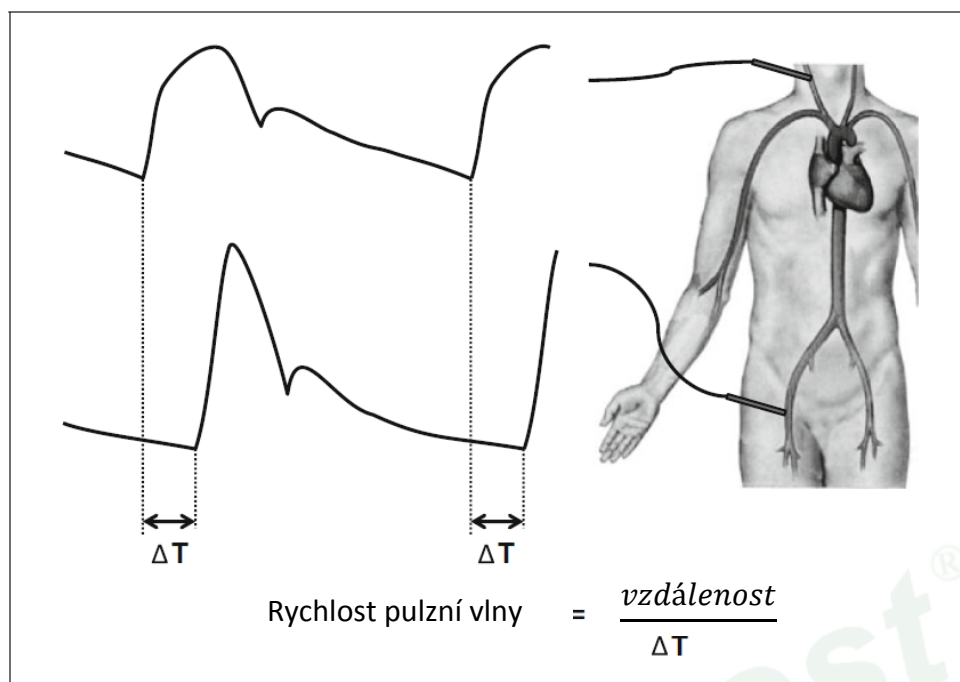


Obr. 2.2-1 Rtuňový tonometr [5]



Obr. 2.2-2 Pneumatický tonometr[6]

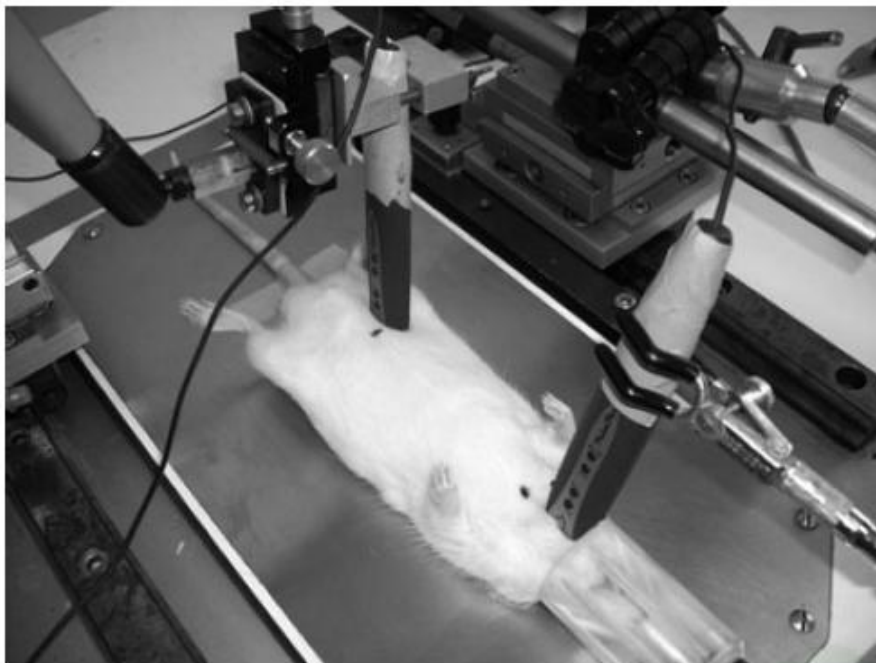
Všechna tato měření se provádějí v jednom místě a ukazují buď průměrné hodnoty systolického a diastolického tlaku nebo v lepším případě průběh tlakového pulzu. Avšak, chceme-li určit rychlost pulzní vlny, je třeba měřit průchod pulzu krve na dvou místech najednou. K tomu je možné použít buď jeden tonometr a změřit časový rozdíl maxima pulzu oproti R vlně signálu EKG na dvou místech. Nebo je možné použít dva totožné tonometry, měřící na dvou místech zároveň, zjistit časové zpoždění pulzu a vypočítat jeho rychlost. Viz obr. 2.2-3. [1]



Obr. 2.2-3 Zobrazení měření rychlosti pulzní vlny dvěma tonometry [1]

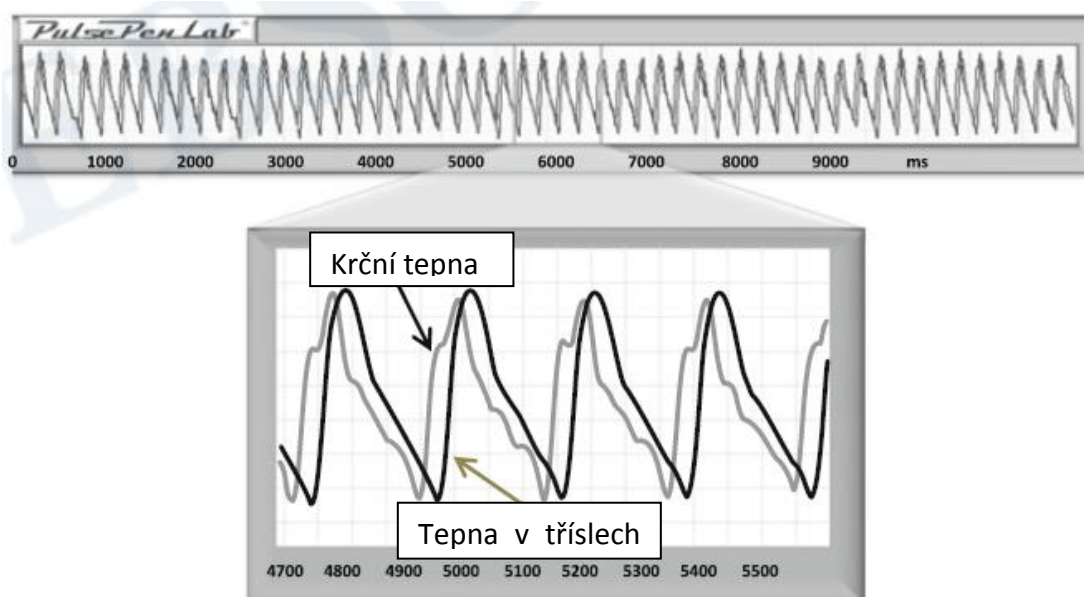
Do vzorce vstupuje vzdálenost mezi oběma tonometry, měřená přímo a zpoždění mezi náběhy obou křivek.

Tato měření nemusí probíhat jen u člověka. Na následujícím obrázku je vidět měření na karotidě a femuru laboratorní křisy.



Obr. 2.2-4 Měření pulzních vln na laboratorní kryse pomocí dvou tonometrů[1]

Při správně zvolených přístrojích nebo nově navržených by měly výsledky měření, tedy průběhy pulzních vln vypadat jako na následujících obrázcích.



Obr. 2.2-5 Naměřené průběhy pulzních vln a jejich viditelné posunutí [1]

Na obrázku 2.2-5 je vidět soubor naměřených hodnot a porovnání průběhu pulzních vln na karotidě a femuru. Takovému výsledku (výstupu) měření, z hlediska čistoty křivek bez rušení, bychom se chtěli při našem měření přiblížit.

3 Technologie 3D tisku

V následujícím textu Vám popíšu vývoj technologie výroby, která je použitelná pro výrobu mého tonometru a která se stává v dnešní době velice populární a hojně používaná třeba v automobilovém průmyslu a nejen tam. [2]

3D tisk je proces, při kterém se prostřednictvím specifického zařízení vytvářejí trojrozměrné objekty z vhodného materiálu. Tisk po vrstvách je řízen ovládací elektronikou na základě digitální předlohy. Běžně dostupné výrobní procesy jsou na principu odebrání materiálu z obrobku až do finálního tvaru. Ale tento proces je opačný! Postupným přidáváním materiálu se dosáhne požadovaného tvaru. A to i běžnými postupy nevyrobitelné – např. díl v díle nebo funkční sestavy motorů pro výuku studentů atd.

Počátky technologie 3D tisku sahají do druhé poloviny 20. století. V roce 1986 byla patentována Charlesem Hullem technologie *stereolitografie*.

Jedná se o metodu vytváření objektů pomocí vytvrzování polymerů po vrstvách působením záření o různých vlnových délkách. Nejčastěji se používá UV záření.

Záření se zamíří do konkrétního místa ve vrstvě polymeru, kde se částečně vytvrdí. Poté se nanese další vrstva polymeru a takto se postupuje po dalších vrstvách, až vznikne celý objekt.

První takovouto „tiskárnou“ byl stereolitografický aparát SLA-1 (ze *StereoLithography Apparatus 1*) vyrobená firmou 3D Systems. Modely SLA se staly základem pro vývoj dnešních 3D tiskáren a CNC strojů. Další technologie přinesla až konkurence.

V roce 1993 byla Massachusettským institutem technologií (MIT) patentována technologie trojrozměrných tiskařských technik. Ta pracovala s práškovým materiálem a tekutým spojovačem. Od té doby začal vývoj 3D tiskáren.

3.1 Rapid prototyping

Soubor následujících technologií pro výrobu prototypů 3D tiskem založených na technologii SLA.

Prototypy nejsou, ve většině případů, vhodné pro velké zatížení. Slouží tedy pro vizuální a technologickou kontrolu správnosti modelu.

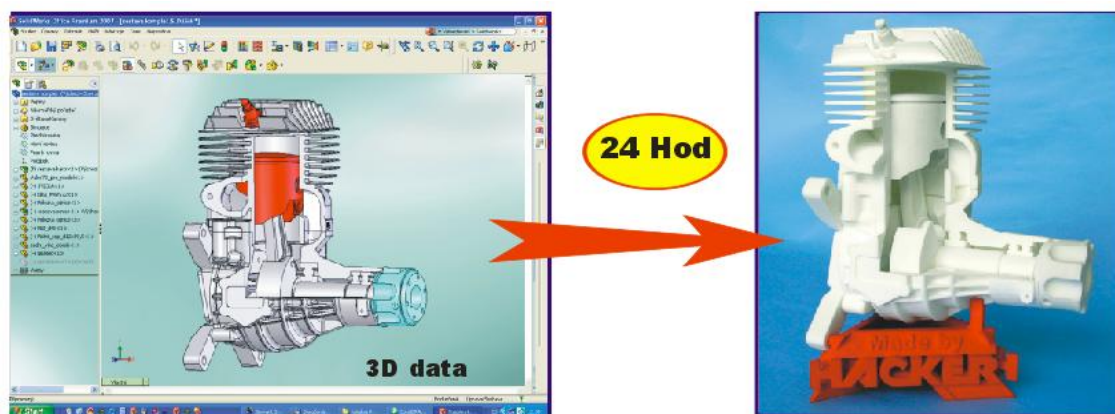
3.1.1 Fused Deposition Modeling (FDM)

Materiál je odvíjen ze zásobního bubnu do tiskové hlavy, kde se taví a nanáší na stůl vrstva po vrstvě. Může se stát, že je potřeba stavět i v místech, kde by měl nově nanášený materiál být mimo podložku a v takových místech (kde by základní materiál „visel“ ve vzduchu) se využívá podpurný materiál. Dutina pod místem nanesení nového materiálu se vyplní strukturou tak, aby se podařilo, model bez potíží vyrobit. Po dokončení modelu se podpurný materiál odstraní odlomením, rozpuštěním ve speciální lázni nebo jiným vhodným způsobem.

3.1.2 Selective Laser Sintering (SLS)

Laserové spékání pracuje s práškovým materiálem, nanášeným válcem pod ochrannou atmosférou dusíku. Místa, která jsou potřeba vytisknout, se osvítl laserem a tím se prášek speče. Stůl se poté o tloušťku jedné vrstvy posune dolů a celé se to opakuje až do vytvoření modelu.

