

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

Senzorika pro měření parametrů modelu krevního řečiště

Sensors for measurement of blood vessel model parameters

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Daniel Barvík**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Senzorika pro měření parametrů modelu krevního řečiště**
Sensors for Measurement of Blood Vessel Model Parameters

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření pulzní vlny na cévním modelu.
2. Návrh a realizace měřicího přípravku pro měření pulsní vlny.
3. Návrh a realizace kapacitní sondy pro měření pulsní vlny.
4. Zobrazení a zpracování naměřených dat v PC.
5. Srovnání vlastností pulsní vlny změřené nově realizovaným měřicím přípravkem a kapacitním senzorem s pulsní vlnou měřenou standardními tlakovými senzory.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KARTMANN, S., F. KOCH, P. KOLTAY, R. ZENGERLE a A. ERNST. Single-use capacitive pressure sensor employing radial expansion of a silicone tube. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2016, Volume 247, Pages 656-662. ISSN 0924-4247. DOI: 10.1016/j.sna.2016.05.017.
- [2] SIGDELL, J.-E. A theoretical study of capacitive plethysmography. *Medical & Biological Engineering*. 1971, vol. 9, iss. 5, pp. 447-457. Print ISSN 0025-696X. DOI: 10.1007/BF02474703.
- [3] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

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

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



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



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

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

V Ostravě 30. dubna 2019


.....

Rád bych na tomto místě poděkoval svému vedoucímu práce panu doc. Ing. Martinu Černému, Ph.D. za cenné rady a připomínky k vypracování této práce. Dále bych rád poděkoval panu profesoru Norbertu Nourymu a panu Ing. Lukáši Peterovi, Ph.D. za odborné konzultace, protože bez nich by tato práce nevznikla. V neposlední řadě děkuji své rodině za podporu při studiu.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá sensorikou pro měření parametrů modelu krevního řečiště pomocí perspektivní metody kapacitního snímání. Práce se zaměřuje na návrh snímače fungujícího na principu měření změny dielektrika cévy vlivem objemové změny periodické pulzace kapaliny uvnitř cévy. Pro kapacitní senzor je vytvořen měřicí řetězec, který je schopen změřit a digitalizovat hodnotu kapacity mezi aktivní a referenční měděnou plochou kapacitní elektrody. Pro možnost srovnání měřené objemové pulzní vlny jsou využity precizní tlakové senzory využívané v klinické praxi, jejichž výstup je zesílen přístrojovým zesilovačem a digitalizován pomocí AD převodníku modulu ESP32 s dostatečným rozlišením a lineárním převodem. Měřené hodnoty jsou odesílány pomocí sériové linky do PC, kde se nadále digitálně zpracovávají v prostředí Matlab a změří se parametry pulzní vlny pro možnost porovnání obou typů měření.

Klíčová slova: kapacitní měření, sensorika, model krevního řečiště, pulzní vlna, Matlab

Abstract

This diploma thesis deals with sensors for measurement of blood vessels model parameters using perspective method of capacitive sensing. The aim of the thesis is sensor development for measuring dielectric change of blood vessel caused by pulsating liquid flow. For capacitive sensor is needed to develop measuring electronic device which is able to measure and digitize the capacity value between the active and the reference copper plates of capacitive probe. For comparison of capacitive volume pulse wave with pressure pulse wave the precise pressure sensors of clinical practice are used, the output is amplified by an instrument amplifier and digitized by the AD converter of ESP32 module with sufficient resolution and linear conversion. Measured values are sent via serial line to PC, for signal processing and evaluation of pulse wave parameters in Matlab to compare both types of measurements.

Key Words: capacitive measurement, sensors, blood vessel model, pulse wave, Matlab

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	8
Seznam obrázků	9
Seznam tabulek	11
Seznam výpisů zdrojového kódu	12
1 Úvod	13
2 Kardiovaskulární systém	14
2.1 Fyziologie oběhu	14
2.2 Srdce a cévní řečiště	14
2.3 Pulzní vlna	15
3 Model krevního řečiště	19
4 Rešerše	21
4.1 Zhodnocení rešerše	34
5 Prvotní testování	35
6 Návrh měřicího řetězce	37
6.1 Blokové schéma	37
6.2 Elektrotechnické schéma a seznam součástek	37
6.3 Napájecí zdroj	38
6.4 Tlakový senzor	40
6.5 Kapacitně-digitální převodník	43
6.6 Kapacitní elektroda	45
6.7 Mikrokontrolér	47
6.8 Návrh plošného spoje	49
6.9 Umístění senzorů na modelu krevního řečiště	49
7 Software	51
7.1 Vývojový diagram	51
7.2 Programování modulu ESP32	52
8 Zpracování signálu v PC	55
9 Zhodnocení výsledků	60

10 Závěr	65
Literatura	67
Přílohy	69
A Schéma zapojení měřicího řetězce	70
B Deska plošných spojů	71
C Osazovací plán	72
D Osazená deska plošných spojů	73
E Elektronické přílohy	74
F Diplom STOČ	75

Seznam použitých zkratek a symbolů

A/D převodník	– Analogově digitální převodník
EKG	– Elektrokardiografie
GND	– GrouND - uzemnění
I2C	– Inter-integrated circuit - počítačová sériová sběrnice
LED	– Light Emitting Diode - světlo emitující dioda
PC	– Personal Computer - osobní počítač
PWV	– Pulse wave velocity - rychlost šíření pulzní vlny
SCK	– Hodinový signál I2C sběrnice
SDA	– Datový signál I2C sběrnice
SMD	– Surface mount device - součástky s povrchovou montáží
UART	– Universal Asynchronous Receiver and Transmitter - sériová komunikace
USB	– Universal Serial Bus - univerzální sériová sběrnice

Seznam obrázků

1	Stavba tepny a žíly [2]	14
2	Centrální a periferní vlna se zobrazeným zpožděním s referenčním EKG signálem	15
3	Přímá (modrá) a odražená (zelená) pulzní vlna v aortě a jejich sumace [4]	16
4	Změna tvaru pulzní vlny v průběhu 1. až 8. dekády lidského života na radiální tepně	17
5	Krevní pumpa Harvard Apparatus 1421 [7]	19
6	Model krevního řečiště [8]	20
7	Schéma měření kapacity v počátečním stavu a po zvýšení tlaku uvnitř silikonové hadičky	21
8	Řez elektrodou s různou geometrií a silikonovou buňkou	22
9	Měřicí přípravek kapacitního snímání - postup výměny měřicí buňky	22
10	Princip měření pulsních vln na lidském těle	24
11	Senzor pro měření pulsní vlny	24
12	Místa snímání a jejich naměřené pulsní vlny dle barev	25
13	Měřicí body pro stanovení rychlosti šíření pulsní vlny	25
14	Popis flexibilního tlakového senzoru	26
15	Horní křivka - fotopletysmografie, spodní křivka - tlakový senzor, tmavá měřená v klidu a světlá při zátěži	27
16	Schéma zapojení kapacitního senzoru s diferenčním zesilovačem	28
17	Mikrofotografie vyrobeného čipu o ploše 1 mm ²	29
18	Porovnání struktury prstu (A) a senzoru (B)	30
19	Výsledky měření senzoru imitujícího lidskou kůži	31
20	Tvar měřené pulzní vlny	32
21	Popis jednotlivých vrstev senzoru a použitých materiálu, vpravo je zobrazen vyrobený senzor s detailem na pyramidovou plochu pro měření kapacity	33
22	Změřená kapacita při testování in vivo, čas mezi špičkami udává dobu mezi pulzy, drift izoliny je způsoben dýchacími pohyby	34
23	Ultrazvukový snímek při nastavení 60 bpm	35
24	Ultrazvukový snímek při nastavení 120 bpm	36
25	Blokové schéma měřicího řetězce	37
26	Schéma 5V napájecí větve	38
27	Schéma 3,3V napájecí větve	39
28	Vstupní napájecí konektor spolu s propojkami pro volbu napájení	39
29	Schéma referenčního napětí přístrojových zesilovačů	40
30	Tlakový senzor ARGON DTX Plus TM	40
31	Rozložení vývodů konektoru pro připojení tlakových senzorů	41
32	Schéma zapojení přístrojového zesilovače pro tlakový senzor	42

33	Schéma zapojení kapacitně-digitálního převodníku	44
34	Vysvětlení principu měření kapacity	45
35	Pull-up rezistory pro komunikaci I2C	45
36	Kapacitní elektroda z tenkého sklolaminátu	46
37	Kapacitní elektroda z měděné trubky	46
38	Srovnání měřených průběhů obou typů elektrod	47
39	Vývojová deska s modulem ESP-WROOM-32	48
40	Schéma zapojení modulu ESP32	49
41	Znázornění umístění senzorů na cévě modelu	50
42	Vývojový diagram programu ESP32	51
43	Vývojový diagram filtrace dat v prostředí Matlab	55
44	Surová data měřená kapacitními (C1 a C2) senzory	56
45	Surová data měřená tlakovými (P1 a P2) senzory	57
46	Vlnka typu Daubechies úrovně 12 - škálovací a vlnková funkce [26]	57
47	Rozkladový strom funkce <i>wavedec</i> v prostředí Matlab	58
48	Filtrovaná data kapacitních senzorů s využitím aproximačních koeficientů 5. úrovně	59
49	Filtrovaná data tlakových senzorů s využitím aproximačních koeficientů 5. úrovně	59
50	Základní parametry charakterizující pulzní vlnu [27]	60
51	Vyznačené detekované body v průběhu pulzní vlny s parametry výdeje 5 ml, tepu 60 bpm a fázi systoly 45 %	61
52	Závislost kapacitní pulzní vlny C1 na vlně tlakové P1	62
53	Závislost kapacitní pulzní vlny C2 na vlně tlakové P2	62
54	Závislost přepočítané kapacitní pulzní vlny C1 na vlně tlakové P1	63
55	Závislost přepočítané kapacitní pulzní vlny C2 na vlně tlakové P2	64

Seznam tabulek

1	Seznam součástí	38
2	Vodiče tlakového senzoru ARGON DTX Plus™	41
3	Naměřené hodnoty tlakového senzoru ARGON DTX Plus™ pro kalibraci	43
4	Nastavené parametry pumpy modelu krevního řečiště	60
5	Získané hodnoty lineární regrese	63

Seznam výpisů zdrojového kódu

1	Deklarace funkcí	52
2	Hlavní smyčka	53
3	Formát ukládání měřených dat	55

1 Úvod

Měření pulzní vlny je jedna ze základních metod monitorování životních funkcí pacienta, a tak se tato práce zabývá ověřením nové perspektivní metody kapacitního měření pulzní vlny. Měřením kapacity sondou umístěné na cévě modelu krevního řečiště lze získat objemovou pulzní vlnu. Tuto objemovou vlnu je možno získat díky dostatečné změně průměru cévy vlivem pulzujícího toku kapaliny. Pulzující tok zapříčiní změnu objemu dielektrika ve složitém elektrickém poli vytvořeném v kapacitní sondě.

Nejprve je provedena rešerše dostupných metod a získání tak výchozích informací pro zdokonalení techniky kapacitního snímání. Následně je nutné navrhnout kapacitní snímač, který je možno aplikovat na cévu modelu krevního řečiště. S navrhováním snímače souvisí i návrh měřicího řetězce, který je schopen převést analogovou hodnotu kapacity na digitální, a zároveň simultánně měřit signál z velmi precizních tlakových sensorů. Využití tlakové senzory jsou běžně používány v klinické praxi na základě jejich vysoké přesnosti měření, proto jsou použity jako reference pro srovnání přesnosti kapacitních snímačů.

Digitální zpracování signálu je řešeno v prostředí Matlab, kde se eliminuje šum a následně detekují klíčové body pulzní vlny pro srovnávací analýzu obou metod měření. Konečným výsledkem této práce je zhodnocení metody kapacitního měření a možnosti využití pro klinickou praxi.

2 Kardiovaskulární systém

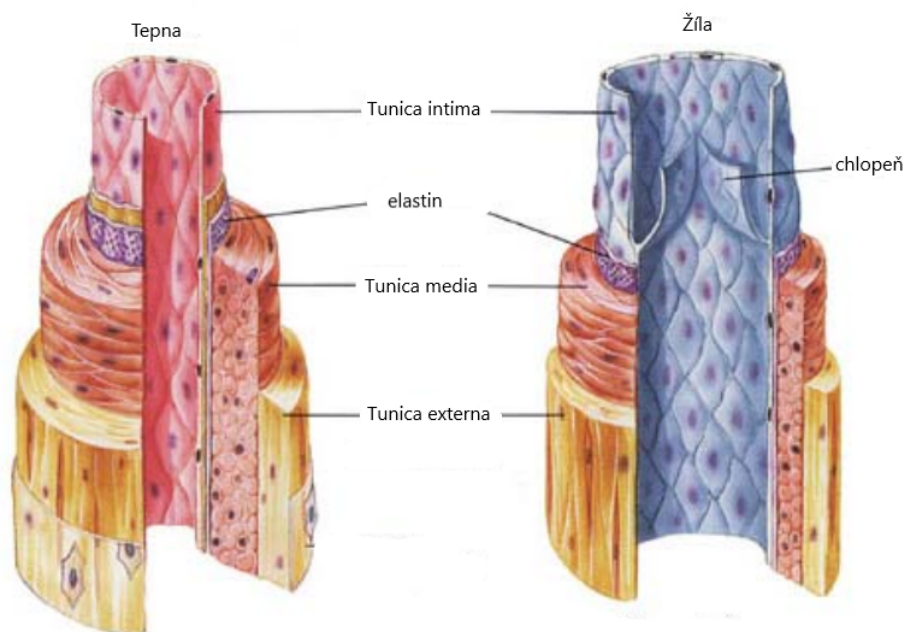
Oběhová neboli cévní soustava slouží k distribuci živin, transportu krevních plynů a odvodu odpadních látek metabolismu z tkání živočichů.

2.1 Fyziologie oběhu

Oběhová soustava spolu s vylučovací zajišťuje homeostázu - stále vnitřní prostředí organismu. Krevní oběh se dělí na dva. První z nich je malý plicní, jehož funkcí je výměna krevních plynů v plicích, a druhý je velký tělní oběh, který zahrnuje proudění krve do periferních částí organismu. Krev je vedena cévním řečištěm, jenž se skládá z cév, kapilár na periferiích a žilního systému, kterým se vrací odkysličená krev zpět do srdce. [1]

2.2 Srdce a cévní řečiště

Srdce v kardiovaskulární soustavě zastává funkci krevní pumpy. Cévy tvoří uzavřený systém elastických trubic pro rozvod krve do všech částí lidského těla. Při kontrakci srdeční svaloviny je krev vypuzena z levé komory do tepny zvané srdečnice (aorta) a následně rozvedena do celého těla. Tato fáze kontrakce srdce se nazývá systola. Při fázi zvané diastola dochází k relaxaci srdeční svaloviny (myokardu).