Zatím jako jediná je, po patřičných úpravách, schopna tisknout i z kovových materiálů jako jsou nerezové ocele, Titanové slitiny nebo i nástrojové ocele. Dokon-



Obr. 3.1.2-1 Ukázka SLS 3D modelu

ce existují i kombinované stroje těchto kovových tiskáren s běžnými obráběcími

stroji, kde se vytiskne kovový polotovár a následně se hned v jednom stroji i obrobí potřebné plochy. To vše proběhne na jedno upnutí, kde se tím eliminují nepřesnosti při několikanásobném upnutí obrobku. Tímto výrobním postupem se může snadno dosáhnout nejmenších hmotností výrobků, které jsou běžnými postupy těžko dosažitelné.

Po vypršení některých patentů v roce 2003 se vývoj zdatelně urychlil. Objevila se nová technologie Multi Jet Modeling (MJM) pracující s fotopolymerem, který se v malých vrstvách pokládá na podložku a vytvrzuje UV zářením.

Všechny tyto technologie jsou určeny ke komerčním profesionálním účelům díky své finanční a časové náročnosti na výrobu modelu. Jsou na úplně jiné úrovni než domácí nekomerční tiskárny. Zde se uplatňuje levnější FDM technologie.

4 Vývoj prototypu

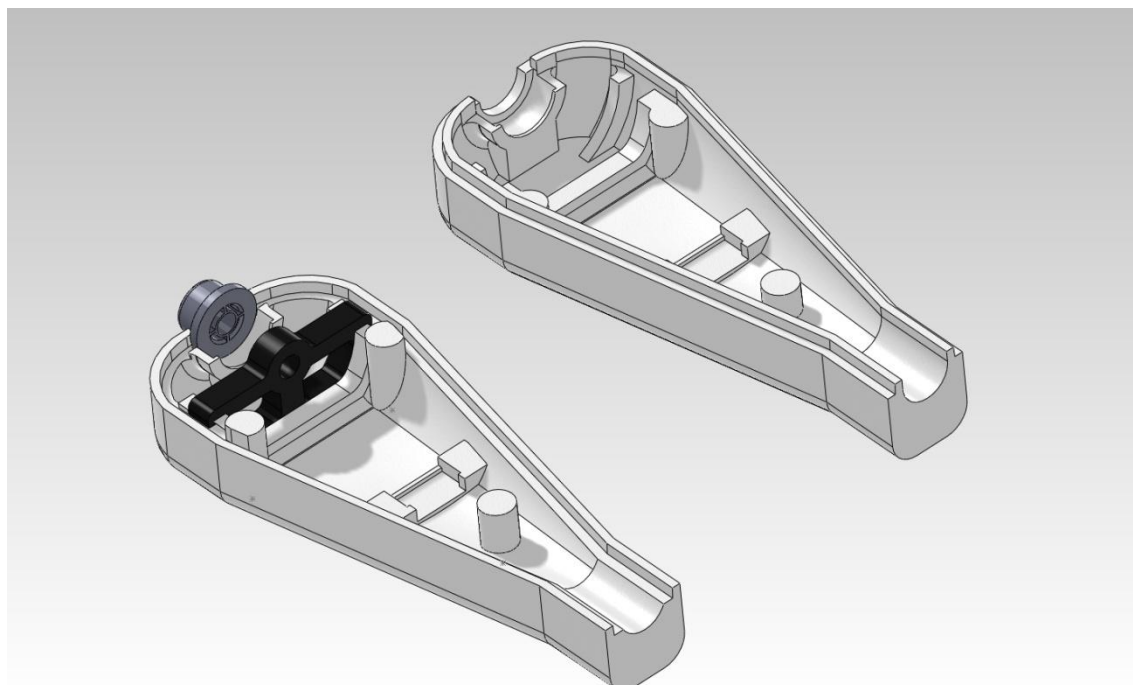
4.1 Předchozí vývoj

Funkční prototyp byl již vyvinut v roce 2013, v rámci bakalářské práce s názvem: Vývoj dotykového tonometru pro měření tlaku v tepnách. Jehož jsem také autorem.

Tento prototyp je vlastně měřicí sonda, která se připojuje pomocí Hardwaru pro vytváření virtuálních přístrojů od firmy National Instruments (dále „NI“) do počítače či notebooku.

Skládá se z měřícího mechanismu a piezoelektrické folie, o kterou se tento mechanismus opírá a tím se folie deformuje.

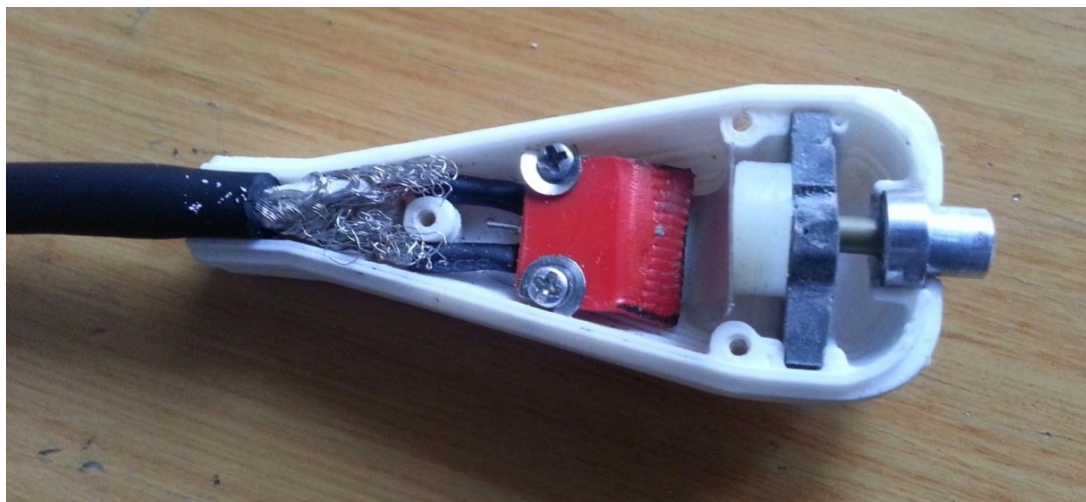
Tyto deformace způsobují ve folii generování elektrického napětí, které se zesilovačem zesílí a převodník z analogového na digitální signál nám umožní toto napětí dále zpracovat např. v počítačovém softwaru LabVIEW.



Obr. 4.1-1 Virtuální modely součástí snímače

Tento program spolu s hardwarem od NI umožňuje virtuálně sestavit téměř jakýkoliv přístroj. Blíže si tento program popíšeme v kapitole 5.2.

Měřící mechanismus se skládá z válcového dotyku spojený trubičkou s dotykem piezoelektrické folie. Celý je uložen v těle přístroje v kluzných pouzdrech. Vidět ho můžeme na obr. 4.1-2 v pravé části.



Obr. 4.1-2 Pohled na mechanismus tonometru [2]

Piezo folie je zasunuta v konektoru připájeném na dvou-žilovém stíněném kabelu. Konektor je příložkou připevněn k tělu měřící sondy dvěma šroubky. Na obr. 4.1-3 vidíme spojené obě poloviny sondy, které drží pohromadě tři šroubky. Tělo je vyrobené pomocí 3D tisku technologií FDM z materiálu ABS bílé barvy.

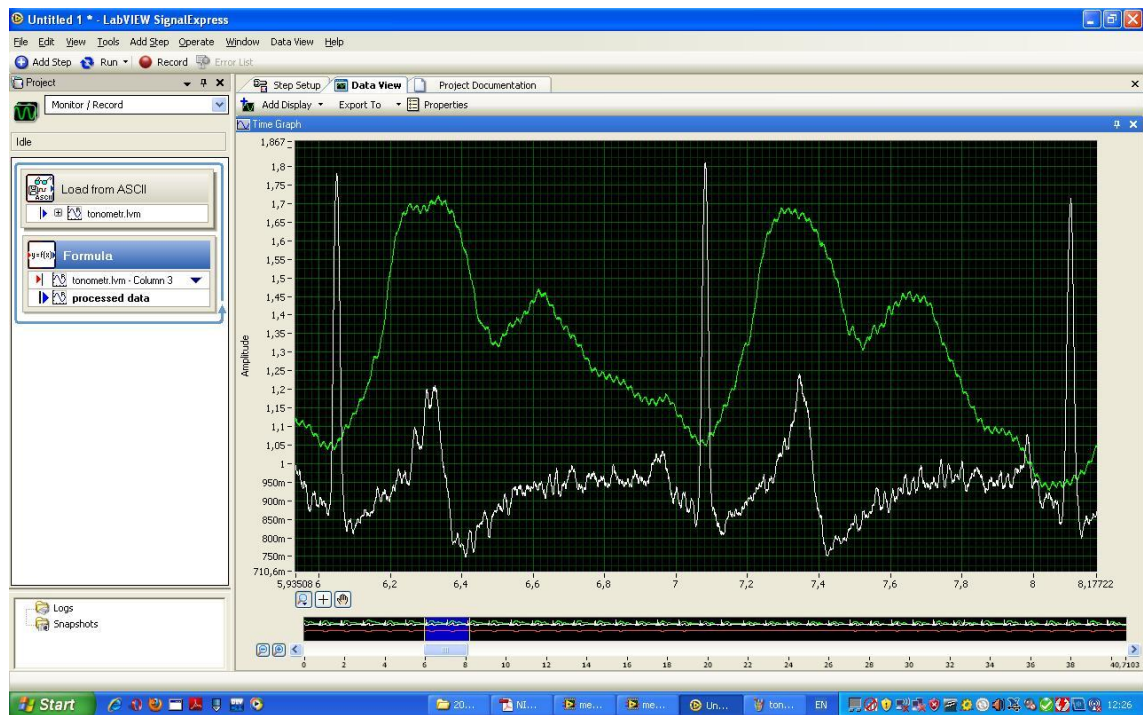


Obr. 4.1-3 Dotykový tonometr [2]

Měření s tímto tonometrem je snadné. Prstem ruky nahmatáme puls a na toto místo přiložíme měřící dotyk sondy a přimáčkneme. Na monitoru počítače se kontinuálně zobrazují naměřené hodnoty.

Pokud není vidět požadovaná křivka, je zapotřebí sondu více přitisknout nebo uvolnit, případně posunout a to tak dlouho dokud je křivka vyhovující. Přesvědčíme se na následujícím obrázku 4.1-4, že průběhy jsou velice kvalitní (porovnáváno s průběhy lékařských přístrojů).

Horní zelená křivka je naměřená křivka průběhu pulzní vlny z vyvinutého tonometru měřeného na karotidě. Bílá, dolní křivka je kontrolní křivka pulsu z EKG. Křivka EKG je zde proto, že je zde vidět puls (stah srdce a vypuzení krve ven) a začátek nástupu pulzní vlny a následný průběh krevním řečištěm.



Obr. 4.1-4 Průběh pulzní vlny prvního tonometru [2]

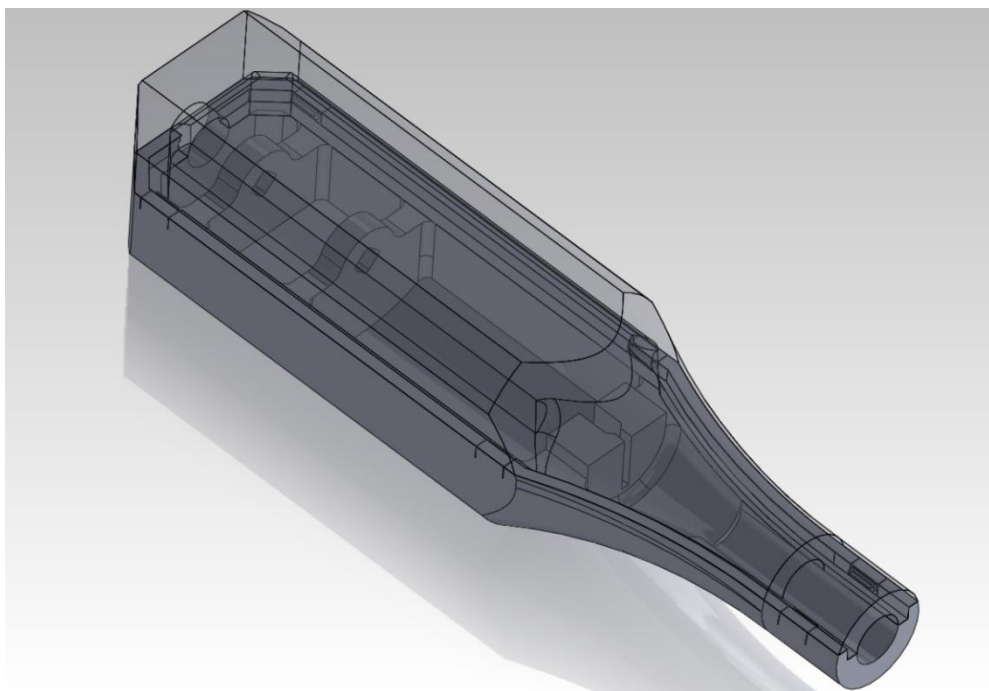
Podle mého názoru je tento prototyp plně funkční a má výborné výsledky měření pulzní vlny co se zobrazení pulzní vlny s porovnáním s průběhy lékařských přístrojů týče.

4.2 Druhý prototyp

Dalšími kroky ve vývoji je samozřejmě vylepšování a zjednodušení stávajícího prototypu pomocí poznatků z vlastního měření stávajícím tonometrem.

První úpravou prošel mechanismus měření. Na měřící tyčce byla přidána pružina, která vrací měřící dotyk do základní polohy. Piezoelektrická folie nyní neplní pružící funkci, ale jen na základě ohýbání generuje elektrické napětí. Na tomto základě bylo třeba upravit tělo přístroje

Druhou úpravou byl tedy design přístroje. Tělo bylo kompletně přepracováno tak, že z původního tvaru nezůstalo nic. Tělo bylo vymyšleno a napasováno na nový mechanismus.



Obr. 4.2-1 Virtuální model druhého prototypu, který slouží pro výrobu na 3D tiskárně

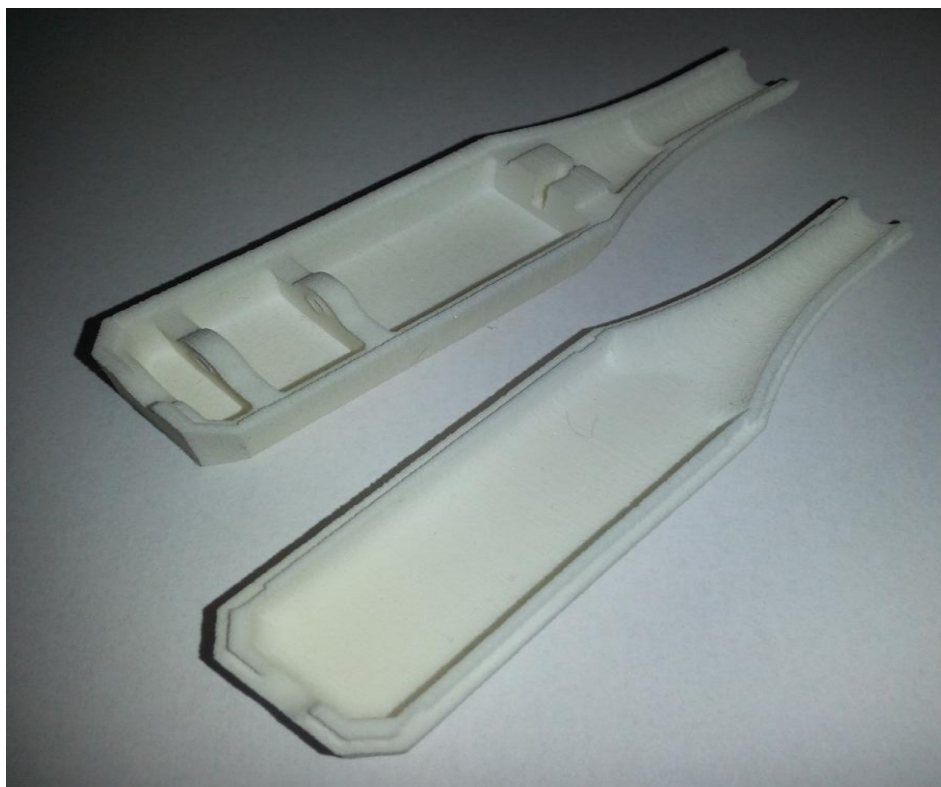
Obě poloviny již nejsou spojeny žádným spojovacím materiálem – šrouby. Od-
padlo tak nutnost používání nářadí při případném rozebírání přístroje. Spojení je
nyní řešeno zácvaky, pomocí kterých drží pohromadě a pro potřebné rozebrání
stačí zatlačit na jedno z těl.



Obr. 4.2-2 Nový design tonometru

Velikost a tvar měřícího dotyku zůstal stejný. Osa dotyku je vyrobena z měděné kruhové tyče o průměru 3mm a délce 40mm. Pro zajištění proti vypadnutí je opatřena drážkou pro zajišťovací kroužek.

Dotyk pro piezoelektrickou fólii byl zvolen, po předchozích zkušenostech, z lehkého a lehce upravitelného materiálu – balzy pro případnou potřebu změny jeho tvaru. Tvar byl zvolen nejprve kónický pro lepší a rovnoměrnější ohyb fólie. Měření ukázalo, že samotný tvar dotyku nemá vliv na zobrazená data v grafu.



Obr. 4.2-3 Obě poloviny tonometru

Proto, jsme se s vedoucím práce rozhodli pro změnu uchycení fólie. Místo původního uchycení letmo jsme zvolili uchycení na dvou podporách. Folie je tedy uchycena v konektoru a opřena v drážce dotyku folie.

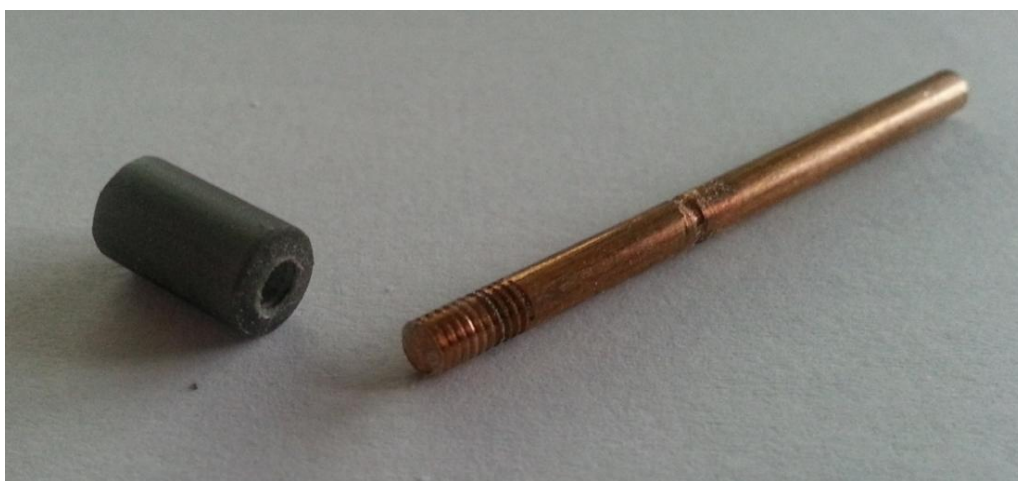


Obr. 4.2-4 Uchycení piezoelektrické folie

Ohyb je nyní rovnoměrný v celé délce folie. V grafu se to projevuje mírným kolísáním hodnot grafu. U letmo uchycené folie je toto kolísání veliké, které je způsobeno nerovnoměrným ohybem folie. Graf se u tohoto uchycení posouvá nahoru a dolů v důsledku změny polohy ohybu folie.

4.2.1 Postup sestavení

Sestavení je podobné jako u předchozího původního prototypu. Nejprve je zapotřebí našroubovat měřicí dotyk na osu.

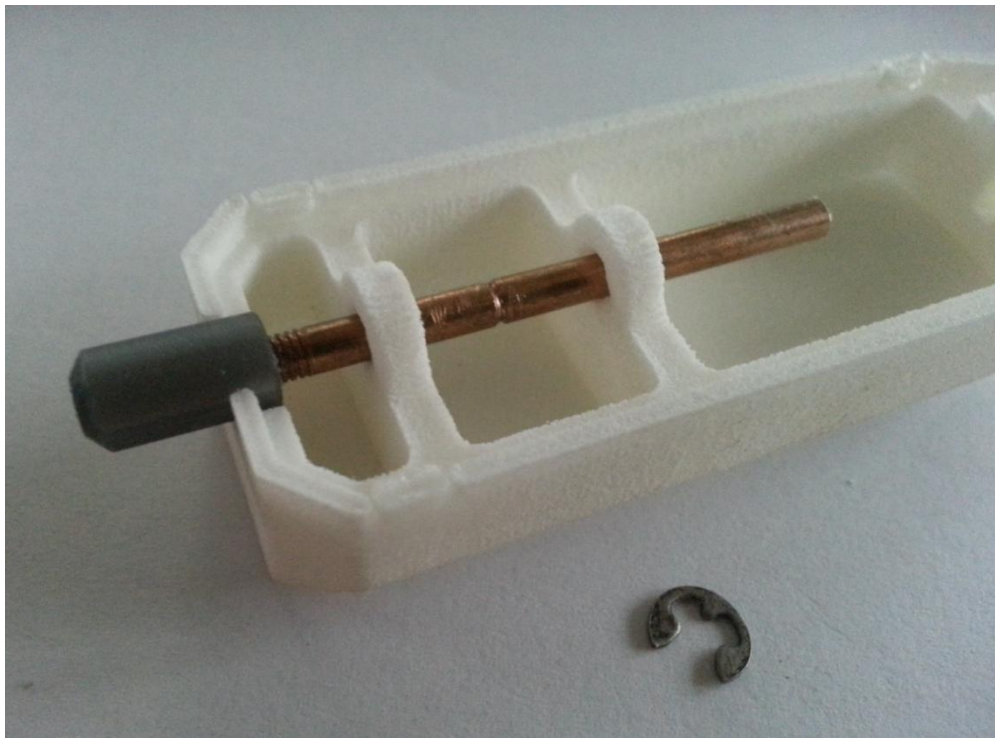


Obr. 4.2.1-1 Dotyk s osou

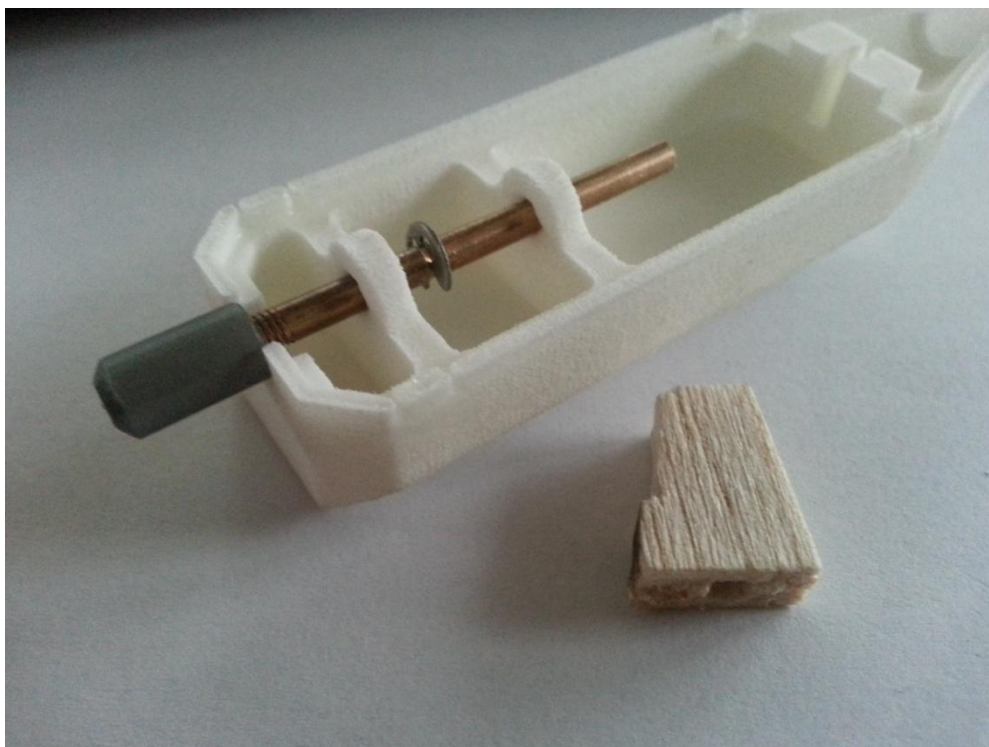


Obr. 4.2.1-2 Sestavený dotyk

Dotyk s osou zasuneme do čtvercových souosých otvorů v dolním těle. Zajišťovací kroužek zasuneme do drážky, která musí být mezi vodícími otvory. Pokud bude osa v jiné poloze, nebude dotyk správně fungovat nebo nemusí jít sestavit.