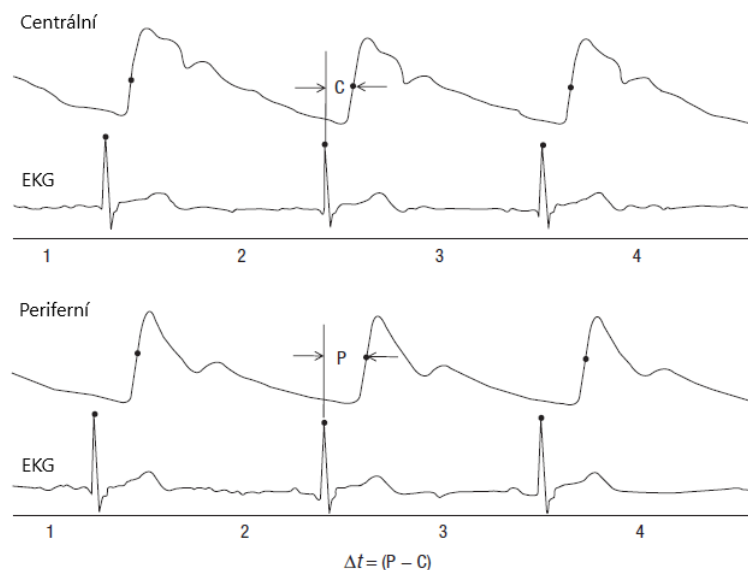
Obrázek 1: Stavba tepny a žíly [2]

Cévy se skládají ze tří vrstev tkáně (obrázek 41). Vnější vrstvu (tunica externa) cévy tvoří vazivová tkáň z longitudinálních kolagenních a elastických vláken. Ve větších cévách je tvořena i hladkou svalovinou. Prostřední vrstva (tunica media) je tvořena převážně hladkou svalovinou. Součástí prostřední vrstvy jsou i retikulární a elastická vlákna, které vytvářejí membránu na okrajích pro oddělení vnější a vnitřní vrstvy cévy. Tunica intima neboli vnitřní vrstva cévy je tvořena endotelovými buňkami, ty jsou ploché a protažené ve směru proudění krve s laterálními výběžky pro transport látek. Subendotelová vrstva tvořena řídkým kolagenním vazivem je rovněž součástí vnitřní vrstvy cévy. Žíly navíc obsahují i chlopně, které zabraňují zpětnému toku krve.

Cévy mají dynamickou strukturu, a tak mohou měnit svůj objem pro vyrovnání pulsujícího tlaku krve. Při systole dochází k rozšíření (dilataci) cév a při diastole dochází naopak ke zúžení (konstrikci). Tento jev se nazývá pružník, díky elasticitě stěny jsou cévy pružníku schopny měnit nárazové proudění krve vznikající při kontrakci srdeční svaloviny na kontinuální proudění. Za pomoci hladké svaloviny je udržováno napětí cévní stěny. Hladká svalovina v cévách je inervována vazomotorickými sympatickými nervovými vlákny, které při uvolnění mediátoru noradrenalinu způsobí vazokonstrikci. Krevní tlak je v tepnách nejvyšší při systole. Svou dilatací redukuje velikost systolického tlaku a udržují dostatečnou úroveň tlaku diastolického. Vlivem stárnutí organismu dochází k poškození endotelu a cévních stěn kvůli zvýšené hladině cholesterolu či hypertenze. Cévy ztrácejí svou elasticitu což vede ke zvýšení systolického krevního tlaku a snížení tlaku diastolického. [1][3]

2.3 Pulzní vlna

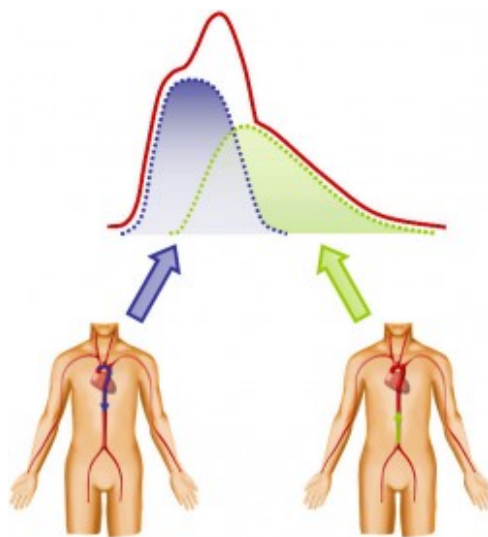
Během pravidelné srdeční činnosti dochází k periodickým výkyvům tlaku v celém krevním řečišti. Vypuzením krve z levé komory do aorty dochází k zvýšení tlaku a následnému roztažení cév.



Obrázek 2: Centrální a periferní vlna se zobrazeným zpožděním s referenčním EKG signálem

Touto tlakovou změnou se krev může šířit v cévách až do kapilár. Tlaková vlna postupuje cévami a je hmatná jako puls. Rychlost krevního proudu je přímo úměrná celkovému průřezu cévního řečiště a je menší oproti rychlosti šíření pulzní vlny. V aortě dosahuje rychlost krevního proudu 1 m/s. U mladých dospělých osob pulzní vlna dosahuje rychlosti 4 m/s v aortě, 8 m/s ve velkých tepnách a 16 m/s v malých tepnách. S rostoucím věkem se tepny stávají rigidnějšími a pulzní vlna se tak šíří rychleji. Z tohoto lze určit, že rychlost šíření pulzní vlny závisí na poddajnosti cév. Rychlost pulzní vlny se dá určit pomocí měření zpoždění mezi centrální a periferní částí cévy, nejlépe s referenčním EKG signálem (obrázek 2). Centrální pulzní vlnu je možno získat invazivním měřením s využitím katetru, nebo neinvazivně objemovou změnou v krční tepně. Periferní pulzní vlna se obvykle měří na konečcích prstů a má příkřejší vzestup než centrální pulzní vlna [3]

Pulzní vlna se odráží na rozvětvení cév, při změně průřezu cév nebo vlivem odporu arterioli (tepének). K návratu odražené vlny obvykle dochází ve fázi diastoly či pozdní systoly po uzavření aortální chlopně. Tvar pulzní vlny je dán součtem přímé vlny a jejich odrazů. Sumace přímé a odražené pulzní vlny je znázorněna na obrázku 3.



Obrázek 3: Přímá (modrá) a odražená (zelená) pulzní vlna v aortě a jejich sumace [4]

Pulzní vlna se dělí na dvě části:

- Anakrotická část
náhlý příkrý vzestup odpovídající srdeční systole
- Katakrotická část
pomalé sestupné raménko zpravidla s hlubokým dikrotickým zářezem, ten vzniká při uzavření poloměsíčitých chlopní srdce. Po odrazu krve od chlopní vzniká další rostoucí část, která je následována sestupnou částí.

Podle snímané veličiny je možno pulzní vlnu dělit dále na tři skupiny:

- Tlaková vlna

lze snímat pouze invazivně zavedením katetru připojeného k elektrickému tenzometru do tepny. Minimální naměřená hodnota odpovídá diastolickému krevnímu tlaku, a naopak maximální naměřená hodnota odpovídá tlaku systolickému. Výsledky jsou z velké části ovlivněny umístěním, orientací a velikostí katetru v cévě. Toto měření je obtížné použít u menších cév, kdy díky Bernoulliho rovnici dochází ke zrychlení průtoku v místě zúžení. Díky roztažnosti cév se tato tlaková vlna mění ve vlnu objemovou

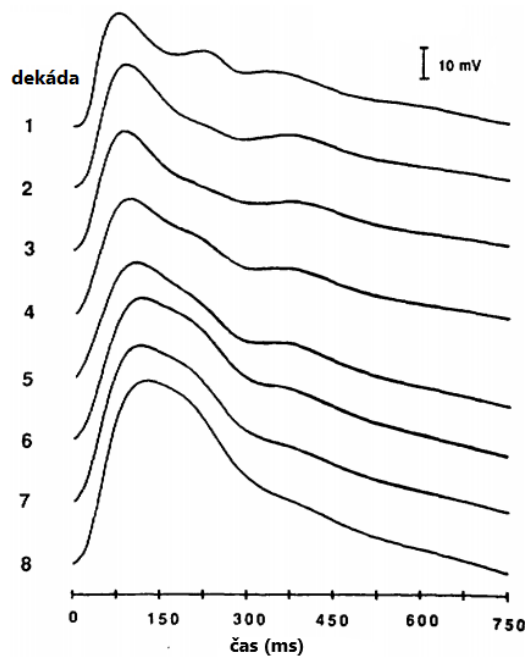
- Objemová vlna

lze snímat neinvazivně z povrchu těla pomocí pletysmografie. Tato vlna poskytuje informaci o nelineární roztažnosti cév, proto získaná data přesně neodpovídají tlakové vlně. Vyšetřovací metody pro získání objemové pulzní vlny jsou velmi rozšířené a relativně nenáročné.

- Proudová vlna

detekce proudových vln se provádí pomocí ultrazvukového nebo elektromagnetického průtokoměru. Ultrazvukové průtokoměry jsou založeny na principu Dopplerova jevu (rychlost pohybu je přímo úměrná změně frekvence odraženého zvuku).[5]

Energie stahu srdce je rozložena do všech tří typů vln - tlakové, objemové a proudové. Toto rozložení odpovídá stavu cévního systému a závisí na mnoha parametrech od průřezu cév, jejich roztažnost až po sílu srdečního stahu.



Obrázek 4: Změna tvaru pulzní vlny v průběhu 1. až 8. dekády lidského života na radiální tepně

Velký vliv na tvar pulzních vln má stárnutí organismu. Se vzrůstajícím věkem dochází k prudšímu nárůstu tlaku při systole a vymizení diastolické vlny. Prudký nárůst pulzní vlny je způsoben brzkým návratem odražené tlakové vlny vlivem arteriální tuhosti cév zvyšující rychlost šíření pulzní vlny. Elastická vlákna ztrácejí své uspořádání a snižuje se tím pružnost cév. Znázornění této změny je možno si prohlédnout na obrázku 4, kde tyto změny jsou zprůměrovány pro celkem 420 osob rozřazených dle věkových dekad.[5][6]

3 Model krevního řečiště

Snímání parametrů se provádí in vitro na modelu krevního řečiště, který imituje vlastnosti cévní soustavy a funkci srdeční svaloviny. Náhradu srdce zajišťuje pulzující krevní pumpa Harvard Apparatus model 1421 (obrázek 5), která v klinické praxi zajišťuje náhradu činnosti srdce u velkých živočichů. Hlavní část pumpy tvoří komora s pístem a se dvěma vstupními otvory, ve



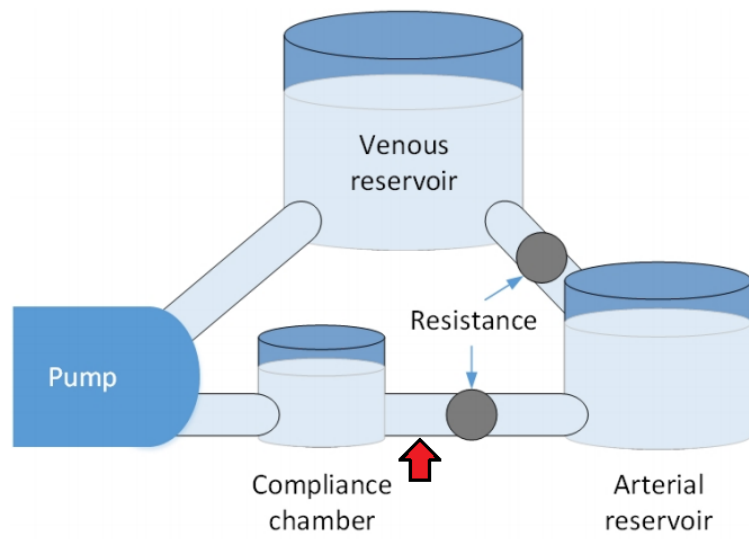
Obrázek 5: Krevní pumpa Harvard Apparatus 1421 [7]

kterých se nachází zpětné klapky pro jednosměrný tok kapaliny. Pumpa disponuje ovládacími prvky pro nastavení tepové frekvence od 20 do 200 úderů za minutu, tepového objemu od 4 ml do 30 ml a nastavení poměru doby systoly a diastoly v rozmezí od 25/75 až 50/50.

Vzhledem k tomu, že model nesimuluje kardiovaskulární systém člověka nýbrž kardiovaskulární systém velkých živočichů jako psi či opice, lze předpokládat, že měřené parametry vzhledem ke sníženému tepovému objemu nebudou odpovídat fyziologickým hodnotám dospělého člověka.

V komoře při pohybu pístu dovnitř přístroje vzniká podtlak, otevírá se vstupní klapka a kapalina je nasávána do komory o nastaveném objemu. Při stlačování pístu vzniká v komoře přetlak, který uzavře vstupní zpětnou klapku a otevře výstupní klapku a celý objem kapaliny je vypuzen do cév.

Cévy jsou v modelu nahrazeny hadičkami ze silikonu, které napodobují vlastnosti a pružnost cév. Na výstupu z krevní pumpy je napojena Windkesselova nádoba simulující aortu, kde se přeměňuje pulzní tok kapaliny vlivem pulzace pumpy na kontinuální tok pomocí pružných vlastností tepen. Dále je napojena kompenzační nádoba tepenného systému zajišťující odpor toku kapaliny s ventily, které při částečném uzavření představují odpor krevního řečiště a vytvoří tak odraz pulzní vlny. Poslední částí modelu je rezervoár kompenzující vlastnosti žilního



Obrázek 6: Model krevního řečiště [8]

systemu. Zapojení modelu na základě disertační práce Ing. Lukáše Petera, Ph.D. je zobrazeno na obrázku 6. Červenou šipkou je vyznačen segment cévy, na kterém probíhá měření.

4 Rešerše

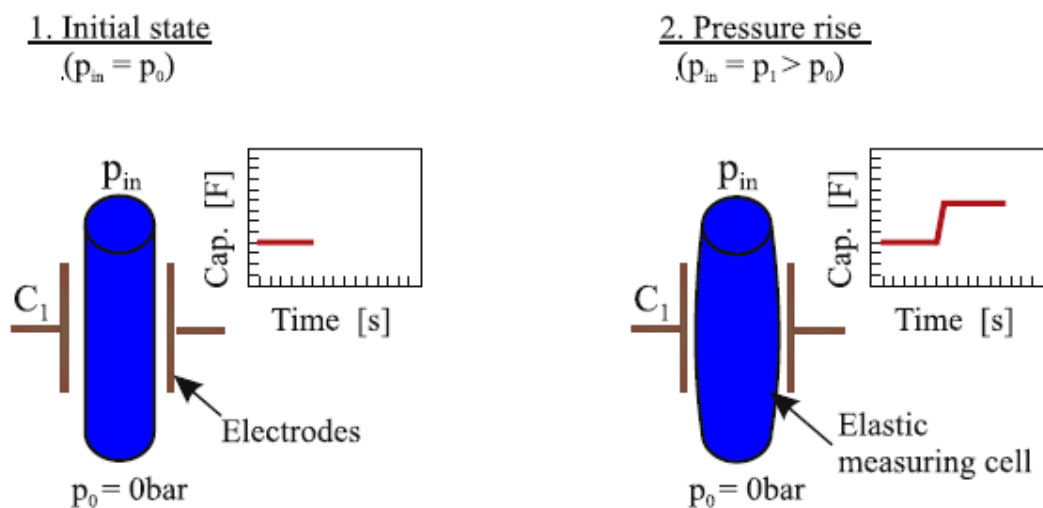
Cílem této rešerše bylo nalezení a seznámení s metodami měření parametrů cévního modelu, obzvláště pulzní vlny. Nalezené metody mohou sloužit jako inspirace pro tvorbu této práce. Hledané způsoby získávání dat jsou určeny primárně pro cévní model, a tudíž pro měření in vitro v laboratorních podmínkách. Posléze bude řešena úprava měřících metod pro získávání dat z cévní soustavy lidského těla. Nejrozšířenější způsob pro měření pulzní vlny je v této době na základě principu fotopletysmografie pro neinvazivní měření či pomocí katetru s tlakovými senzory. Níže uvedené publikace se věnují měření bez zásahu do cévy. Na základě výsledků rešerše dojde ke zvolení metody měření a porovnání s předchozími již známými metodami.