Obr. 4.2.1-3 Sestavený dotyk se spodním tělem a pojistný kroužek



Obr. 4.2.1-4 Spodní tělo a dotyk folie

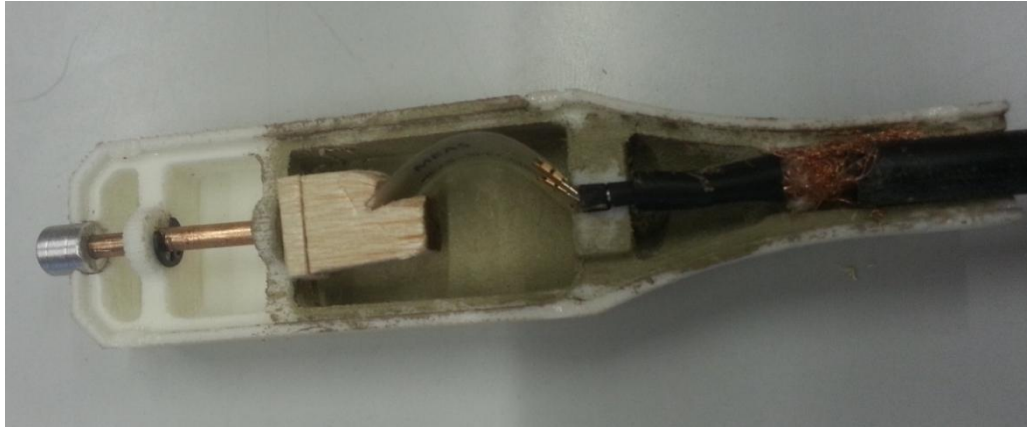
Nyní nasuneme na osu dotyk folie. Otočíme s ním, tak aby drážka pro zachycení folie směřovala směrem nahoru ven z dolního těla. V tuto chvíli zatlačíme folii do konektoru na kabelu. Polarizaci nemusíme řešit. Tuto sestavu zasuneme do otvoru v dolním těle.

Přidržíme folii a otočíme dotyk po směru hodinových ručiček o 90°. Folii zasuneme do drážky v dotyku a zatlačením na měřící dotyk zkontrolujeme správný a volný pohyb celé soustavy.



Obr. 4.2.1-5 Připravené tělo snímače pro vložení folie

Pokud se bude folie při plném zatlačení měřicího dotyku dotýkat stěny těla, bude potřeba drážku v dotyku posunout více doleva.



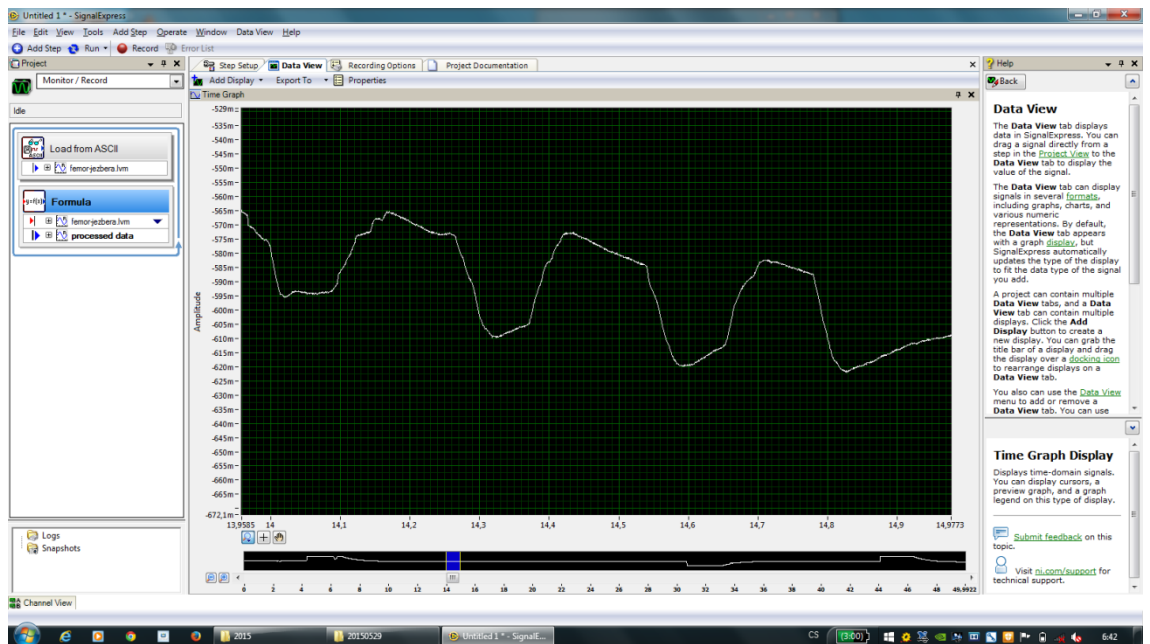
Obr. 4.2.1-6 Sestavené spodní tělo snímače

Pokud je vše v pořádku a nic nedrhne, tak můžeme přiložit vrchní tělo na spodní a zmáčknutím těl proti sobě zajistíme těla k sobě. Cvaknutí nás ujistí, že je vše provedeno správně.

Ještě jednou provedeme kontrolu správného chodu, tedy několika násobného zmáčknutí dotyku se ujistíme o volném pohybu dotyku bez drhnutí. Pokud bude dotyk drhnout nebo jeho pohyb bude tuhý, bude zapotřebí těla opět od sebe oddělit a závadu opravit.

4.2.2 Hodnocení prototypu

Nově zvolený design a způsob uložení folie se ukázal jako velice zdařilý. Naměřený průběh pulzní vlny je velice čistý, téměř bez šumu s malým kolísáním. Viz obr. 4.2.2-1, kde je vidět průběh pulzní vlny v tepně v třísech. Pro správné interpretování je však potřeba tento graf otočit vzhůru nohama v časové ose. Tedy máme nyní maximum dole.



Obr. 4.2.2-1 Průběh pulzní vlny v tepně v tříselech

Nicméně jsme přistoupili k další úpravě designu v podobě úpravy přední části tonometru. Ploché čelo bylo změněno na kónický tvar pro lepší zacílení měřené tepny.

4.3 Třetí prototyp

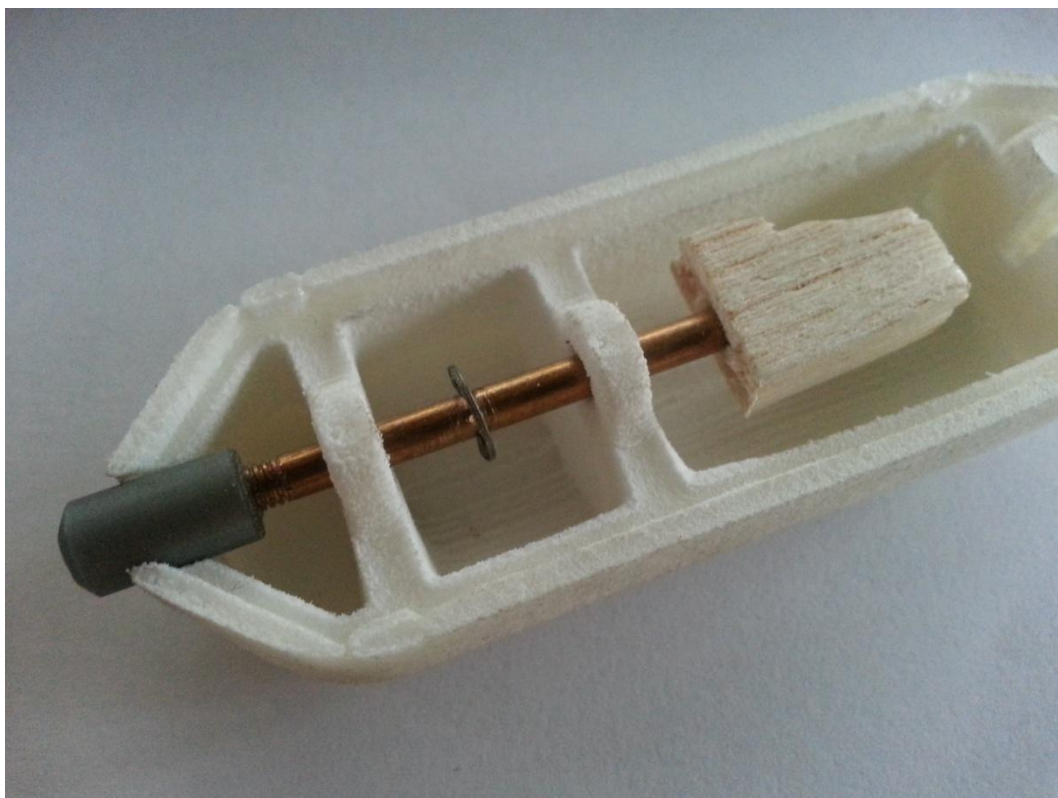
Další úpravou, jak již bylo uvedeno výše, je úprava tvaru čela tonometru. Tato změna spočívá v prodloužení čela těla do kónického tvaru. Tím se snadněji dostaneme k tepně i v hůře dostupném místě. Změna dat pro výrobu tonometru byla jen kosmetická.



Obr. 4.3-1 Změněný tvar čela tonometru

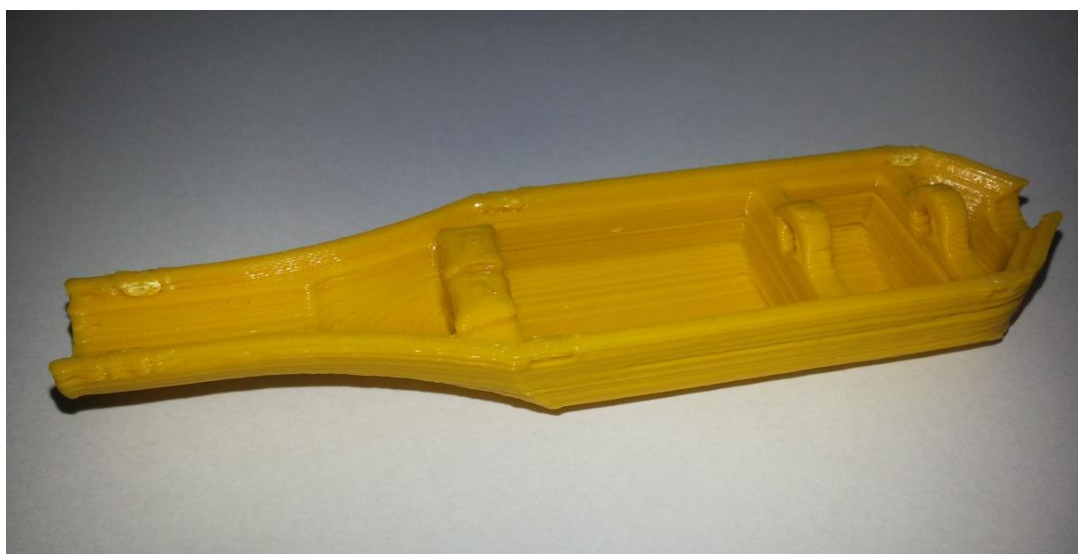
Samotná výroba proběhla na 3d tiskárně pomocí technologie SLS (Selective Laser Sintering) z práškového polyamidu PA2200 bílé barvy. Vše proběhlo ve firmě Hacker Model Production a.s., které tímto děkuji za její pomoc při kontrole výrobních dat a za samotnou výrobu.

Další možností byla výroba z materiálu ABS také na 3d tiskárně, ale tentokrát dostupnější technologií FDM. Vzhledem ke složitosti tvaru těla tonometru je tato technologie nevhodná.