Název: Single-use capacitive pressure sensor employing radial expansion of a silicon tube

Autor: S. Kartmann, F. Koch, P. Koltay, R. Zengerle, A. Ernst

Publikace: Sensors and Actuators A: Physical. 2016

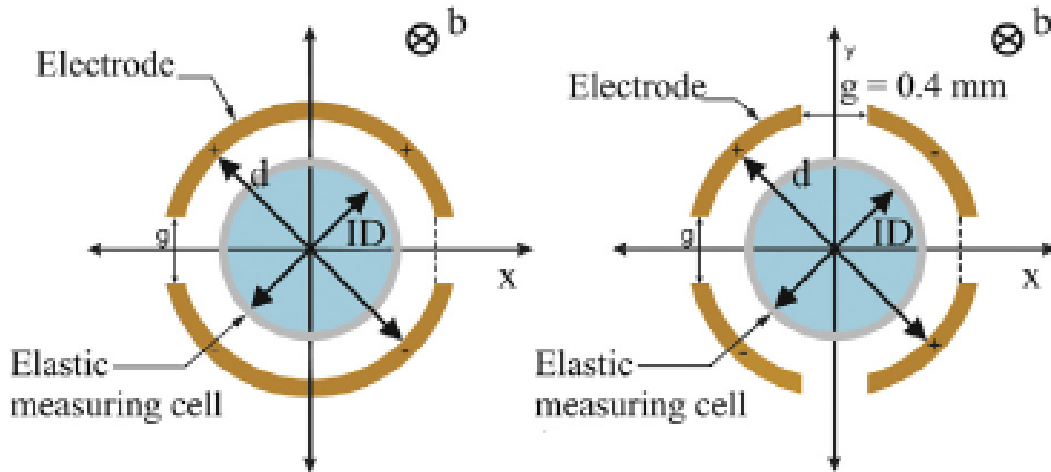
Článek popisuje jednorázový tlakový senzor, který měří na principu rozšíření silikonové hadičky díky rozdílným tlakům uvnitř a vně hadičky. Tato změna je detekována pomocí metody kapacitního snímání. Měřicí obvod obsahuje rychlé a velmi citlivé zesilovače, aby mohly detekovat kapacitu v řádech femtofaradů vlivem dynamických tlakových změn. Citlivost snímacích elektrod byla 0,195 fF/kPa s variací 6,4 %. Podle článku se tato metoda měření dá použít in



Obrázek 7: Schéma měření kapacity v počátečním stavu a po zvýšení tlaku uvnitř silikonové hadičky

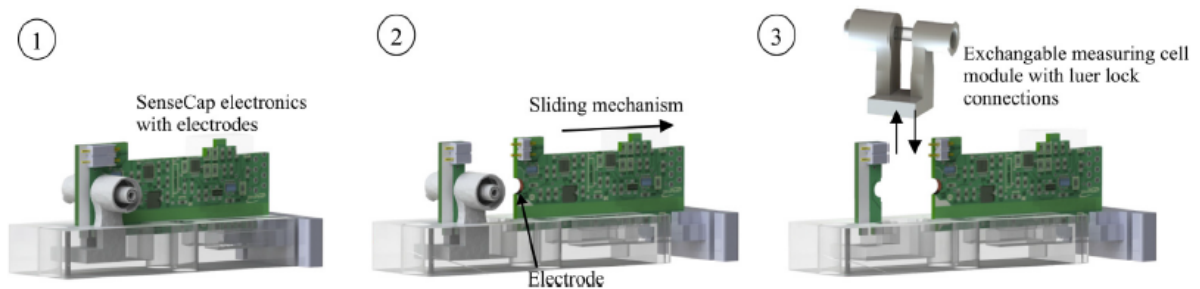
vivo pro měření krevní pulzace, ale taky pro měření in vitro v laboratorních podmínkách. Pro měření byla použita elastická měřící buňka, která byla uzavřena do plastového pouzdra s párem elektrod dle obrázku 7. Tato buňka byla deformována hydraulickým tlakem a to způsobilo ex-

panzi elastického materiálu. Vlivem expanze je mezi elektrodami větší množství dielektrického materiálu což vede ke zvýšení kapacity mezi elektrodami. Elektrody jsou oddělené od silikonové buňky, aby mohlo dojít k expanzi. Celé zařízení se skládá ze dvou protilehlých elektrod a desky plošných spojů se zesilovacím obvodem pro konverzi změřené kapacity na napětí, které se dále zpracovává. Tohle rozdělení je z praktického hlediska pro snadnou výměnu elektrod a zachování měřicího přípravku. Elektrody byly navrženy s různou geometrií (obrázek 8), délkou, průměrem, povrchem a vzdáleností mezi nimi. Elektroda pro funkční model převodníku



Obrázek 8: Řez elektrodou s různou geometrií a silikonovou buňkou

byla zhotovena z polyimidového materiálu pro výrobu flexibilních plošných spojů s plátováním mědi 35 μm . Podle článku byla kapacitní změna měřena na cévce s průměrem 3,52 mm a průměrem elektrody 3,9 mm. Takto malý průměr byl zvolen pro dosažení větší přesnosti měření a



Obrázek 9: Měřicí přípravek kapacitního snímání - postup výměny měřicí buňky

přepočtu hodnoty kapacity na tlak. Ve výsledku byl obměněn senzor z flexibilního materiálu a byl implementován přímo na hranu plošného spoje s elektronikou o tloušťce 3,2 mm. Mezera mezi aktivní elektrodou a referenční elektrodou na druhé protilehlé desce byla 0,25 mm. Na tento modul je třeba napojit hadičky pro měření tlaku. Sestavení modulu k jednorázovému použití je

možno vidět na obrázku 9, kde je znázorněn postup výměny měřicí buňky tvořenou silikonovou hadičkou.

Měření probíhalo pro 4 typy silikonového materiálu a byla změřena závislost změny průměru cévy na tlaku v kilopascálech. Nejlepších výsledku dosáhl materiál Sylgard 184 Type 2. Expanzní koeficient materiálu je $5,2 \mu\text{m/kPa}$. Citlivost elektrod pro měření kapacity byla $0,195 \text{ fF/kPa}$. Dynamická časová odezva pro detekci změny kapacity je méně než 2 ms. Pro využití s měřením tlaku za elektromagnetickým ventilem s časem otevírání 10 ms je odezva senzoru přiměřená. [9]

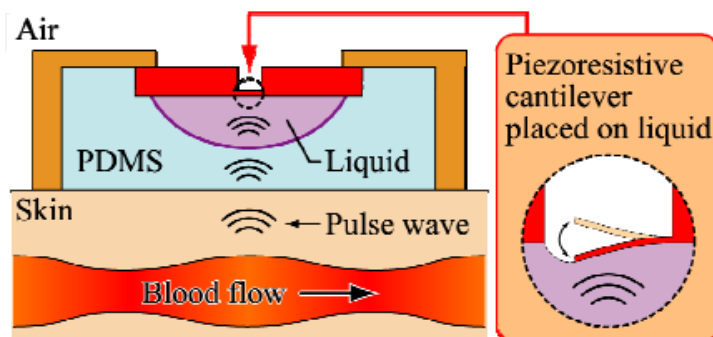
Tento článek přinesl informaci o návrhu geometrie měřících kapacitních elektrod, které umožní snímání kapacity vlivem změny hodnoty dielektrika. Sice článek popisuje elektrody vytvořené k malému průměru hadičky s měřicí buňkou o neměnných vlastnostech. Nejvíce se osvědčily elektrody tvořené dvěma měděnými destičkami na polyimidové pásce. Celá tato metoda sloužila k měření tlaku vlivem roztažnosti cév.

Název: Pulse wave measurement in human using piezoresistive cantilever on liquid

Autor: T. Kaneko, N. Minh-Dung, P. Quang-Khang, Y. Takei, T. Takahata, K. Matsumoto, and I. Shimoyama

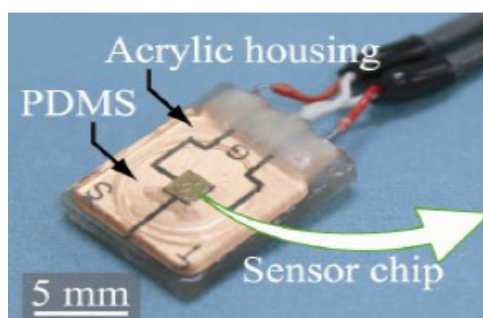
Publikace: Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2015 28th IEEE International Conference

Tento článek popisuje měření pulsní vlny na lidském těle a rychlost šíření na bázi synchronizace měření na dvou různých bodech. Senzor obsahuje piezorezistivní vrstvu v silikonovém oleji, nosník s olejem je obalen chemickým silikonem polydimethylsiloxanem (PDMS). Olej slouží jako médium pro přenos vibrací, a tak je umožněn přenos tlakové vlny z tepen přímo na piezorezistivní vrstvu. Silikonový olej společně s PDMS má podobnou akustickou impedanci jako lidská pokožka. Princip měření senzoru je zobrazeno na obrázku 10. Při vypuzení krve ze srdce



Obrázek 10: Princip měření pulsních vln na lidském těle

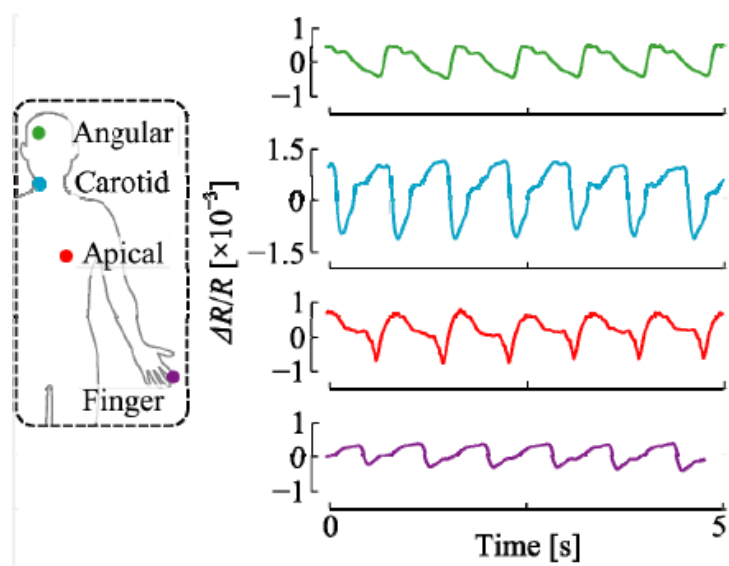
se šíří tlaková vlna, která způsobuje roztažení cév v důsledku změn tlaku. Tato pulsní vlna se šíří stěnami cév do tkání na PDMS vrstvu senzoru a přes silikonový olej na piezorezistivní vrstvu, která detekuje pulsní vlny s vysokou citlivostí. PDMS je biologicky kompatibilní materiál a vytváří tak bezpečné kontaktní místo pro pokožku. Senzor má velikost 11 mm × 14 mm × 3mm. Konečná verze senzoru je zobrazena na obrázku 11. Pevné akrylátové pouzdro zamezuje



Obrázek 11: Senzor pro měření pulsní vlny

boční deformaci PDMS a vede tak pulsní vlnu přímo na piezorezistivní materiál. Senzor byl

upevněn pomocí lepicí pásky na lidskou pokožku a měření bylo prováděno na čtyřech různých místech zobrazených na obrázku 12. V poslední části se článek věnoval výpočtu rychlosti šíření

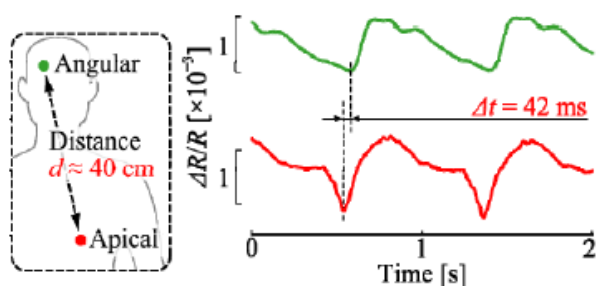


Obrázek 12: Místa snímání a jejich naměřené pulsí vlny dle barev

pulsí vlny (PWV), kdy dva senzory byly umístěny ve vzdálenosti 40 cm a časový rozdíl vrcholů pulsí vln obou senzorů byl 42 ms. Výpočet rychlosti pulsí vlny je dle vztahu 1,

$$PWV = \frac{d}{\Delta t} \quad (1)$$

kde d značí vzdálenost dvou měřicích bodů na lidském těle a Δt je časový rozdíl vrcholů obou pulsí vln. Ze vztahu vyplývá, že rychlost šíření pulsí vlny mezi místem na hrudi a místem na čele je 9,5 m/s. [10]



Obrázek 13: Měřicí body pro stanovení rychlosti šíření pulsí vlny

V tomto článku je řešen návrh snímače pulsí vlny tvořeného piezorezistivním materiálem, který je citlivý na měření vibrací a tím snímání pulzace na místech s cévním zásobením. Měření probíhalo na více místech lidského těla, z čehož bylo možné vypočítat také rychlost šíření pulsí vlny a možnost porovnání tvarů pulsí vln.

Název: Flexible piezoresistive sensor patch enabling ultralow power cuffless blood pressure measurement

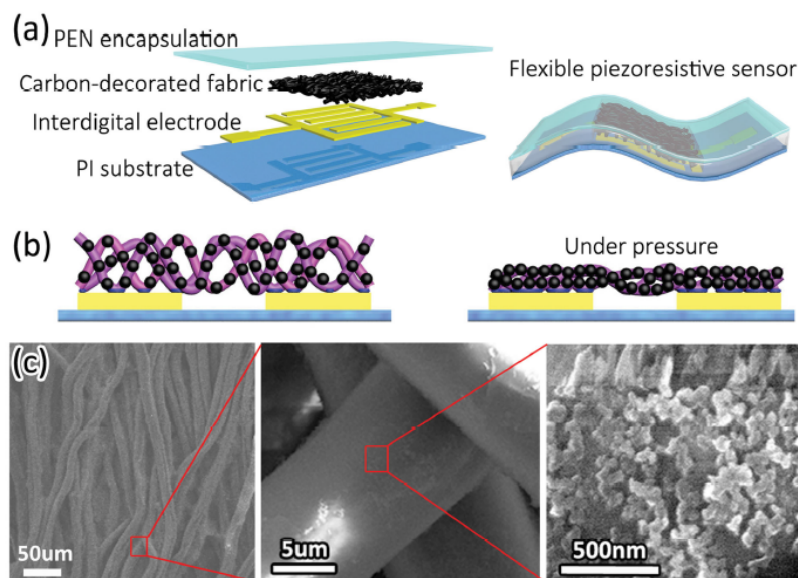
Autor: Ningqi Luo, Wenxuan Dai, Chenglin Li, Zhiqiang Zhou, Liyuan Lu, Carmen C. Y. Poon, Shih-Chi Chen, Yuanting Zhang, and Ni Zhao

Publikace: Advanced Functional Materials 2016

Tento článek se věnuje primárně kontinuálnímu měření krevního tlaku s využitím ohebného piezorezistivního senzoru a epidermálního EKG senzoru. K tomuto měření není potřeba manžeta plněná vzduchem. Toto měření se potýká se zarušením senzorů, které je třeba odfiltrovat, ale na druhou stranu má menší spotřebu a je schopen pracovat kontinuálně a detekovat tak různé abnormality, které manžetový systém není schopen detekovat.