Obr. 4.3-2 Detail změny čela snímače

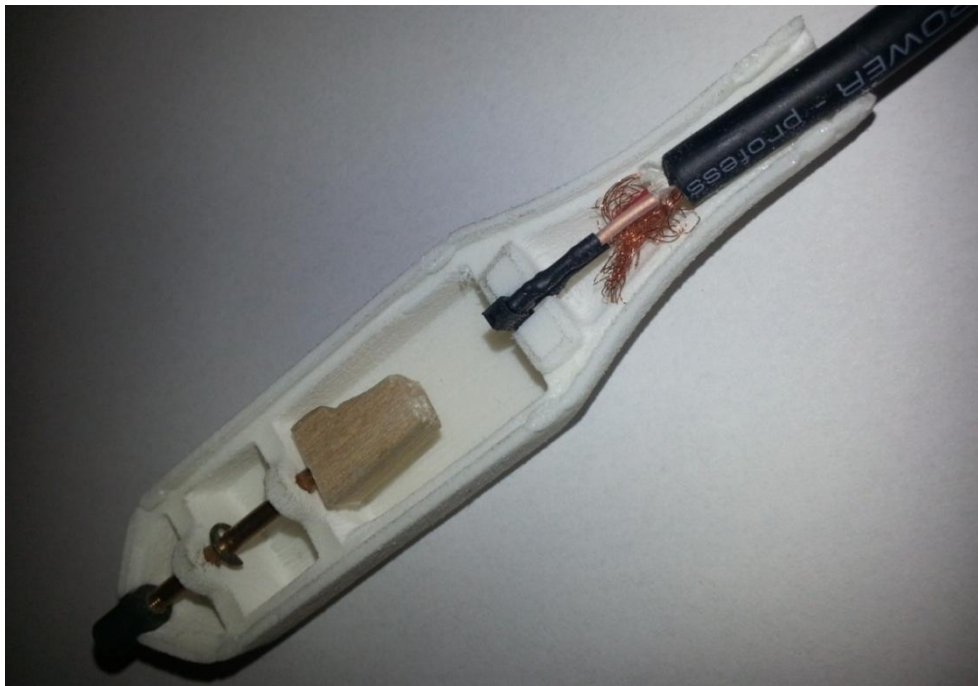
A to zejména k přihlídnutí na tvar zácvaků, které jsou touto technologií vyrobitelné, ale nemohou být funkční. Pevnost materiálu v ose Z není dostatečná pro časté a potřebné rozebírání těla tonometru. I po prvním spojení těl je na zácvacích vidět značné poškození. Viz Obr. 4.3-2 a Obr. 4.3-3.



Obr. 4.3-3 Tělo vyrobené FDM technologií z ABS

Vzhledem k tomuto poškození u FDM modelu byla zachována výroba SLS modelů, u kterých této závadě téměř nedochází.

Při kontrolních měřeních vyšlo najevo, že úprava čela byla zbytečná. Měřící dotyk se lépe dostal na měřící místo, ale tvar těla neumožní dostatečné opření o pokožku. A tím se dotyk nepohybuje nezávisle na vnějším těle, ale pohyb je vzájemně souměrný. Piezoelektrická folie se tedy nestlačuje podle nárůstu tlaku v tepně a na grafu se nezobrazuje žádný průběh.



Obr. 4.3-4 Detail vnitřního uspořádání

Na základě této zkušenosti bylo rozhodnuto o návratu k předchozímu tvaru tonometru s plochým čelem, který má při měření výborné výsledky. Byla také odstraněna pružina vracející dotyk do výchozí polohy. Toto rozhodnutí proběhlo po diskuzi s vedoucím práce. Ukázalo se, že pružina vnáší do průběhu pulzní vlny nežádoucí kmity navíc, které zkreslují samotnou křivku pulzní vlny.

5 Experimentální část

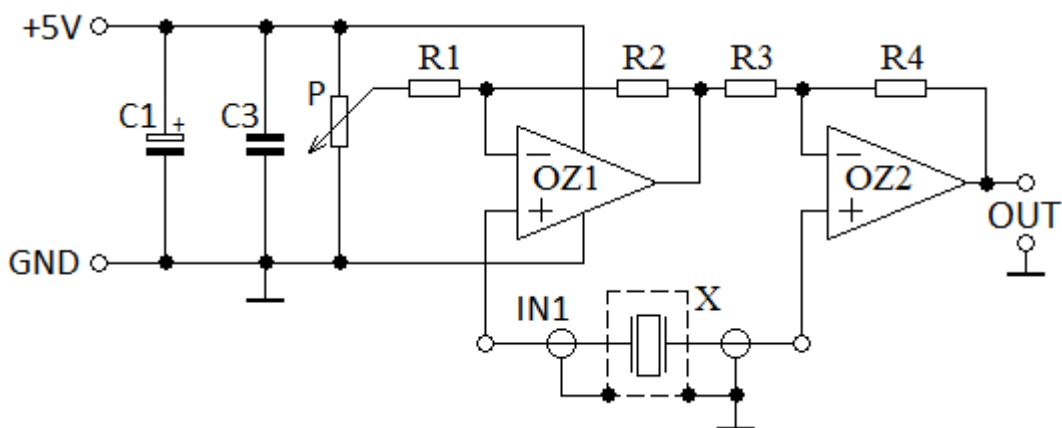
5.1 Popis zapojení měření

Pro měření byly dva vyrobené tonometry připojené do zesilovače (jeho popis je v kapitole 5.2). Příslušné 2 analogové výstupy z tohoto zesilovače byly přivedeny na analogově-digitální převodník s USB výstupem zapojeným do notebooku.

Sběr dat na notebooku řídil software NI LabVIEW, viz kapitola 5.3.

5.2 Popis zesilovače

Jedná se o přístroj vyrobený studentem Přírodovědecké fakulty na univerzitě Hradec Králové Jiřím Reisnerem v rámci jeho bakalářské práce na téma Zesilovač signálů z piezosensorů [8]. Tento zesilovač byl navržen pro snímání a zesilování signálů z piezoelektrických snímačů. Výstupem zesilovače je analogové napětí vůči zemi. Schéma zesilovače je na obrázku 5.2-1. V přístroji vyrobeném studentem Raisnerem je možné připojit až 8 piezoelektrických měničů, ke každému měniči přijde jeden zesilovač.



Obr. 5.1-1 Schéma nábojového zesilovače [8]

Piezoelektrický snímač je tvořen dvěma elektrodami, mezi kterými je vložena a vodivě spojena destička z izolantu. Při mechanickém namáhání vytváří elektrický ná-

boj. Takto vytvořený náboj se nazývá piezoelektrický jev a objevili ho bratři Jacques a Pierre Curie v roce 1880 ve Francii.



Obr. 5.2-2 Piezoelektrická folie [8]

Piezoelektrický jev lze pozorovat pouze u materiálů, které mají krystalovou mřížku bez středu symetrie, například křemen či Siegnettova sůl. [7]

V našem případě jsme využili komerční výrobek piezoelektrické organické folie od firmy Meas, která je vidět na obr. 5.2-2.

5.3 Popis programu LabVIEW

Software LabVIEW (z angl. *Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench*), v překladu „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“, je program vyvinutý firmou *National Instruments*.

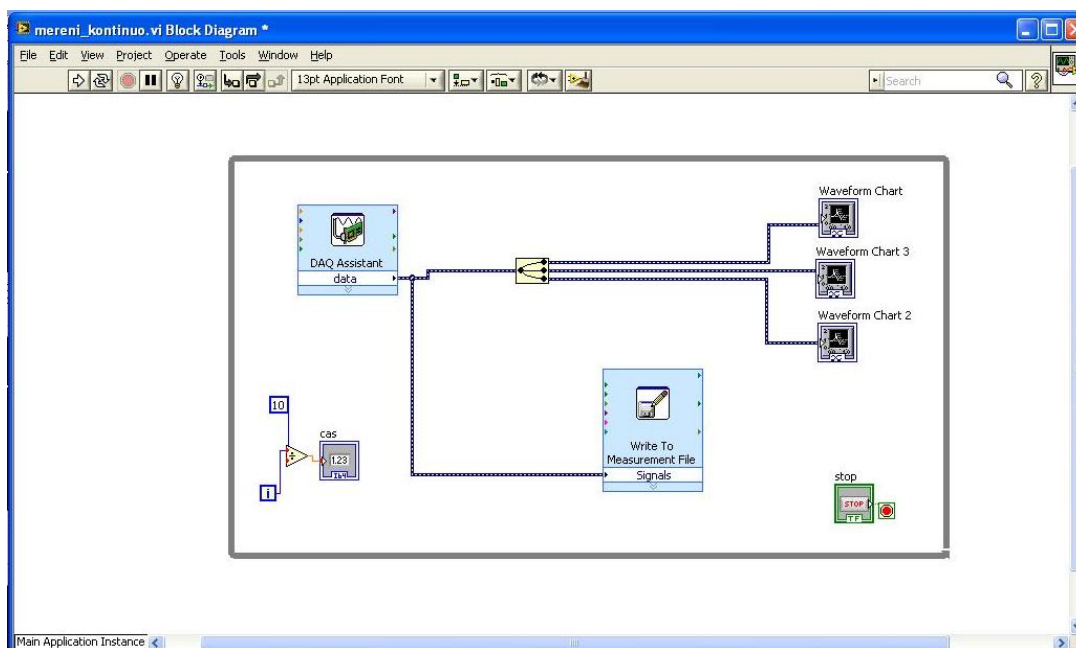
Prostředí LabVIEW, které využívá tzv. grafický jazyk, je vhodné nejen k programování systémů pro měření a analýzu signálů, řízení a vizualizaci technologických procesů různé složitosti, ale také k programování složitých systémů, jako je třeba robotické pracoviště.

Hlavním cílem virtuální instrumentace je nahradit dočasně nebo i trvale prostorově, finančně a mnohdy i časově náročné využití technických prostředků (hardware) řešením virtuálním za přispění programových prostředků (software) a zejména pak grafickými a vizuálními prostředky a zprostředkovat tak uživateli maximální názornost. Toto řešení umožňuje rychlé navrhování nových aplikací a provádění změn v konfiguraci, což je u realizace skutečnými nástroji za pomoci reálných součástek často velice nákladné ba přímo nemožné. [2]

5.4 Virtuální zařízení

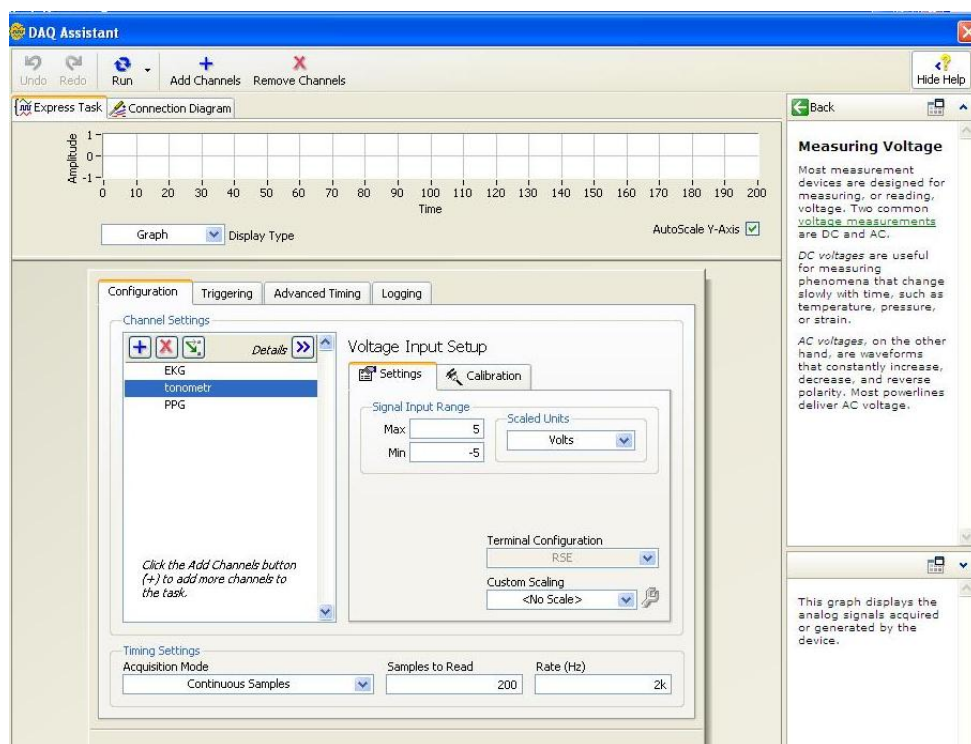
Na obr. 5.4-1 je zobrazena obrazovka se zapojením obou tonometrů a EKG pro určení počátku nástupu pulzní vlny. Všechna tři měření jsou zobrazována v grafech.

Zapojení se skládá, ze sběrače dat, rozdělovače pro zobrazení signálů v jednotlivých grafech a zapisovače dat do textového souboru. [2]

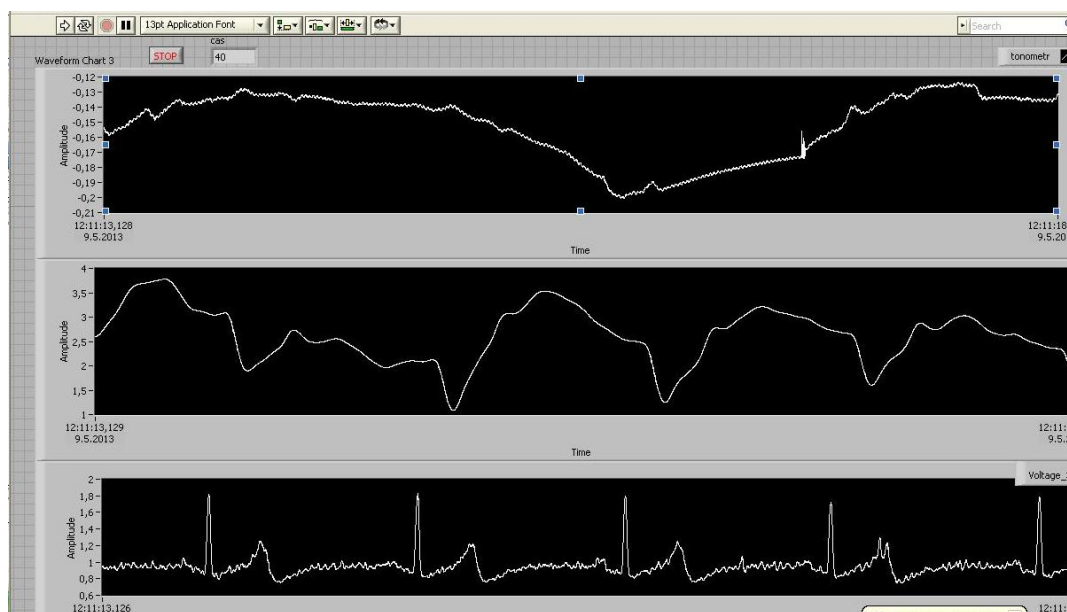


Obr. 5.4-1 Blokové schéma zapojení v NI LabVIEW

Pro každý způsob je potřeba ještě nakonfigurovat vlastnosti vstupního kanálu. Jsou to rozsahy napětí $\pm 5V$, jednotky volty a vzorkování 2000vz/s. Obr. 5.4-2. [2]



Obr. 5.4-2 Konfigurace [2]



Obr. 5.4-3 Zobrazení grafů v prostředí LabVIEW – horní kanál je nepřipojený, v prostřední je obrácený výstup z tonometru a spodní kanál je výstup z EKG [2]

Jednotlivá měření jsme zobrazovali do grafů, na kterých je názorně vidět jednotlivé průběhy pulzních vln.

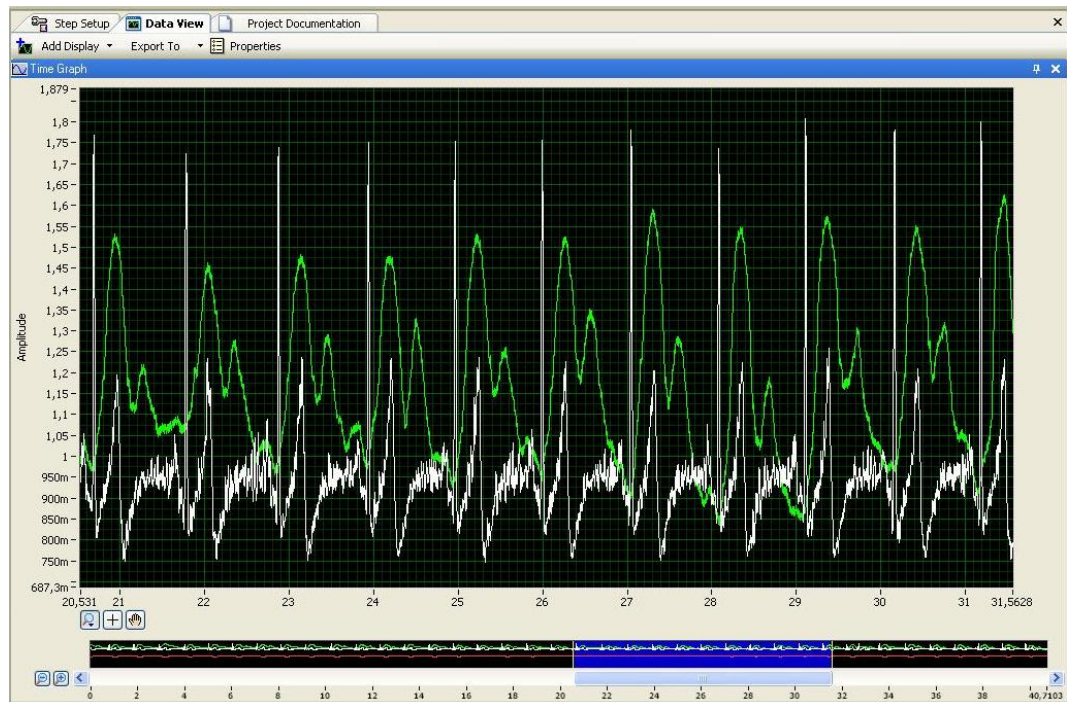
5.5 Měření

Měření bylo realizováno ve fyzikální laboratoři LFY3 v budově C na náměstí Svobody v Hradci králové za přítomnosti vedoucího práce pana Daniela Jezbery a studenta Petra Vaňka.

Samotnému měření předcházela kontrola měřících tonometrů a zapojení celého měřícího aparátu. Následovalo spuštění potřebného softwaru a samozřejmě proběhla jeho konfigurace pro měření a zobrazení výsledků měření obou tonometrů.

Zobrazení je z technických důvodů nutno separovat do dvou grafů umístěných pod sebou pro lepší porovnání. Zobrazení do jednoho grafu není vhodné, protože každá z piezoelektrických folií není stejnoměrně zatížená a tím dává jiný rozsah hodnot. V jednom grafu jsou naměřené průběhy pulzní vlny každý v jiném měřítku a tím pádem špatně interpretovatelné.

První měření proběhlo za použití jen jednoho z tonometrů a měřena byla krční tepna. Pro kontrolu jsme ještě připojili měření EKG, viz obr. 5.5-1. Po té se sonda vyměnila za druhou a měření se opakovalo. Tím to úkonem jsme zjistili, že tonometry správně fungují a můžeme přistoupit k vlastnímu měření průběhu pulzní vlny na krční tepně a tepně v třísech. Z grafu je vidět, že vlny na signálu z tonometru časově odpovídají vlnám na signálu z EKG, tedy se skutečně jedná o pulzní vlny.



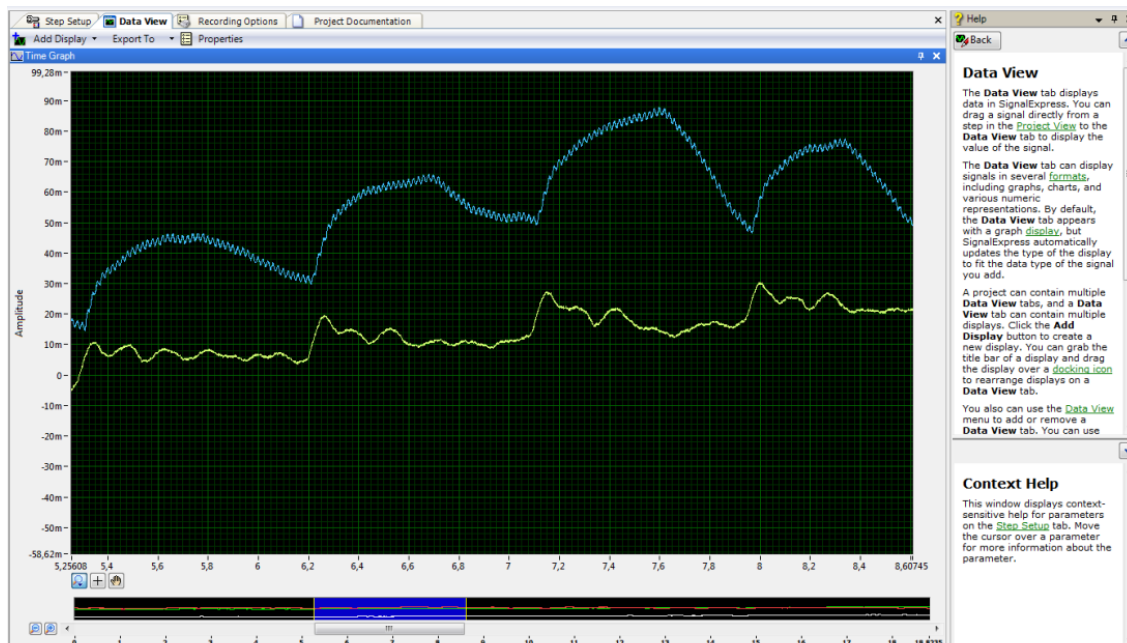
Obr. 5.5-1 společné výstupy z měření tonometru (zeleně) a EKG (bílá barva), grafy jsou posunuty, aby se překrývaly [2]

Před vlastním měřením na krku a v tříslích jsme ještě provedli zkušební měření na levé i pravé krční tepně s oběma tonometry zároveň pro kontrolu správného nastavení a také, abychom se naučili jak správně měřit dvěma tonometry najednou. Na obrázcích 5.5-2 až 5.5-4 je vidět porovnání pulzních vln. Obr. 5.5-2 je okno z programu pro zobrazování a zpracování dat NI SignalExpress, na obrázku 5.5-3 jsou stejné signály pro lepší přehlednost zobrazeny v programu MS Excell a na 5.5-4 je zobrazen detail z předchozího obrázku.

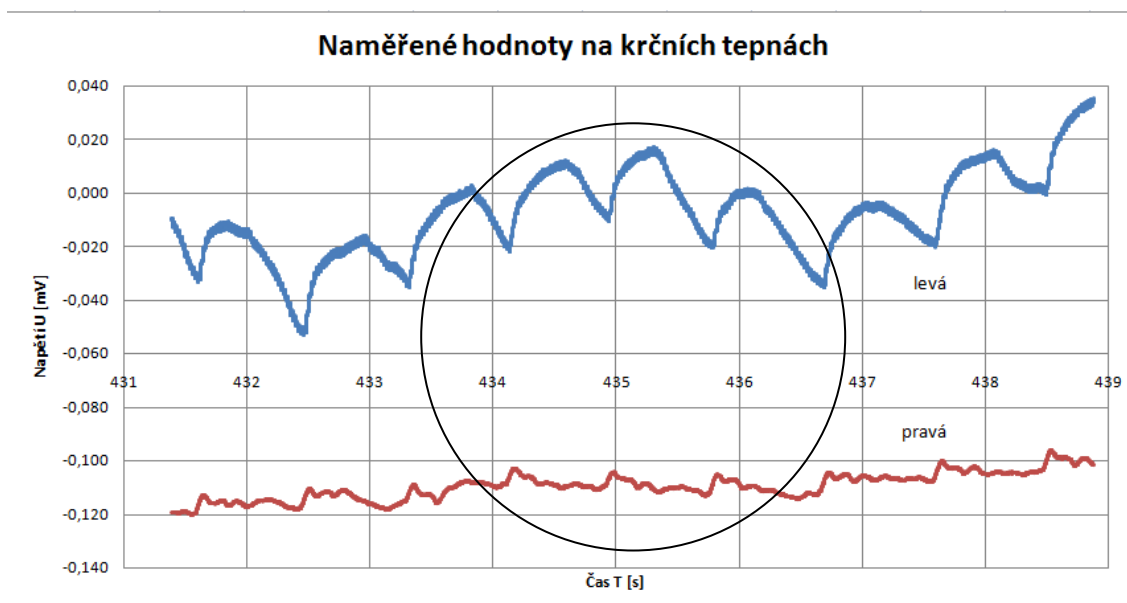
Z naměřených průběhů je vidět, že oba tonometry nemají stejný průběh. Druhý exemplář nepracuje zcela stejně jako první a jejich naměřené průběhy neodpovídají předpokládanému průběhu, viz obr. 2.2-3. Průběh z levé karotidy (modrá křivka) pravděpodobně je naměřen správně, ale v místě vzdálenějším od srdce. Vrchol Odražené vlny se sčítá s vlastní pulzní vlnou.