Celé zařízení spočívá v měření EKG signálu společně s citlivým senzorem pro měření doby šíření pulsu. Doba šíření pulsu je založena na metodě měření časového intervalu mezi R kmitem a charakteristickým bodem pulzní vlny ze stejného srdečního cyklu. Nejrozšířenější metoda měření doby šíření pulsu je fotopletysmografie, který získává pulsní vlnu na základě prosvěcování tkáně pomocí LED a snímání prošlého či odraženého světla. Na základě absorbance vzniká pulsní vlna. Nevýhoda tohoto senzoru je relativně vysoká spotřeba energie kvůli napájení LED, a tudíž je třeba často vyměňovat baterie. Pulsní vlnu lze snímat i mechanickými metodami jako jsou senzory pro měření tlaku. Piezorezistivní a piezokapacitní senzory mají velmi nízkou spotřebu elektrické energie potřebnou k měření a je možnost vytvořit ohebnou senzorickou desku, která se může přizpůsobit tvaru lidské pokožky.

Pro přesné měření je třeba aby byl senzor velmi citlivý a měl rychlou odezvu. Senzor disponuje zlatými elektrodami na polyimidovém základu, které tvoří mřížku. Jednotlivé vrstvy senzoru

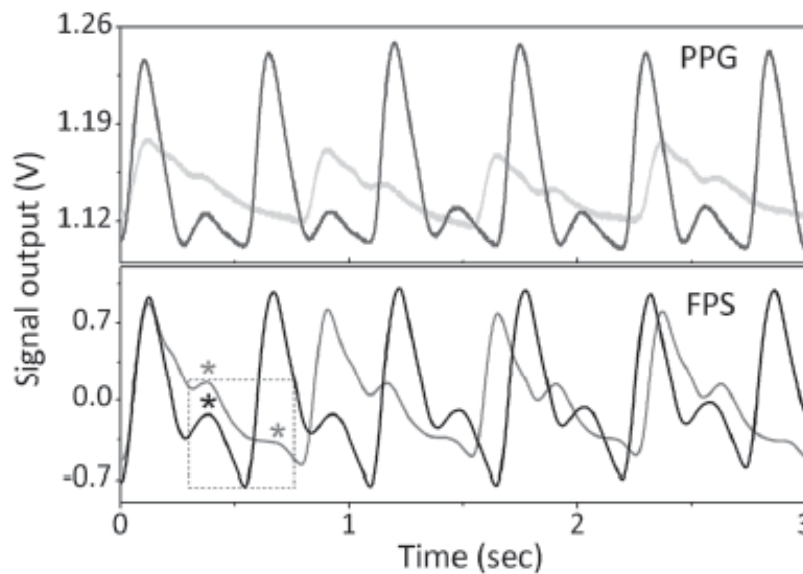


Obrázek 14: Popis flexibilního tlakového senzoru

jsou zobrazeny na obrázku 14a. Na mřížce je uchyceno uhlíkové vlákno a celý senzor je uzavřen polyethylenovou vrstvou, která poskytuje ochranu a zároveň flexibilitu senzoru. Uhlíkové vlákno obsahuje malé částice uhlíku o velikosti 20-100nm v průměru a polyesterová textilní vlákna. Detailní zobrazení vlákna s uhlíkovými částicemi na obrázku 14c. Piezorezistivní chování senzoru vychází ze změny počtu kontaktních bodů mezi částicemi uhlíku a zlatými elektrodami. Při působení tlaku na senzor, uhlíkové vlákno se zhušťuje a přibývá množství kontaktních míst, kdežto při uvolnění tlaku se uhlíkové vlákno rozpíná a uhlíkové částice už k sobě nepřiléhají. Tento princip je znázorněn na obrázku 14b. Díky těmto vlastnostem je dosažena změna odporu senzoru v závislosti na velikosti působícího tlaku. Citlivost senzoru je stanovena dle vztahu 2,

$$S = \frac{\Delta I / I_0}{\Delta P} \quad (2)$$

kde ΔI je změna výstupního proudu senzoru závislá na změně tlaku ΔP a I_0 je klidový proud tekoucí senzorem bez působení tlaku. Výstupní proud senzoru je převáděn na napětí pomocí transimpedančního zesilovače. Tímto převodem vznikne vykreslení pulzní vlny ve Voltech závislé na čase. Porovnání pulzní vlny měřené pomocí fotopletysmografie a flexibilního tlakového senzoru lze vidět na obrázku 15. Z těchto měření se následně článek věnuje stanovení systolického a diastolického krevního tlaku. [11]



Obrázek 15: Horní křivka - fotopletysmografie, spodní křivka - tlakový senzor, tmavá měřená v klidu a světlá při zátěži

V tomto článku je popsána výroba senzoru obsahující vlákno s nanočásticemi uhlíku, které při deformaci vlákna tlakem mění elektrický odpor. Nevýhodou senzoru je potřeba teplotní kompenzace a závislost na upevnění senzoru na lidském těle. Proto nelze přepočítat hodnotu na tlak a tak všechny výsledky jsou závislosti napětí na čase.

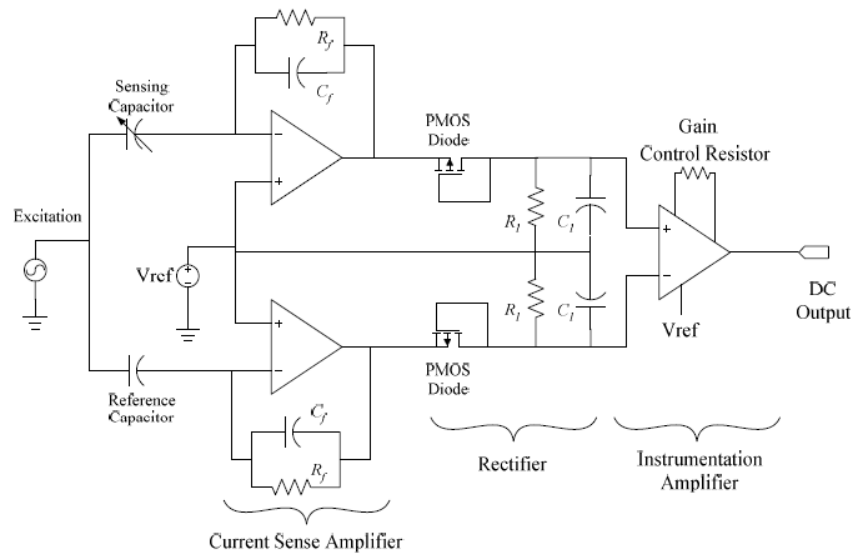
Název: A low-power capacitance measurement circuit with high resolution and high degree of linearity

Autor: Haider, M. R., M. R. Mahfouz, S. K. Islam, S. A. Eliza, W. Qu and E. Pritchard

Publikace: 51st Midwest Symposium on Circuits and Systems 2008

V tomto článku je popsáno kapacitní snímání s nízkou spotřebou určené pro biomedicínské senzory. Celé zapojení využívá diferenční strukturu, aby se předešlo velkému zkreslení signálu. Pro snímání velmi nízkých kapacit je třeba navrhnout měřicí obvod s velkou přesností a zajistit proti rušení, které může významně ovlivnit výslednou hodnotu. U měřicího obvodu je třeba zajistit linearitu systému a vysokou citlivost. Kapacitní senzory musí být stíněné proti nežádoucímu rušení přicházející z okolí. Dalším velkým problémem je zajištění co nejmenšího unikajícího proudu jenž je důležitý pro bezpečné provozování zařízení. V takovém případě bylo potřeba vytvořit vlastní návrh přístrojového operačního zesilovače s velkým zesílením k dosažení vysoké citlivosti.

Obvod se dle článku skládal ze dvou operačních zesilovačů, dvěma usměrňovacími můstky a jednoho přístrojového zesilovače. Diferenční systém zapojení zesilovačů eliminuje distorzi. Signál pro excitaci elektrod je generován společným výstupem obou diferenčních zesilovačů. Tok náboje z elektrod je detekován a zesílen pomocí diferenčních zesilovačů, následný výstup je usměrněn a filtrován, dále je signál přiveden na přístrojový zesilovač, který má proměnlivé zesílení závislé na velikosti zesilovacího odporu. Schéma zmíněného obvodu je znázorněno na obrázku 16.



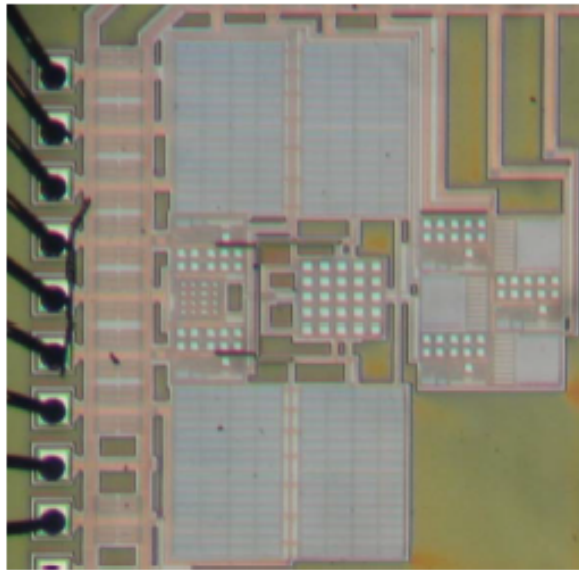
Obrázek 16: Schéma zapojení kapacitního senzoru s diferenčním zesilovačem

Senzor pro snímání je navrhnout tak, aby snímal změnu kapacity okolo nominální hodnoty 5 pF. Rozsah snímání se nastavuje referenčním kondenzátorem, v tomhle případě hodnota kondenzátoru je 5 pF. Excitační signál má sinusový průběh s úhlovým kmitočtem o mnoho větším

než převrácený součin zpětnovazebního kondenzátoru C_f a odporu R_f . Výstupní napětí je dáno vztahem 3:

$$V_{OUT} = \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) \cdot \left(\mp \frac{\Delta C}{C_f} \cdot \alpha \cdot V_{amp}\right) \quad (3)$$

kde R jsou hodnoty rezistorů přístrojového zesilovače, R_g je hodnota rezistoru určujícího zesílení. C_f je hodnota kondenzátoru ve zpětné vazbě rozdílového operačního zesilovače, ΔC je změna kapacity senzoru. V_{amp} je amplituda excitačního signálu a α je koeficient tlumení usměrňovače a filtru. Celý obvod byl následně vyroben jako integrovaný čip, aby se zamezilo



Obrázek 17: Mikrofotografie vyrobeného čipu o ploše 1 mm^2

ztrátám ve vodičích vedení. Díky tomuto řešení je schopen obvod detekovat změnu v řádech femtofaradů, kdy 1 fF je roven výstupnímu napětí $1,32 \text{ mV}$. Spotřeba obvodu je $5,384 \text{ mW}$ a stupeň linearity obvodu $R^2 = 0,9982$. [12]

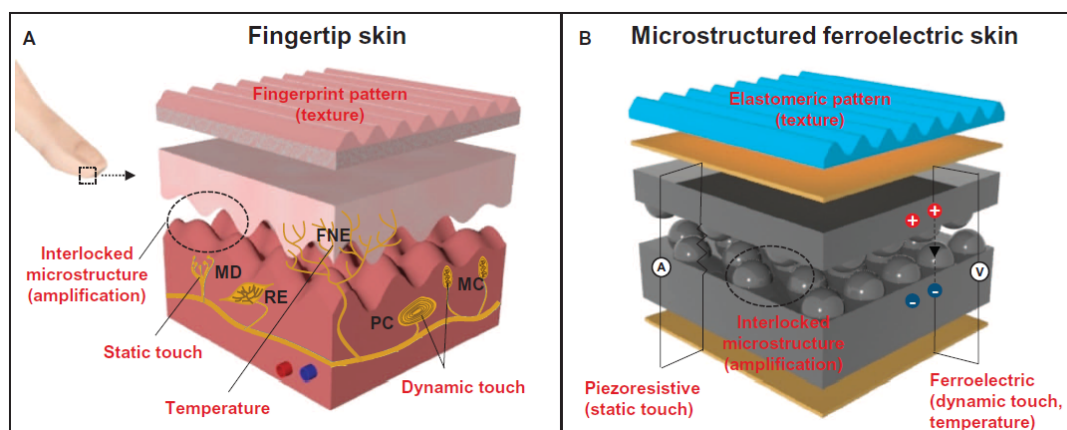
Tento článek se zabývá popisem vývoje měřícího obvodu pro měření kapacity. Pro zajištění linearity měření a velké citlivosti pro malou změnu kapacity v řádu femtofaradů je třeba obvod udělat co nejmenší, aby se omezily parazitní kapacity. Vzhledem k omezení rušení byl vyroben celý obvod vyroben v integrovaném čipu. Přínosem tohoto článku bylo vyhledání kapacitně-digitálního převodníku v integrovaném čipu, než vlastním návrhu obvodu.

Název: Fingertip skin–inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli

Autor: Jonghwa Park, Marie Kim, Youngoh Lee, Heon Sang Lee, Hyunhyub Ko

Publikace: Science Advances 2015

V tomto článku je popsána sensorika imitující tlakové a teplotní mechanoreceptory na špičkách prstů. Využívá se feroelektrických filmů, které nahrazuje funkci piezoelektrického, piezorezistivního a pyroelektrického jevu. Sensor na snímací straně využívá texturu napodobující lidské otisky prstů, tato textura dokáže lépe detekovat a přenášet i slabé vibrace. Mechanoreceptory v případě senzoru nahrazuje feroelektrický polymer složený z polyvinylidenfluoridu (PVDF) a redukováného oxidu grafitu (rGO). Tato kombinace látek má schopnost detekovat dynamický tlak a teplotu. Vzhledem k tomu, že je potřeba detekovat i tlak statický, bylo nutno využití piezorezistivního jevu vzniklého strukturou mezi vrstvami feroelektrického materiálu. Feroelektrický polymer je umístěn mezi dvě zlaté elektrody, jež slouží pro přenos signálu k měřicímu obvodu. Porovnání struktury mechanoreceptorů lidské kůže a senzoru tvořícího e-skin (elektronická kůže) je zobrazeno na obrázku 18.