Tvar pulzní vlny na pravé karotidě je bohužel výrazně odlišný oproti očekávanému průběhu, jeho tvar by se měl blížit tvaru pulzní vlny na levé karotidě. To si nelze vysvětlit jinak než odlišnými vlastnostmi druhého tonometru. Převod mezi měřeným tlakem a výstupním elektrickým napětím zřejmě nebyl jednoduchý.

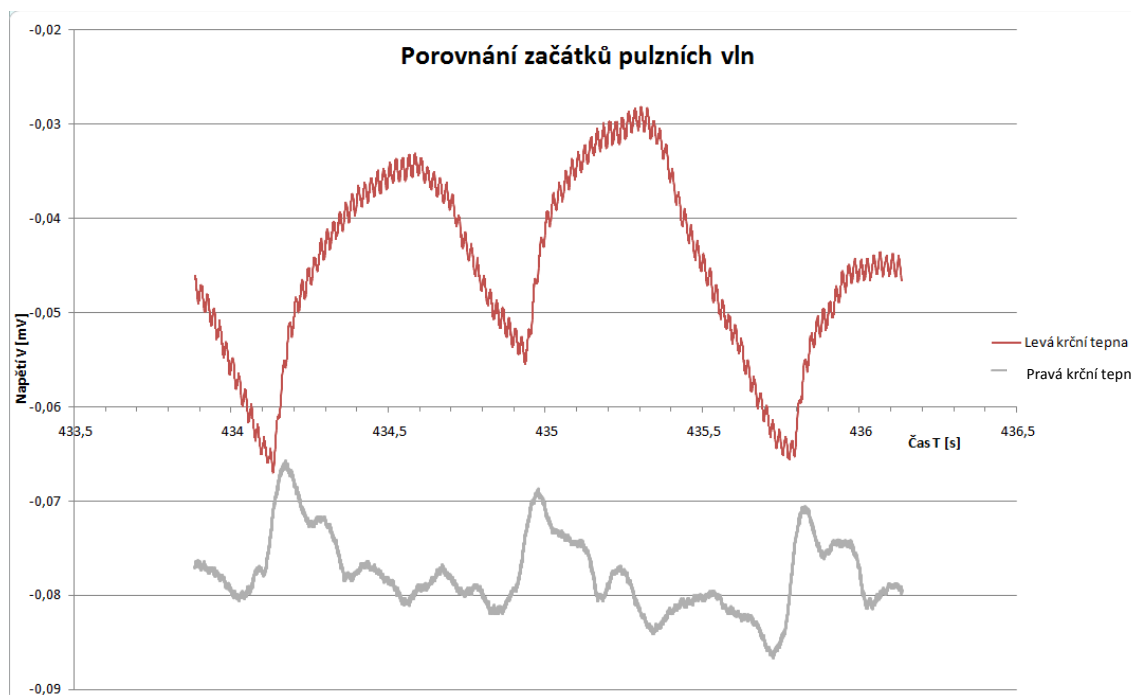
Z obrázků je vidět, že začátky pulzních vln na obou karotidách začínají skoro ve stejný čas, což odpovídá předpokladům. Vzhledem k šumu na obou signálech nelze přesněji rozdíl těchto začátků určit.



Obr. 5.5-2 Zobrazení pulzní vlny na levé i pravé krční tepně zároveň v měřícím softwaru



Obr. 5.5-3 Výstupy ze dvou tonometrů na pravé a levé krční tepně (karotidy). Je vidět, že druhý tonometr (levá krční tepna) má zdeformovaný průběh, nicméně doba průchodu pulzu je zde zřetelně vidět.



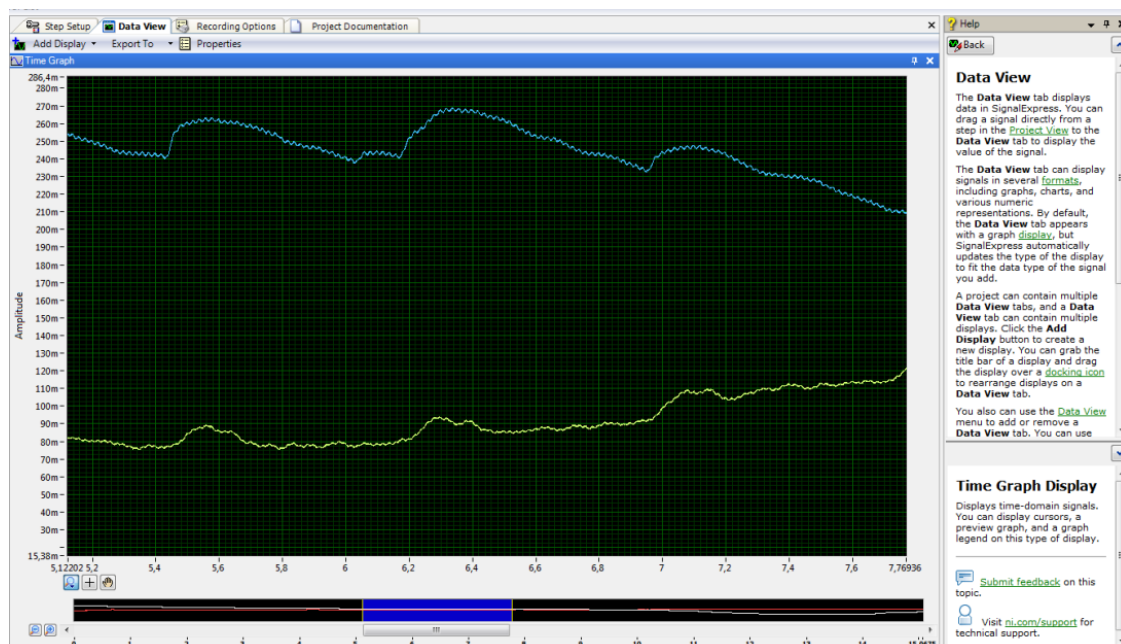
Obr. 5.5-4 Výřez z výstupů obou tonometrů při měření na obou krčních tepnách zároveň

Další měření již bylo stanovení rychlosti pulzní vlny na aortě. Pro stanovení této rychlosti bude třeba měřit ve dvou bodech, na karotidě a v tříselech.

Při praktickém měření pomocí tonometrů na dvou místech se ukázalo, že je třeba součinnosti obou zúčastněných osob. Problémem bylo zároveň sledovat oba grafy a korigovat přítlak na obou tonometrech. Měřená osoba, v tomto případě pan Jezbera, obsluhuje jeden tonometr, který měří průběh pulzní vlny tepnou v tříselech. Druhá osoba, student Vaněk, obsluhuje tonometr měřící průběh v krční tepně.

Naměřené hodnoty, které se dají dobře zpracovat, tedy nalézt průběhy pulzních vln tak, aby byly, na obou grafech, dobře patrné není nijak jednoduché. Měřená osoba se nesmí téměř hýbat. Jelikož se měří na krční tepně tak nesmí polykat, neboť se tím změní napětí na krku a v tu chvíli ztratíme kontakt s tepnou a tím i cenná data.

Jako první je nalezen průběh na krční tepně. Po delší námaze byl nalezen průběh na tepně v tříselech. Měření proběhlo několikrát za sebou, to z důvodu většího objemu naměřených hodnot pro vybrání dobře čitelných průběhů pulzních vln.



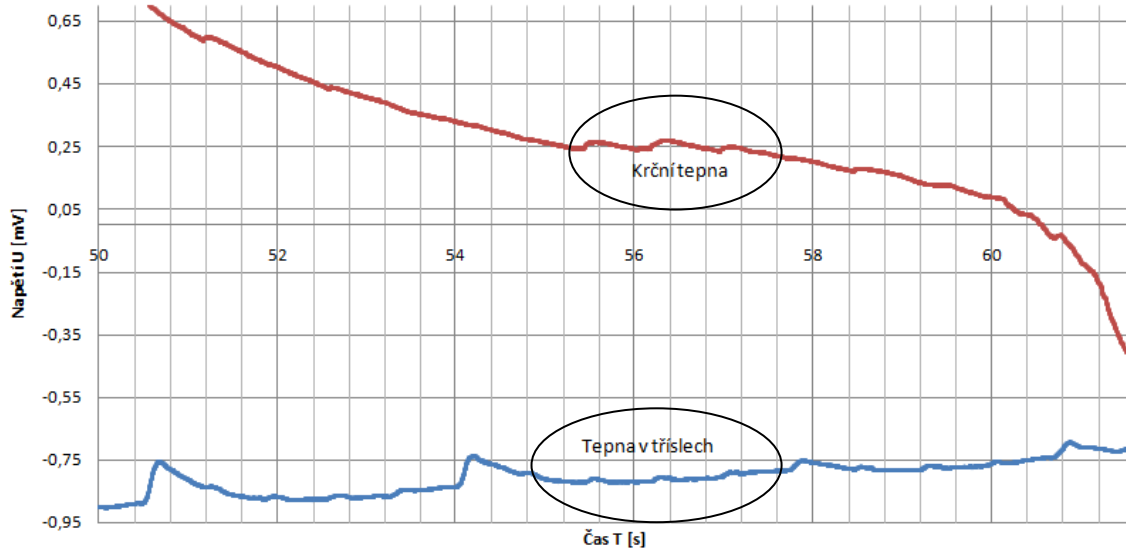
Obr. 5.5-5 Průběhy pulzních vln na krční (horní křivka) a tepně v tříslech (spodní křivka)

Na obrázcích 5.5-5 až 5.5-7 jsou vidět průběhy pulzních vln. Obrázek 5.5-5 je opět obrazovka softwaru SignalExpress, Obrázek 5.5-6 je graf delšího časového úseku a obr. 5.5-7 je naopak detail předcházejícího grafu.

Horní křivky představují pulzní vlnu na krční tepně a dolní jsou průběhy vln v tepně v tříslech. Ačkoliv vlastní měření probíhalo dlouhou dobu, jen chvílemi se podařilo dosáhnout pěkných průběhů pro oba tonometry. Například na obrázku 5.5-6 jsou na krční tepně vidět pouze 3 jasné pulzy. Na stejném obrázku na signálu z tepny v tříslech jsou tvary pulzu krve výrazně lepší a navíc je zde zřejmě vidět průběh dýchání.

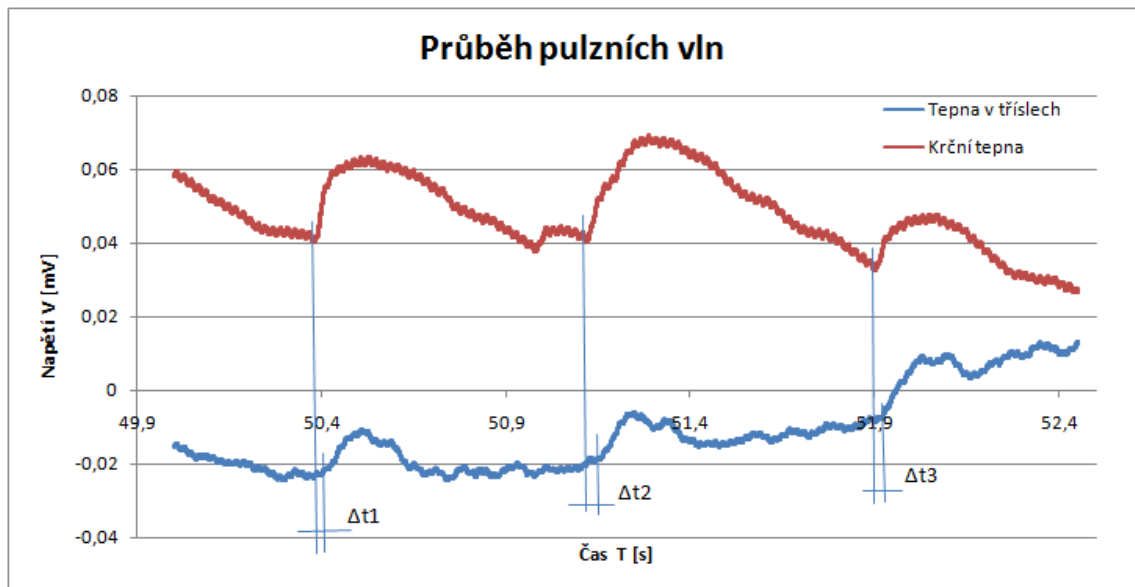
Názorně je zde vidět, že nástup pulzní vlny v tříslech je opožděn oproti vlně na krční tepně. To je způsobeno vzdáleností mezi měřenými místy v oběhové soustavě.

Naměřené průběhy tlaků



Obr. 5.5-6 Výstup z tonometru v tříslech (dolní) a na krkavici (horní)

Opět jsem zobrazil relativně dobře viditelné průběhy pulzních vln do zvětšeného grafu vyznačené oblasti v obr. 5.5-7. Po vyznačení počátků pulzních vln jsem zjistil, že počátky pulzů mezi krční tepnou a tepnou v tříslech jsou posunuty o setiny sekundy.



Obr. 5.5-7 Vyznačené časové posuny začátků pulzních vln šířících se krevní soustavou

Z obrázku 2.2-3 je zřejmé, že ačkoliv bod měření na karotidě je poměrně blízko srdci nelze tuto vzdálenost zanedbat. Proto byla změřena jak vzdálenost mezi srdcem a třísly, tak i vzdálenost mezi srdcem a bodem měření na karotidě. Tyto dvě vzdálenosti byly od sebe odečteny. Výsledná hodnota byla 0,53m. Tato délka by měla odpovídat rozdílu

času náběhu pulzní vlny na karotidě a v tříslech. Samozřejmě se jedná spíše o odhad, protože neznáme přesný tvar obou tepen.

Proměřením vzdálenosti mezi místy měření a dosazením do vzorce:

$$\text{Rychlost pulzní vlny} = \frac{\text{vzdálenost mezi měřenými místy}}{\text{časový rozdíl počátků pulzní vlny}}, [\text{m/s}] \quad [1]$$

dostaneme rychlost pulzní vlny procházející krevní soustavou. Z naměřených průběhů na obr. 5.5-7 nešlo přesně stanovit časové údaje počátků pulzů, které byly téměř tožné. Výpočet rychlosti pulzní vlny z těchto údajů by byl velmi nepřesný, ale přesto jsem to zkusil:

Vzdálenost tonometrů [m]	X=ΔT [s]	Rychlost pulzní vlny [m/s]	Δ=X- \bar{X}	Δ ²	
0,53	0,041	12,9	2,0	3,888	
	0,058	9,1	-1,8	3,302	
	0,048	11,0	0,1	0,008	
	0,051	10,4	-0,6	0,317	
	0,047	11,3	0,3	0,103	
	průměr	11,0	0,0	7,197	Suma
			s \bar{x} =	0,6	
			V = 11,0±0,6m/s		

Výsledná hodnota rychlosti pulzní vlny, i když z nemnoha hodnot je **V= (11,0±0,6) m/s**. Samozřejmě, bylo by lepší, kdyby bylo naměřeno více hodnot, ale podařilo se nám spolu s panem Jezberou naměřit pouze tento soubor dat.

V teoretické části je uvedeno, že je rychlost pulzní vlny v rozmezí 4-10 m/s. Z vypočteného výsledku 11m/s vychází, že námi zjištěná hodnota není daleko od teoretických hodnot, ale měřený subjekt má oficiálně stanovenou hodnotu rychlosti pulzní vlny v aortě asi 8 m/s. Poměrně výrazná odchylka je zřejmě způsobena špatným určením délky měřeného úseku i špatným odečtením počátků pulzních vln. Teoreticky může být i rozdíl mezi rychlostmi v aortě a karotidě.

Absolutní hodnota na ose Y samozřejmě neodpovídá přesné hodnotě tlaku v tepně. Důvodem je neznámý převod mezi výstupním napětím tonometru a skutečným tlakem

v tepně. Takový převod by bylo potřeba nejprve proměřit a výsledky důsledně podložit výsledky měření certifikovaným přístrojem. Avšak toto nebylo cílem této diplomové práce a proto jsem se tomuto problému nevěnoval.

6 Závěr

V této diplomové práci jsme si připomněli teorii a vývoj dotykového tonometru pro neinvazivní měření pulzní vlny procházející krevním řečištěm. Měření probíhalo na dvou místech najednou a to nejprve na obou krčních tepnách a následně na krční tepně a tepně v tříslech.

Z našich experimentů se ukázalo, že toto měření není moc praktické. Nalezení pulzu (pulzní vlny) není jednoduché a i zkušený vyšetřovatel by měl problém nahmatat i naměřit pulzy na dvou místech najednou. Proto se v praxi přistupuje k měření jediným tonometrem nejprve na jednom místě a následně na druhém. Naměřené hodnoty se poté analyzují a porovnávají se s naměřeným EKG a z těchto dat se vypočítávají časové rozdíly. V našem případě jsme ale měřili ve dvou osobách a to každý na jednom místě. To proto, aby byly naměřené hodnoty co nejlepší a byly zachyceny v jednom grafu pro lepší grafickou prezentaci a lepším odečítání časových hodnot pro výpočet rychlosti pulzní vlny v tepnách.

Navržený senzor dotykového tonometru je pro tato měření sice použitelný, ale při praktických měření se ukázalo, že jen obtížně. Bohužel i průběhy získané pomocí nového upraveného tonometru jsou horší než původní varianta vyvinutá v bakalářské práci. Zvolený tvar senzoru dostatečně správně zachycuje objemové změny na stlačeném místě tepny. Bohužel se do elektrického signálu z piezoelektrické folie přidává šum v podobě 50Hz signálu, který je zachycován folií z okolního prostředí a deformuje naměřené hodnoty. Tím pádem nelze přesně určit počátek pulzní vlny, ale jen její přibližný počátek. Tato nepřesnost je zdrojem chyb, které se nesou následným zpracováním naměřených hodnot. Tento přidaný rušivý signál by měl být, pro přesné měření, odstraněn lepším stíněním piezo folie.

Z naměřených hodnot pro krční tepnu a tepnu v tříslech byla vypočítána rychlost pulzní vlny $V = (11,0 \pm 0,6) \text{ m/s}$. Tato hodnota je vyšší než hodnota předpokládaná, ale i tak je to dobrý výsledek. Takto sestrojený dotykový tonometr by mohl být, po dalších úpravách

vzhledu a lepším a snadnějším zapojením hardwaru, použitelný i pro laboratorní úlohy v rámci výuky Fyziky na přírodovědecké fakultě v bakalářském nebo i navazujícím magisterském studiu. Avšak chybí přesný převod mezi výstupním napětím z piezoelektrické folie a přesnou hodnotou tlaku v tepně. Tento převod je sice potřeba pro stanovení hodnoty tlaku v průběhu pulzní vlny, ale není nutný pro stanovování rychlosti pulzní vlny, která byla cílem mojí práce.

7 Použitá literatura

- [1] Paolo Salvi, Pulse Waves: How Vascular Hemodynamics Affects Blood Pressure, Anglicky, ISBN: 8847024382, 2012, 150stran
- [2] Vaněk, Petr - Vývoj dotykového tonometru pro měření tlaku v tepnách, Bakalářská práce, 2013, Univerzita Hradec Králové
- [3] Mudr. Šimáček Jan CSc., Základy biologie člověka[online]. 2004, Brno. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/somatologie.pdf>
- [4] Oběhová soustava, Wikipedia [online], dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Ob%C4%9Bhov%C3%A1_soustava
- [5] Rtuťový tonometr, obrázek, [online], dostupné z: http://www.tonometr-tlakomer.cz/uws_images/tonometry/rtutovy-tonometr.jpg
- [6] Pneumatický tonometr, obrázek, [online], dostupné z: <http://www.lamipromed.cz/tmp/products/screen/kzi5q-digitalni-tonometr-omron-r3.jpg>
- [7] Krevní tlak, compex.zdravi-cz.eu [online], dostupné z: <http://compex.zdravi-cz.eu/krevni-tlak.php>
- [8] Raisner, Jiří, Zesilovač signálů z piezosensorů, Bakalářská práce, 2012, Univerzita Hradec Králové
- [9] Aaronson, Philip I., Connolly, Michelle J., Ward, Jeremy P. T.; The Cardiovascular System at a Glance; Anglicky, EBSCO Publishing: Ebook Collection (EBSCOhost) printed on 7/12/2013 7:46AM via UNIVERZITA HRADEC KRALOVE
- [10] Srdce, Wikipedia [online], dostupné online z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>

8 Seznam obrázků

Obr. 8.1-1 Srdce a kardiovaskulární systém člověka - červeně tepny, modře žíly [4, 10]

Obr. 8.1-2 Zobrazení cév v prstech ruky zobrazené metodou angiografie [4]

Obr. 8.1-3 Změna hodnoty tlaku se vzdáleností od srdce [1]

Obr. 2.1-4 Tok krve tepnou se zobrazením pulzní vlny a její rychlosti [9]

Obr. 8.1-5 Parametry mající vliv na hodnotu krevního tlaku [1]

Obr. 2.1-6 Graf zobrazení vlivu rychlosti pulzní vlny na celkové úmrtnosti [1]

Obr. 8.2-1 Rtuťový tonometr [5]

Obr. 8.2-2 Pneumatický tonometr [6]

Obr. 8.2-3 Zobrazení měření rychlosti pulzní vlny dvěma tonometry [1]

Obr. 8.2-4 Měření pulzních vln na laboratorní kryse pomocí dvou tonometrů [1]

Obr. 2.8-5 Naměřené průběhy pulzních vln a jejich viditelné posunutí [1]

Obr. 8.1.2-2 Ukázka SLS 3D modelu

Obr. 5.5-1 Virtuální modely součástí snímače

Obr. 4.1-2 Pohled na mechanismus tonometru [2]

Obr. 4.1-3 Dotykový tonometr [2]

Obr. 4.1-4 Průběh pulzní vlny prvního tonometru [2]

Obr. 4.2-1 Virtuální model druhého prototypu, který slouží pro výrobu na 3D tiskárně

Obr. 8.2-2 Nový design tonometru

Obr. 8.2-3 Obě poloviny tonometru

Obr. 4.2-4 Uchycení piezoelektrické folie

Obr. 8.2.1-1 Dotyk s osou

Obr. 8.2.1-2 Sestavený dotyk

Obr. 8.2.1-3 Sestavený dotyk se spodním tělem a pojistný kroužek

Obr. 8.2.1-4 Spodní tělo a dotyk folie

Obr. 8.2.1-5 Připravené tělo snímače pro vložení folie

Obr. 8.2.1-6 Sestavené spodní tělo snímače

Obr. 8.2.2-1 Průběh pulzní vlny v tepně v tříselech

Obr. 8.3-1 Změněný tvar čela tonometru

Obr. 8.3-2 Detail změny čela snímače

Obr. 8.3-3 Tělo vyrobené FDM technologií z ABS

Obr. 8.3-4 Detail vnitřního uspořádání

Obr. 5.5-3 Schéma nábojového zesilovače [8]

Obr. 8.2-4 Piezoelektrická folie [8]

Obr. 5.4-1 Blokové schéma zapojení v NI LabVIEW

Obr. 5.4-2 Konfigurace [2]

Obr. 5.5-3 Zobrazení grafů v prostředí LabVIEW – horní kanál je nepřipojený, v prostřední je obrácený výstup z tonometru a spodní kanál je výstup z EKG [2]

Obr. 8.5-1 Společné výstupy z měření tonometru (zeleně) a EKG (bílá barva), grafy jsou posunuty, aby se překrývaly [2]

Obr. 5.5-2 Zobrazení pulzní vlny na levé i pravé krční tepně zároveň v měřícím softwaru

Obr. 5.5-3 Výstupy ze dvou tonometrů na pravé a levé krční tepně (karotidy). Je vidět, že druhý tonometr (levá krční tepna) má zdeformovaný průběh, nicméně doba průchodu pulzu je zde zřetelně vidět.

Obr. 5.5-4 Výřez z výstupů obou tonometrů při měření na obou krčních tepnách zároveň

Obr. 5.5-5 Průběhy pulzních vln na krční (horní křivka) a tepně v tříslech (spodní křivka)

Obr. 5.5-6 Výstup z tonometru v tříslech (dolní) a na krkavici (horní)

Obr. 5.5-7 Vyznačené časové posuny začátků pulzních vln šířících se krevní soustavou