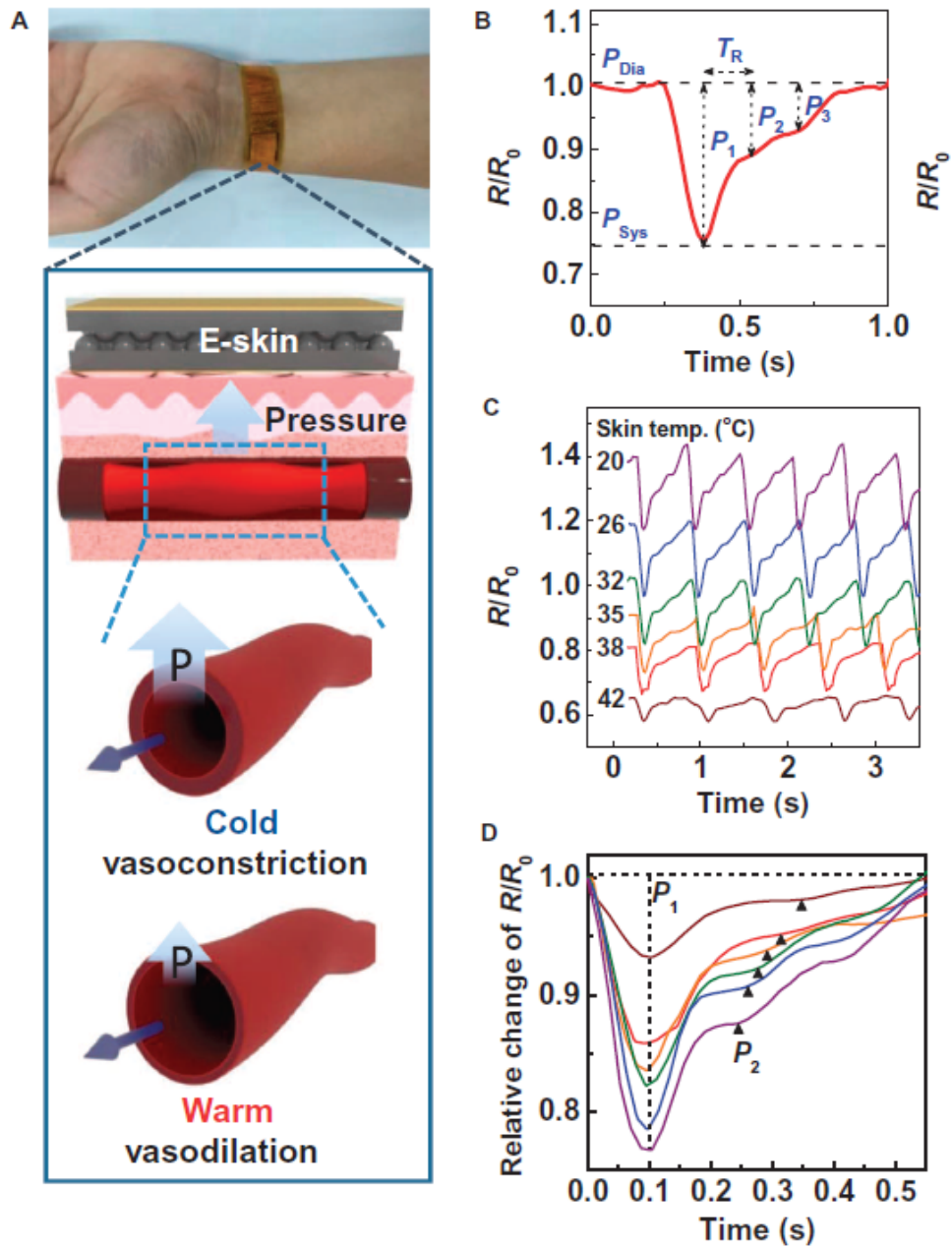


Obrázek 18: Porovnání struktury prstu (A) a senzoru (B)

Důkazem správné funkce senzoru bylo měření pulzní vlny na radiální tepně. Měření probíhá v reálném čase a neinvazivní metodou, které slouží ke stanovení diagnózy kardiovaskulární soustavy spojené s arterosklerózou, hypertenzí a diabetem. Vzhledem k tomu, že třeba krevní tlak je velmi závislý na změnách v denním režimu člověka, proto je třeba měřit trvale, což lze docílit pomocí senzoru nalepeného na kůži v oblasti radiální tepny.

Díky měření teploty je možno dále detekovat i vasokonstrikci či vasodilataci cév, jež rovněž způsobuje variabilitu krevního tlaku. Způsob umístění senzoru je znázorněn na obrázku 19A. Tvar pulzní vlny závisí na tuhosti cév, rychlosti šíření pulzní vlny a odražených vlnách, její průběh detekovaný senzorem je zobrazen na obrázku 19B. Na tomto obrázku znázorněné vrcholy, P_1 je pulzní tlak krve, P_2 a P_3 jsou odražené pulzní vlny. Na obrázku 19C je pozorovatelná

variabilita tvaru pulzní závislá na teplotě kůže a tím související konstrikcí a dilatací cév. Detailní průběh jedné pulzní vlny je zobrazen na obrázku 19D. [13]



Obrázek 19: Výsledky měření senzoru imitujícího lidskou kůži

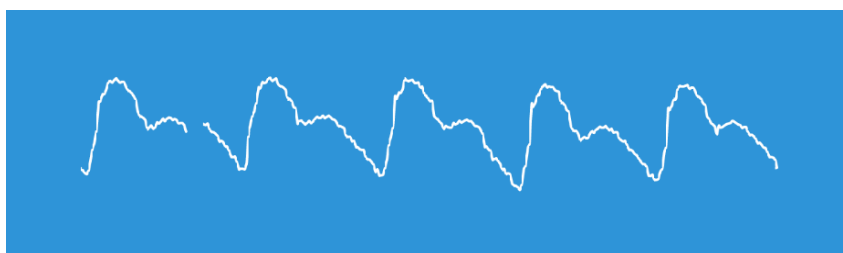
Výhoda použitého senzoru z článku spočívá ve využití více typů měřicích prvků jak pro statický tak i dynamický tlak současně s teplotou. Speciální kontaktní struktura na senzoru se snaží o rozptřeni tlakové síly, tím i zvýšení přesnosti měření a napodobení tak hmatové senzory na konečcích prstů lidské ruky.

Název: Pulzní oxymetr s mikrokontrolérem

Autor: Barvík Daniel

Publikace: Bakalářská práce

Tato práce se zabývala návrhem měřicího obvodu pro stanovení saturace krve kyslíkem a s tím spojené snímání pulzní vlny. Princip měření saturace krve kyslíkem spočíval ve fotoplety-smografii. Tato metoda je založena na prosvěcování tkání světlem určité vlnové délky a měřením absorpance světla tkání a krví. Pro stanovení saturace je potřeba dvou vlnových délek, kde je výpočet založen na poměru absorbancí obou vlnových délek světla. Pro detekování pulzní vlny je možno využít pouze jednu vlnovou délku. Pulzní vlna je zobrazena na obrázku 20. [14]



Obrázek 20: Tvar měřené pulzní vlny

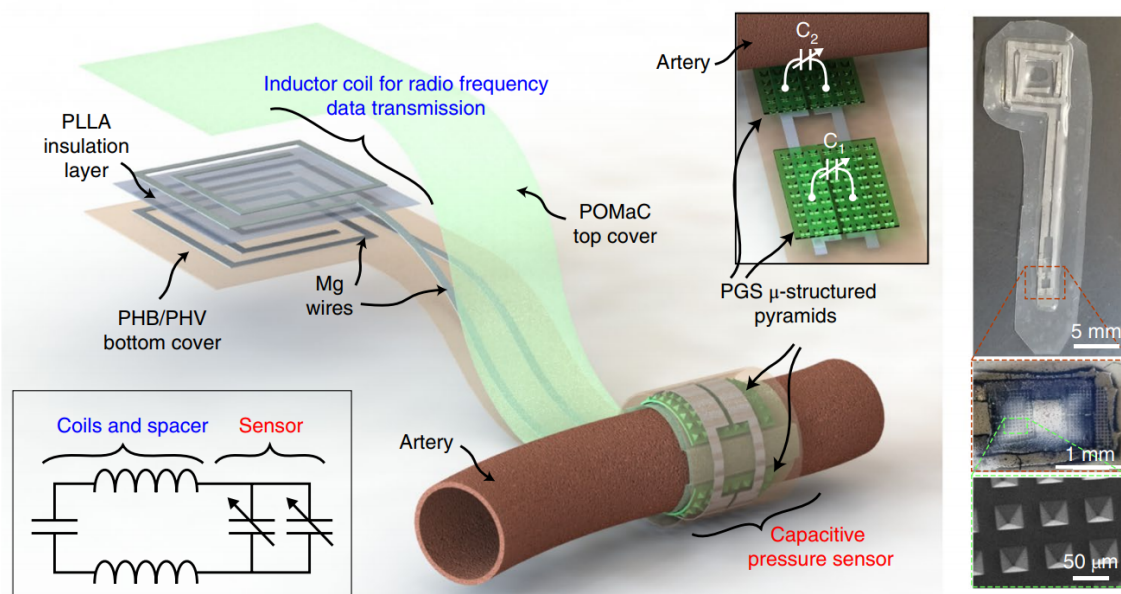
Tato práce by se dala rozšířit o přesnější měření pulzní vlny, ale princip fotoplety-smografie je limitován použitím na lidské tkáni. V případě použití na modelu krevního řečiště nelze snímat absorpci světla, protože proudící kapalina neobsahuje žádné částice, které by světlo absorbovaly. Proto je nutné vyvinout novou metodu měření pulzní vlny pomocí jiného typu pletysmografie.

Název: Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow

Autor: Clementine M. Boutry, Levent Beker, Yukitoshi Kaizawa, et al.

Publikace: Nature biomedical Engineering

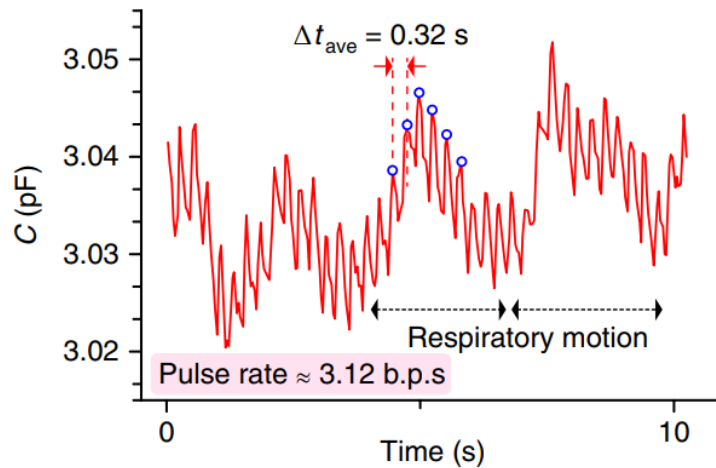
Tento článek jako jediný nalezený se zabývá problematikou měření toku krve pomocí kapacitní elektrody. Hlavním přínosem je implantovatelná elektroda, která kontroluje, zda po chirurgickém zákroku protéká krev cévou. Tato elektroda je vstřebatelná, proto se nemusí po monitorování



Obrázek 21: Popis jednotlivých vrstev senzoru a použitých materiálů, vpravo je zobrazen vyrobený senzor s detailem na pyramidovou plochu pro měření kapacity

odstraňovat. Přenos dat funguje bezdrátově přes indukční vazbu. Na výrobu senzorů jsou použity polymery, vodivé spoje jsou vyrobeny z hořčíku, které následně vytváří cívku, pro možnost bezdrátového přenosu. Stavba a použité materiály jsou zobrazeny na obrázku 21.

Celý senzor funguje na bázi rezonátoru, kdy je buzen externím signálem a v důsledku změny kapacity elektrody vlivem roztažnosti cév se mění rezonanční frekvence. Posun rezonance ve frekvenčním pásmu je monitorován externím zařízením, které přepočítá frekvenci zpět na hodnotu kapacity. Senzor byl testován na modelu cévy a následně byl voperován do laboratorní křivy, kde proběhlo testování in vivo. Na výsledném průběhu byla provedena analýza měření tepové frekvence. Měřený průběh je zobrazen na obrázku 22. Výsledný průběh zobrazuje špičky, které nepředstavují tvar pulzní vlny s dikrotickým zářezem, proto je možná pouze analýza tepové frekvence. Vyvinutý senzor je pro potřeby v článku dostačující, protože měří pouze průtok krve cévami a je schopen z něj stanovit tepovou frekvenci. Z vedlejších výsledků je možno využít monitorování dýchání, které vytváří drift izoliny závislý na nádechu a výdechu.



Obrázek 22: Změřená kapacita při testování in vivo, čas mezi špičkami udává dobu mezi pulzy, drift izolinie je způsoben dýchacími pohyby

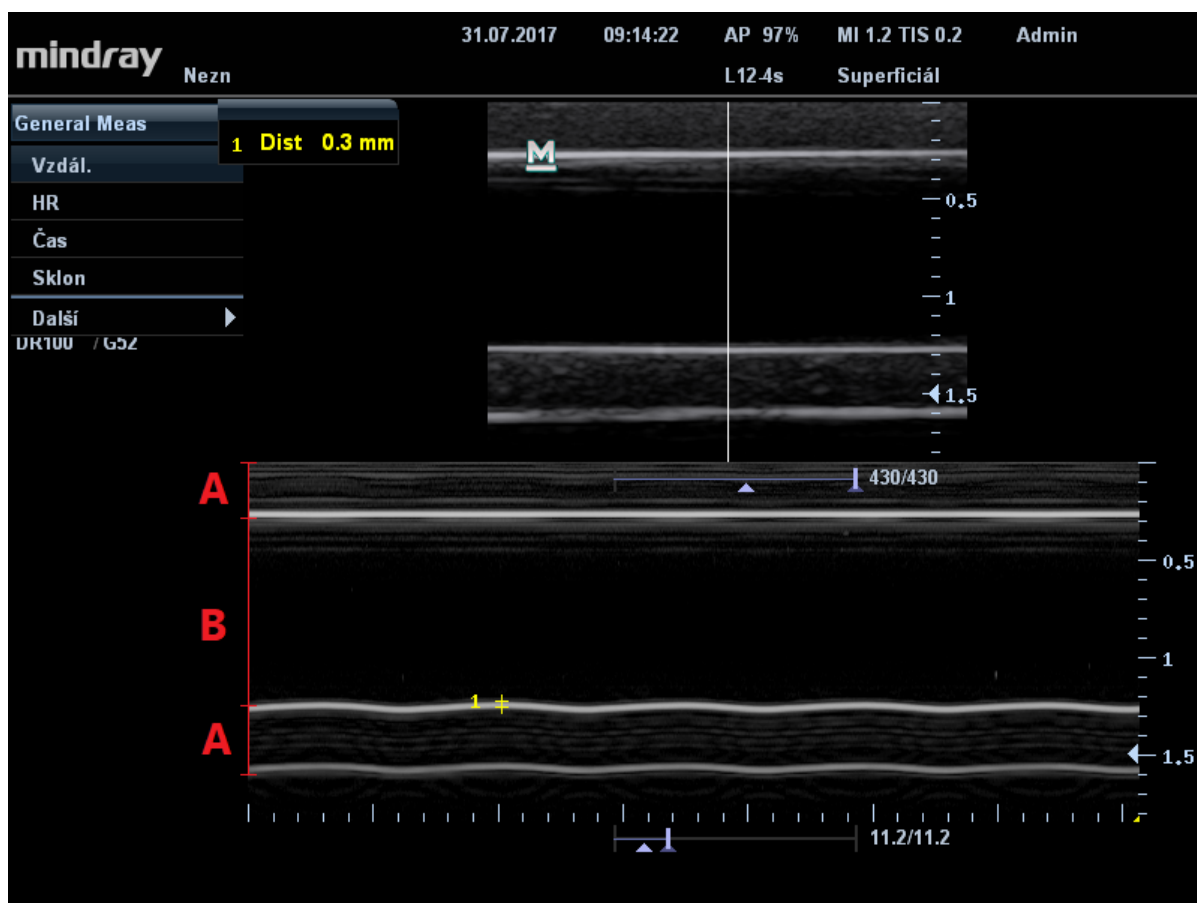
4.1 Zhodnocení rešerše

Díky této rešerši vznikl přehled dostupných metod pro snímání pulzní vlny. Jednou z rozšířených metod je i snímání bioimpedance, ale tento způsob není možné aplikovat pro měření na modelu cévního řečiště tvořeného silikonovými hadičkami, proto tato metoda není součástí této rešerše. Mezi aplikovatelné metody je možnost využití tlakových snímačů, u kterých je zapotřebí velmi dobrý kontakt s tkání či cévou pro přenos vibrací a akustických změn. Tyto senzory je třeba pro správnou funkci fixovat k měřenému místu. Fixace může mít nežádoucí vliv na vlastnosti cévní soustavy, protože může docházet ke změně tvaru cévy a případným změnám v proudění krve či jiné kapaliny nahrazující krev. Ideální měření pulzní vlny probíhá bez kontaktu s vyšetřovanou cévou, aby nedocházelo k ovlivňování toku.

Vzhledem k nedostatku informací a podkladů pro měření pulzní vlny pomocí kapacitního snímání je tato práce zaměřena právě na toto téma. Měřená céva mění svůj průměr v závislosti na činnosti srdeční pumpy a periodickému zvyšování tlaku. Při dilataci cévy se nepatrně změní vlastnosti dielektrického materiálu což způsobí změnu kapacity v řádu femtofaradů.

5 Prvotní testování

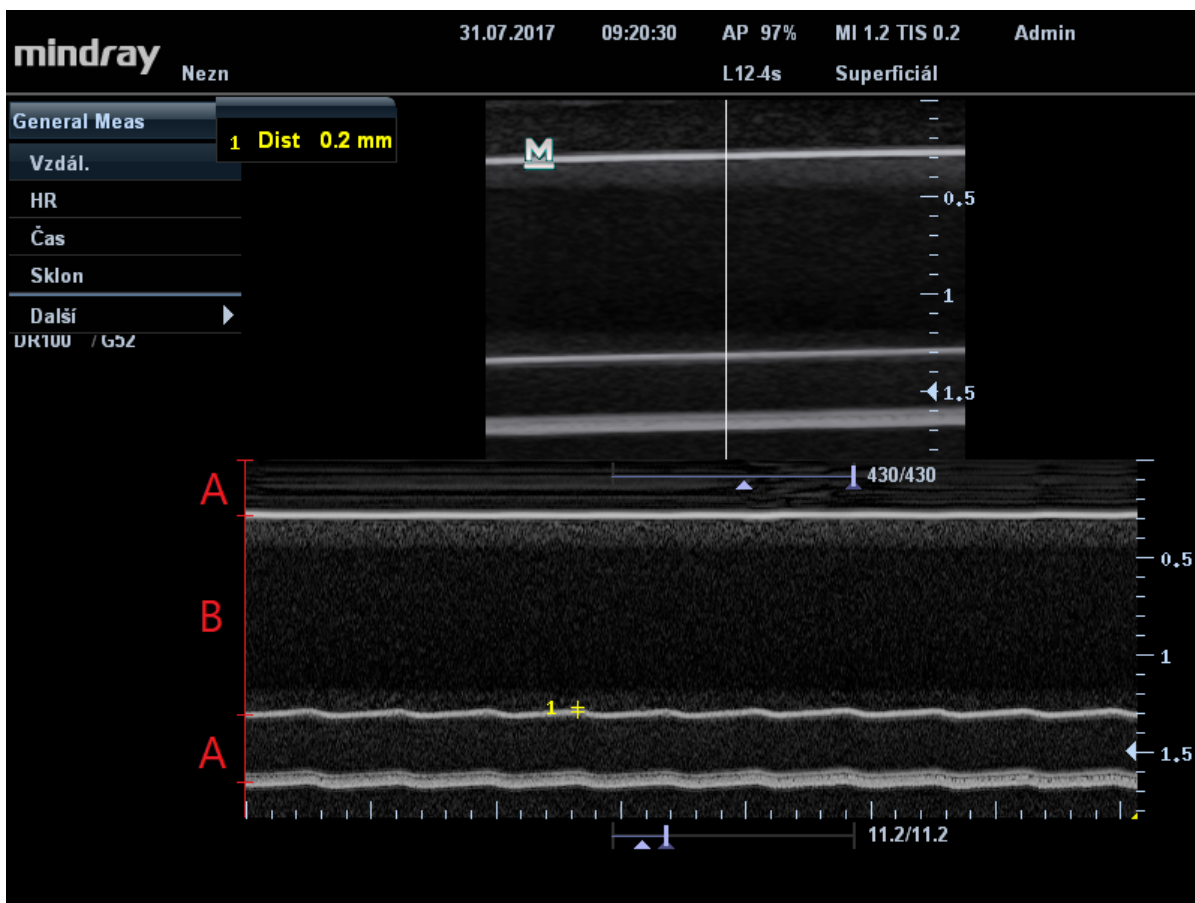
Před zvolením metody kapacitního snímání změny průměru cévy byl proveden experiment k prokázání roztažení cévy vlivem pulzujícího toku. Tento experiment byl proveden na modelu cévy s průměrem 1,6 cm, ke kterému byla přiložená lineární ultrazuková sonda přístroje Mindray M7. Na cévu a ultrazukovou sondu bylo nanášeno dostatečné množství akustického gelu, pro zajištění vodivosti akustického signálu. Ultrazukový přístroj Mindray M7 byl nastaven v režimu superfičál s vysokou frekvencí, protože céva byla uložena do 2cm vzdálenosti od sondy. Pro zobrazení roztažnosti cévy v čase byl zvolen Time Motion mód, který zobrazuje pohyb řezu cévy v místě určené kurzorem. Testování proběhlo pro dvě nastavení počtu pulzů za minutu - 60 a 120 bpm. Na snímku 23 je exportovaný snímek z ultrazukového přístroje pro nastavení modelu 60 bpm. Ve spodní části lze pozorovat časový záznam se zřetelným a periodickým roztažením cévy. Tloušťka A představuje stěnu cévy, B představuje vnitřní průměr cévy vyplněný kapalinou. Vzhledem k přiložení ultrazukové sondy ke stěně cévy se periodické roztahování projevilo pouze na distální stěně cévy. Pomocí kurzorů byla změřena změna průměru o 0,3 mm při pulzaci.



Obrázek 23: Ultrazukový snímek při nastavení 60 bpm

V dalším nastavení frekvence pulzace na 120 bpm bylo provedeno měření se stejným po-

stupem, avšak změna průměru cévy byla menší - 0,2 mm. Menší změna je dána vlastnostmi silikonového materiálu, ze kterého je céva vyrobena. Na obrázku 24 je patrná vyšší frekvence pulzace v porovnání s předchozím snímkem.



Obrázek 24: Ultrazvukový snímek při nastavení 120 bpm

Klidový vnitřní průměr cévy je roven 10 mm. Objem kapaliny v cévním segmentu dlouhém 10 mm je určen ze vztahu 4:

$$V = \pi \cdot r^2 \cdot v \quad (4)$$

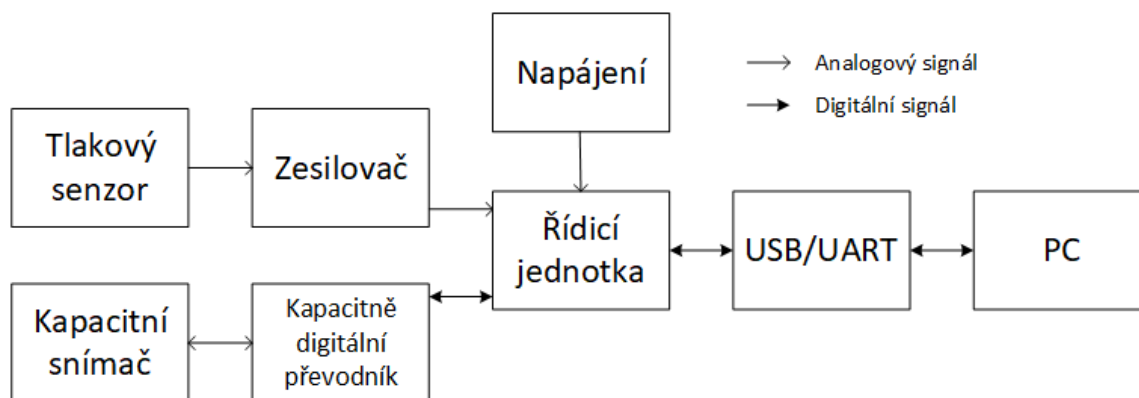
kde V je objem kapaliny, r je vnitřní poloměr cévy (B na snímku z ultrazvuku), v je délka segmentu cévy. Objem kapaliny v klidovém stavu je 3,1416 ml. V případě roztažení cévy o 0,2 mm se objem cévy zvýší o 0,1269 ml na hodnotu 3,2685 ml. Objem kapaliny v roztažené cévě o 0,3 mm se zvýší o 0,1913 ml na 3,3329 ml. Toto měření potvrdilo roztažnost cévy a zvýšení objemu kapaliny vlivem pulzace. Na základě tohoto experimentu byla předpokládána funkčnost kapacitního snímače se změnou kapacity v řádu femtofaradů. Vzhledem ke složitosti výpočtu změny kapacity určené nehomogenním elektrickým polem není proveden výpočet hodnoty kapacitní změny.

6 Návrh měřicího řetězce

V této kapitole je popsán návrh měřicího řetězce pro snímání pulzní vlny pomocí kapacitních a tlakových senzorů. Návrh schématu obvodu a následný návrh desky plošných spojů byly vytvořeny v programu EAGLE 8.0.1 firmy Autodesk.

6.1 Blokové schéma

Zařízení pro měření pulzní vlny se skládá z kapacitně-digitálního převodníku AD7147, ke kterému jsou připojeny kapacitní elektrody snímající expanzi cév modelu krevního řečiště. Pro měření tlaku a snímání tlakové pulzní vlny se využívají až tři tlakové senzory ARGON DTX Plus™. Signál z tlakových senzorů je zpracováván přístrojovým zesilovačem INA126 a následně je digitalizován za pomoci analogově-digitálního převodníku modulu ESP32. Modul ESP32 zajišťuje komunikaci po I2C sběrnici kapacitně-digitálního převodníku a pomocí USB/UART převodníku komunikaci s PC. Napájení zajišťuje externí napájecí adaptér o stejnosměrném napětí od 7 V do 12 V. Blokové schéma je zobrazeno na obrázku 25.



Obrázek 25: Blokové schéma měřicího řetězce

6.2 Elektrotechnické schéma a seznam součástek

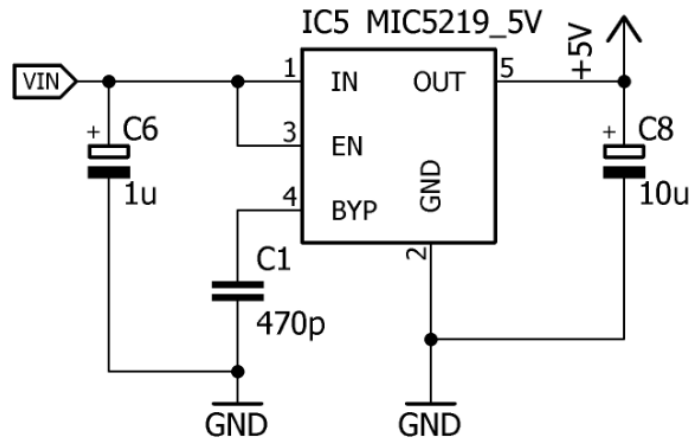
Elektrotechnické schéma zařízení pro měření změny kapacity a tlaku je uvedeno v příloze A. Toto schéma je následně využito pro návrh desky plošných spojů. Při návrhu je kladen důraz na efektivní zapojení všech komponent a co největší omezení rušícího signálu. V úvahu přichází rovněž možnost výběru napájení v rozsahu od 7 V do 12 V. Absolutní maximální napájecí napětí se kterým zařízení může fungovat je 15 V. Seznam použitých součástek pro návrh schématu zařízení je uveden v tabulce 1.

Tabulka 1: Seznam součástek

Označení	Hodnota	Popis	Počet
R1, R2, R3	2k2	Rezistor, SMD 0805	3
R4, R5, R6	1k	Rezistor, SMD 0805	3
R7	10k	Odporový trimr, 3296P	1
C1, C2	470p	Kondenzátor, SMD 0805	2
C3, C5, C10, C11, C12	100n	Kondenzátor, SMD 0805	5
C4, C8, C9,	10u	Kondenzátor, SMD C	3
C6, C7	1u	Kondenzátor, SMD A	2
D1, D2, D3	BAV199	Ochranná dioda, SOT23	3
IC1, IC2, IC3	INA126U	Přístrojový zesilovač, SO8	3
IC4	LM358D	Operační zesilovač, SO8	1
IC5	MIC5219_5V	Napěťový regulátor, SOT23-5	1
IC6	MIC5219_3V3	Napěťový regulátor, SOT23-5	1
IC7	AD7147-1	Kapacitně-digitální převodník, LFCSP24	1
U\$3	ESP32-DEVKIT	Modul ESP32-DEVKIT	1

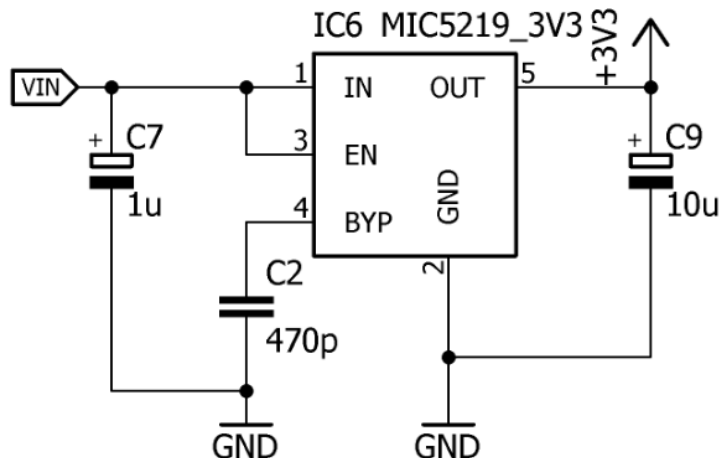
6.3 Napájecí zdroj

Celé zařízení je možno napájet externím napájecím adaptérem v rozsahu napětí od 7 V do 12 V, které se připojí k DC konektoru průměru 2,5 mm. V celém obvodu jsou dvě úrovně napětí. Regulaci vstupního napájení zajišťují integrované lineární regulační obvody MIC5219 od firmy Microchip technology, Inc. Tyto obvody se vyznačují nízkým úbytkem napětí při maximální zátěži. [16]



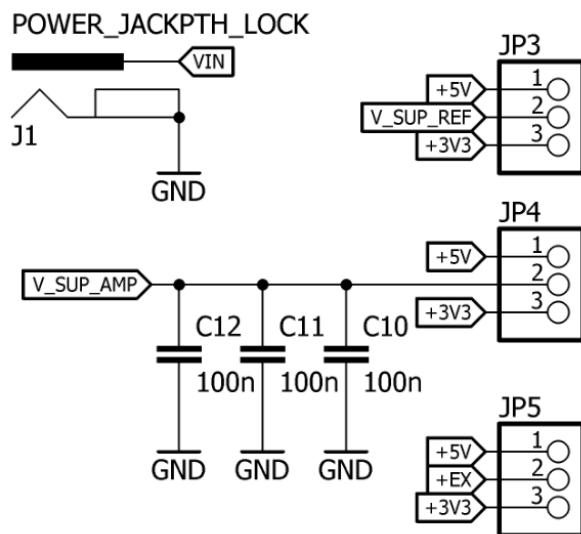
Obrázek 26: Schéma 5V napájecí větve

Na obrázku 26 je zobrazeno schéma zapojení lineárního regulátoru pro 5V napájecí větev. Na dalším obrázku 27 je obdobné schéma zapojení, ale pro 3,3V napájecí větev. Oba tyto lineární regulátory potlačují šum díky referenčním bypass kondenzátorům C_1 a C_2 .



Obrázek 27: Schéma 3,3V napájecí větve

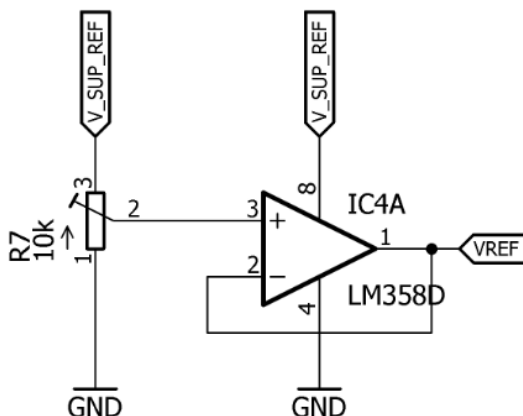
Návrh napájecích větví byl volen tak, aby bylo možno upravit napájecí úrovně zesilovačů, a možnost volby excitačního napětí tlakového senzoru ARGON DTX Plus™. Proto jsou na desce plošných spojů vyvedeny propojovací kontakty pro volbu napájení aby zařízení mohlo mít univerzální použití a možnost přizpůsobení k použitým sensorům a měřeným tlakům na modelu krevního řečiště. Schéma zapojení je zobrazeno na obrázku 28.



Obrázek 28: Vstupní napájecí konektor spolu s propojkami pro volbu napájení

Vzhledem k absenci symetrického napájení přístrojových zesilovačů a schopnostem AD převodníku modulu ESP32 bylo nutné vytvořit referenční napětí s nízkou impedancí. Toto referenční napětí posune měřený signál přístrojového zesilovače na nastavenou hodnotu napětí pomocí potenciometru. Hodnota nastaveného referenčního napětí je 1 V. Nízká impedance referenčního napětí je zajištěna operačním zesilovačem LM358D v zapojení napěťového sledovače, kde je

nastavitelné napětí potenciometru o hodnotě 10 k Ω přivedeno na neinvertující vstup. Výstup operačního zesilovače je připojen k invertujícímu vstupu. Rozsah nastavení referenčního napětí je od 0 V po zvolené napájecí napětí referenčního zesilovače (3,3 V nebo 5 V). Schéma zapojení napěťové reference je uvedeno na obrázku 29. [17]



Obrázek 29: Schéma referenčního napětí přístrojových zesilovačů

6.4 Tlakový senzor

Model krevního řečiště disponuje konektory typu Luer-Lock v místech spojení hadiček. Tyto konektory se velmi často vyskytují v klinické praxi pro připojování lékařských prostředků. Na tyto konektory jsou uchyceny tlakové senzory ARGON DTX PlusTM. Na vstupu je umístěn trojcestný ventil, kterým je možno uzavřít přívod k tlakovému čidlu. Senzor je průchozí, při



Obrázek 30: Tlakový senzor ARGON DTX PlusTM

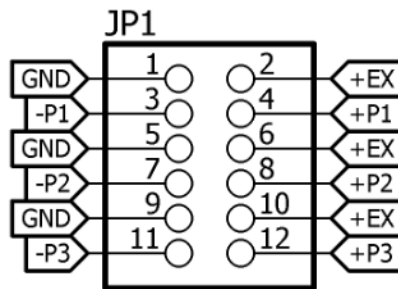
normálním použitím je utěsněn gumovou zátkou. Účelem této zátky je možnost odvědušování po otevření, aby vzduchové bublinky nezkreslily hodnotu tlaku. Použitý tlakový senzor je zobrazen na obrázku 30.[18]

Senzor je schopen měřit tlak v rozmezí od -30 mmHg do 300 mmHg s rozlišovací schopností $5 \mu\text{V}/\text{mmHg}$. Napájecí excitační napětí může být stejnosměrné i střídavé do frekvence 5 Hz v rozsahu od 3 V do 8 V. V této aplikaci je možnost volby excitačního napětí 3,3 V nebo 5 V pro optimalizaci výstupního signálu a získání lepšího rozlišení tlakové vlny. Tlakový senzor má

Tabulka 2: Vodiče tlakového senzoru ARGON DTX Plus™

Barva vodiče	Signál
Zelená	kladné excitační napětí
Červená	záporné excitační napětí/zem
Černá	kladné výstupní napětí
Bílá	záporné výstupní napětí

vyvedeny 4 vodiče jejichž barvy jsou uvedeny v tabulce 2 a jsou připojeny ke konektoru zařízení uvedeném na obrázku 31.



Obrázek 31: Rozložení vývodů konektoru pro připojení tlakových senzorů

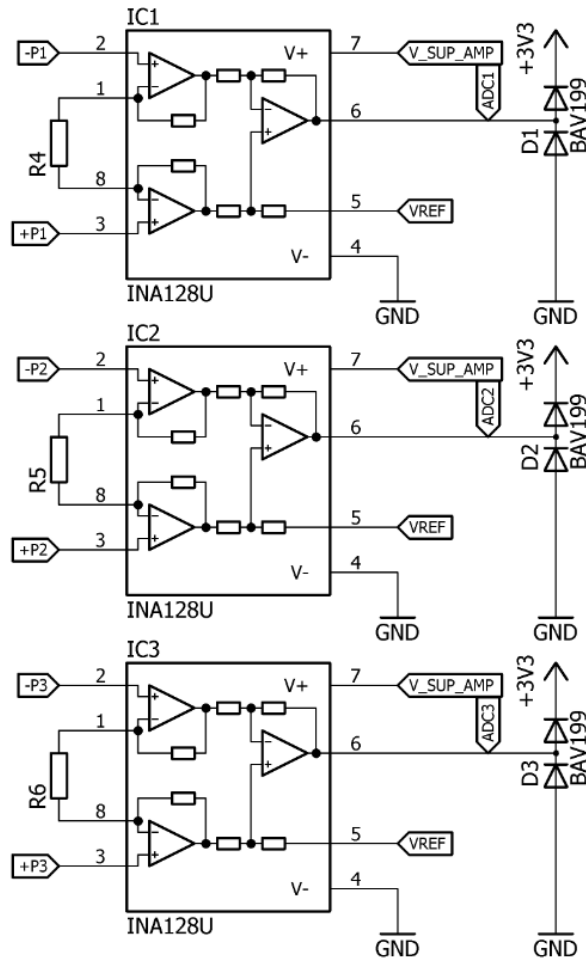
Senzor ARGON DTX Plus™ využívá zapojení wheatstoneova můstku složeného z odporů o hodnotě $1 \text{ k}\Omega$ a jednoho odporu závislého na tlaku. Tlaková změna vyvolá napěťovou změnu na výstupu v řádu jednotek až desítek mV. A tak je nezbytné tuto napěťovou změnu zesílit pro lepší snímání AD převodníkem modulu ESP32 a zároveň přidat napěťový offset pro detekci i záporných tlaků. Pro zesílení byl zvolen přístrojový zesilovač INA126 na jehož invertující vstup je připojeno záporné výstupní napětí tlakového senzoru a na neinvertující vstup je připojeno kladné výstupní napětí tlakového senzoru. Kompletní zapojení je zobrazeno na obrázku 32.

Přístrojový zesilovač INA126 je napájen napětím 3,3 V nebo 5 V zvoleným propojkou uvedené na obrázku 28. Jako napěťová reference je použito výstupní napětí sledovače z obrázku 29, která zajišťuje nastavení offsetu, který posune zesílený signál na úroveň referenčního napětí. Zesílení přístrojového zesilovače je závislé na hodnotě zesilovacích odporů R_G což odpovídá odporu R_4 prvního kanálu, R_5 druhého kanálu a R_6 třetího kanálu tlakového senzoru. Pro tuto aplikaci byly hodnoty zmíněných zesilovacích odporů nastaveny na $1 \text{ k}\Omega$, a tudíž signál z tlakového senzoru je

zesílen 85 krát. Výpočet zesílení je uveden ve vztahu 5. [19]

$$G = 5 + \frac{80\text{k}\Omega}{R_G} = 5 + \frac{80\text{k}\Omega}{1\text{k}\Omega} = 85 \quad (5)$$

Výstupní napětí přístrojového zesilovače určuje zvolené napájecí napětí, proto při zvolení 5V napájecího napětí je třeba zajistit dodatečnou ochranu AD převodníku. Na výstup přístrojového zesilovače jsou přidány ochranné diody BAV199 pro případ, že výstupní napětí přesáhne maximální povolenou hodnotu 3,3V. Diody zajistí zkratování vyššího či záporného napětí. [20]



Obrázek 32: Schéma zapojení přístrojového zesilovače pro tlakový senzor

Pro přepočítání výstupního napětí senzorů na tlak v milimetrech rtuťového sloupce je třeba kalibrace pomocí vodního sloupce. Kalibrace je nutno provést u všech senzorů samostatně, protože výstup každého senzoru se mírně liší. Senzor se připojí na spodní část sloupce, který je naplněn vodou o určité výšce. Následně se voda odpouští po částech, a změří se výstupní napětí senzoru a výška vodního sloupce. Hydrostatická tlaková síla vody se přepočítá a uvede v milimetrech rtuťového sloupce. Přepočítání výšky vodního sloupce na výšku rtuťového sloupce je uvedeno ve

vztahu 6.

$$P [mmHg] = P [cmH_2O] \cdot 0,735559 \quad (6)$$

Kalibrace byla prováděna po 10 cm vodního sloupce a změřeni hodnoty napětí AD převodníkem. Změřené hodnoty napětí a přepočítání na tlak v milimetrech rtuťového sloupce jsou uvedené v tabulce 3.

Tabulka 3: Naměřené hodnoty tlakového senzoru ARGON DTX Plus™ pro kalibraci

P[cmH ₂ O]	P[mmHg]	Napětí[mV]
0	0,000	725
10	7,356	735
20	14,711	745
30	22,067	755
40	29,422	765
50	36,778	775
60	44,134	785
70	51,489	795

Z naměřených hodnot lze usoudit, že průběh má lineární charakter, proto je možné vytvořit polynom prvního stupně uvedený ve vztahu 7.

$$P [mmHg] = 0,735559 \cdot U [mV] - 533,28 \quad (7)$$

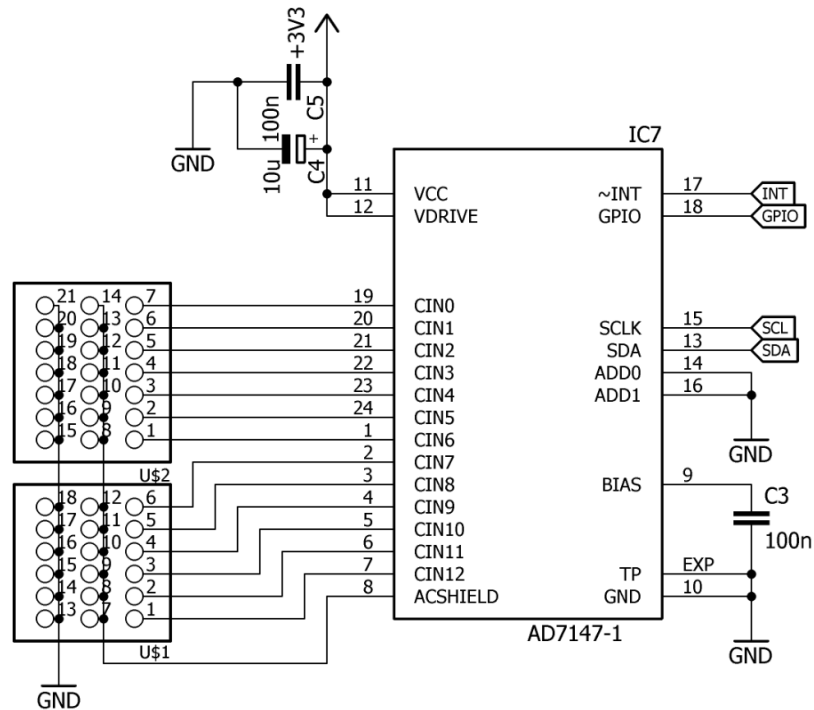
Kalibrace byla provedena u všech použitých senzorů a výstupní napětí všech senzorů bylo totožné. Proto je možné tento vztah využít v libovolné kombinaci senzorů a není třeba konkrétních senzorů pro konkrétní aplikaci.

6.5 Kapacitně-digitální převodník

Na základě rešerše bylo zhodnoceno, že vlastní návrh obvodu pro měření změny kapacity při roztažení cévy by byl nedostatečný vzhledem k potřebě velké přesnosti měření. Předpokládána změna kapacity dle rešerše se pohybuje okolo jednotek femtofaradů. Takto nízká kapacita je obtížně detekovatelná a je ovlivněna velkým rušením okolního prostředí. Při klasickém návrhu obvodu by bylo nezbytné využít co nejkratší možné vodivé cesty a stínění celého zařízení.

Jedním z možných řešení je návrh obvodu pro měření kapacity integrovat na křemíkovou desku a vyrobit integrovaný čip. Vzhledem k technické náročnosti výrobního procesu byla zvolena varianta využití již komerčních obvodů. Po průzkumu nabízených integrovaných kapacitně digitálních převodníků byl zvolen obvod AD7147 od firmy Analog Devices. Zmíněný obvod se primárně používá jako kapacitní senzor dotyku či přiblížení. Po úpravě nastavení senzoru lze měřit i konkrétní hodnotu kapacity. Převodník disponuje 16 bitovým rozlišením s vzorkovací frekvencí 250 kHz, rozsah vstupní kapacity senzoru je ± 8 pF. K obvodu je možno připojit až 13

kapacitních senzorů, u kterých lze nastavit kapacitní offset 0 pF až 20 pF. Schéma zapojení je uvedeno na obrázku 33.

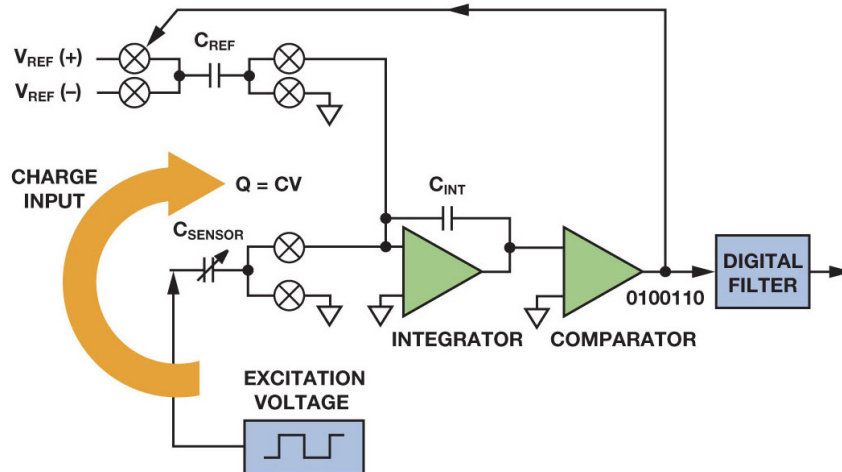


Obrázek 33: Schéma zapojení kapacitně-digitálního převodníku

Obvod AD7147 vysílá budící třístavový signál o frekvenci 250 kHz na aktivní část elektrody, která se tímto signálem nabije elektrickým nábojem. Druhá (pasivní) část elektrody je připojena k zemi zařízení. Mezi aktivní a pasivní elektrodou vznikl kondenzátor, který je ovlivňován změnou objemu dielektrického materiálu. Pro eliminaci parazitních kapacit je k dispozici signál stínění, který má stejný průběh jako signál budící.[21]

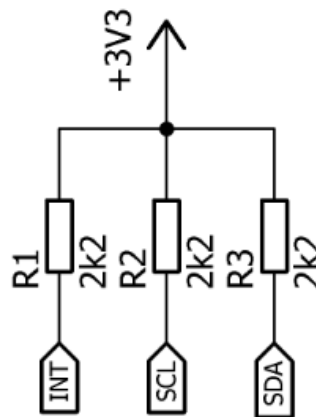
Princip funkce kapacitně-digitálního převodníku spočívá v porovnávání kapacity referenčního kondenzátoru s kondenzátorem tvořeným elektrodou připojenou na vstup převodníku. Když jsou oba kondenzátory buzeny excitačním signálem daného napětí, tak se porovnává rozdíl mezi kondenzátorem referenčním a elektrodou. K tomu se využívá operačních zesilovačů v zapojení integrátoru a následně komparátor, jehož výstup je přiveden na referenční kondenzátor. Dále signál prochází digitálním filtrem pro odstranění šumu. Zmíněný princip měření je pro lepší názornost zobrazen na obrázku 34.[22]

Pro komunikace s mikrokontrolérem je využita I2C komunikace, která využívá dvou vodičové vedení, kde jeden vodič je datový a druhý s hodinovým signálem. Oba vstupy jsou typu otevřený kolektor, proto je nutné ke komunikačním vodičům připojit pull-up rezistory R_2 a R_3 k napájecí větvi 3,3V. Pull-up rezistor R_1 je vložen do schématu pro případné využití externího přerušení kapacitně-digitálního převodníku. Schéma zapojení pull-up rezistorů je uvedeno na obrázku 35. V jedné aplikaci je možno využít až čtyři tyto obvody díky nastavení komunikační adresy I2C



Obrázek 34: Vysvětlení principu měření kapacity

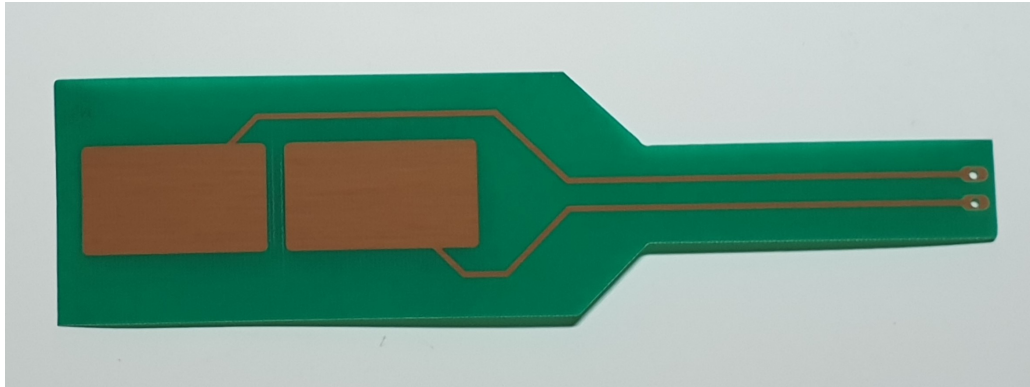
sběrnice pomocí kombinace zapojení dvou pinů. Obvod AD7147 pracuje pouze s napájecím napětím 3,3 V.



Obrázek 35: Pull-up rezistory pro komunikaci I2C

6.6 Kapacitní elektroda

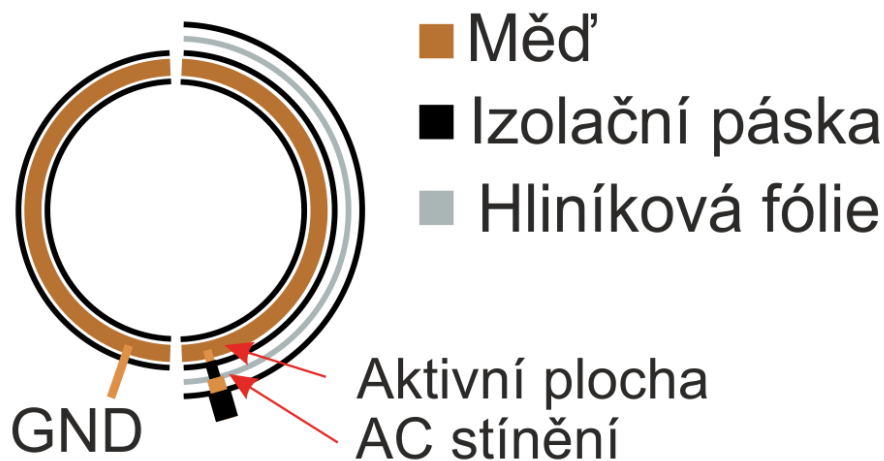
Prvotní návrh kapacitní elektrody byl volen na základě rešerše článku [9], kde byl použit flexibilní plošný spoj tvořený polyimidovou páskou s měděnými ploškami. V tomto návrhu byla elektroda vytvořena v programu Eagle. Materiál, ze kterého byla elektroda vyrobena byl sklolaminát o tloušťce 0,2 mm. Takto tenký sklolaminát se využívá pro výrobu vícevrstevných desek plošných spojů. Funkce tohoto senzoru byla odzkoušena, i když výsledky byly uspokojivé a vzhledem ke křehkosti a nepraktičnosti senzoru byl vytvořen nový senzor s eliminací šumu. Vyrobená elektroda je zobrazena na obrázku 36.



Obrázek 36: Kapacitní elektroda z tenkého sklolaminátu

Kapacita flexibilní elektrody byla experimentálně změřena a její hodnota je 22,5 pF. Vzhledem k absenci stínícího signálu je to hodnota nejen mezi měděnými plochami, ale i mezi vodiči, kterými je elektroda připojena ke kapacitně-digitálnímu převodníku.

Pro výrobu další elektrody byla použita měděná trubka o průměru 25 mm a délce 21 mm. Tato měděná trubka byla rozříznuta na dvě poloviny umístěné proti sobě. Jedna část trubky tvoří aktivní snímací elektrodu buzenou excitačním signálem a druhá polovina je připojena k zemi zařízení jako reference. Obě poloviny byly opatřeny lakem Plastik, který tyto poloviny pokryje akrylátovým povlakem, chrání před zkraty a izoluje od vlivů vnějšího prostředí a zabrání tak pokrytí mědi tenkou vrstvou zeleného zásaditého oxidu měďnatého. K aktivní části elektrody

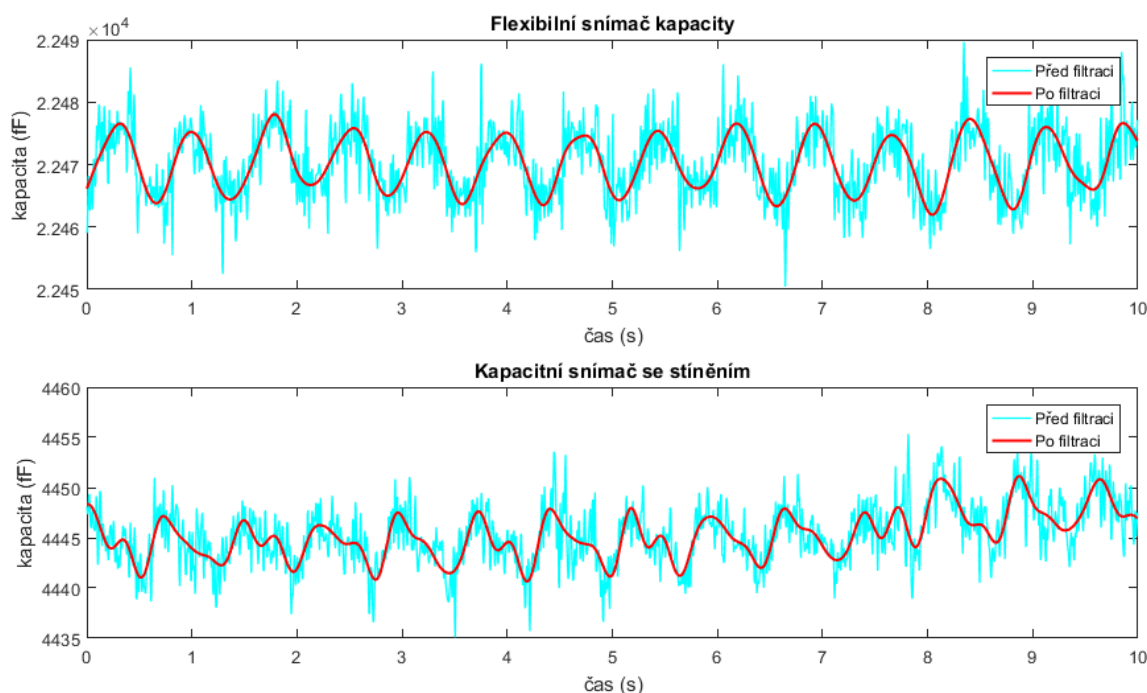


Obrázek 37: Kapacitní elektroda z měděné trubky

je připájen stíněný vodič jehož stínění se připojí na výstup ACshield obvodu AD7147. Pro dosažení lepších výsledků bylo provedeno stínění z vnější části elektrody vrstvou aluminiové fólie, která je napojena na stínění kabelu. Aluminiová vrstva je od elektrody oddělena povlakem laku Plastik a jednou vrstvou izolační pásky. Následně je celá aktivní elektroda obalena vrstvou

izolační elektrická páska. Ke druhé referenční elektrodě je přiveden zemnicí vodič vedoucí z přípravku. Pro kompletaci elektrody byla zvolena rovněž izolační páska na jedné straně pro překrytí místa řezu a vytvoření tak pantu pro snadné nasunutí elektrody na příslušnou cévu modelu krevního řečiště.

Obě elektrody byly schopny naměřit změnu kapacity rozšiřující se cévy, velikost obou elektrod byla totožná, liší se akorát v provedení. Flexibilní elektrodu je nutno při aplikaci fixovat do požadovaného válcového tvaru okolo cévy. Tato fixace je možná pomocí válcové formy, do které se elektroda umístí. Další možnost fixace je oblepení lepící páskou, ale při této metodě nastává komplikace v tom, že je složité přemístění elektrody na jinou část modelu cévního řečiště. Při využití nové elektrody vyrobené z měděné trubky je její aplikace jednodušší v tom, že drží válcový tvar bez další fixace a dá se lehce přemísťovat na modelu díky jedné otevřené straně a vytvoření pantu pomocí lepící pásky. Vzhledem k absenci stínění flexibilní elektrody, měřená data obsahují větší množství šumu než u měření s elektrodou vyrobené z měděné trubky. Měřené průběhy obou snímačů jsou zobrazeny na obrázku 38.

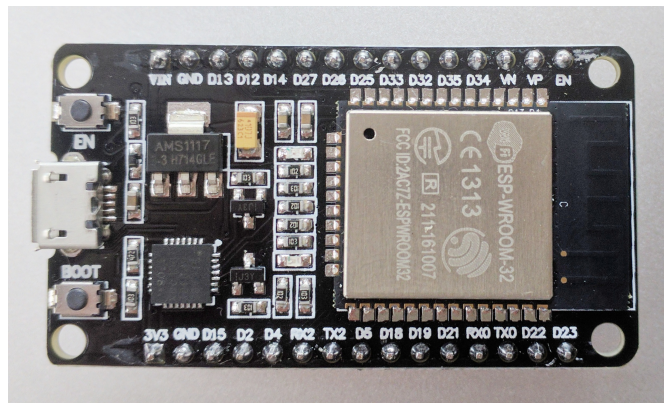


Obrázek 38: Srovnání měřených průběhů obou typů elektrod

6.7 Mikrokontrolér

Nejdůležitější částí celého zařízení je mikrokontrolér tvořen modulem ESP32 firmy Espressif Systems. Modul ESP32 se vyznačuje vysokým výkonem a širokou škálou použití, neboť mikroprocesor obsahující dvě jádra s taktom 240 MHz. Na modulu se nachází 34 vstupně výstupních pinů, u kterých je možné využít následující periferie

- **UART** - obsahuje tři nezávislé UART rozhraní s maximální komunikační rychlostí až 5 Mbps
- **SPI** - čtyři hardwarové SPI rozhraní. Jedno z nich je využíváno pro komunikaci s externí flash pamětí, proto je omezení použití pouze tří SPI rozhraní
- **I2C** - disponuje dvěma I2C rozhraními schopnými pracovat v režimech „master“ a „slave“ s maximální rychlostí 400 kbit/s
- **ADC** - součástí modulu je i analogově-digitální převodník, 8 kanálů ADC1 a 10 kanálů ADC2 s rozlišením 12 bitů

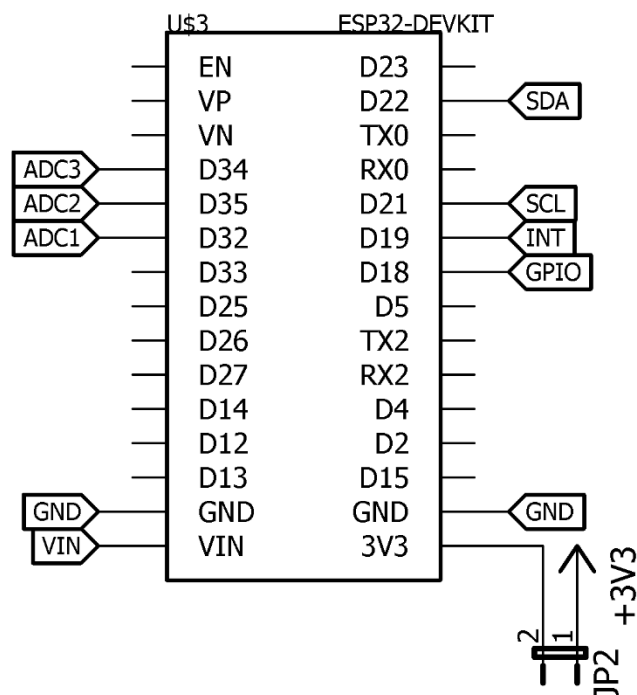


Obrázek 39: Vývojová deska s modulem ESP-WROOM-32

U tohoto modulu se dá nastavit mnohem více periférií, které nejsou v této práci využity, například I2S, digitálně-analogový převodník, pulzně šířková modulace, čítač pulzů, integrovaná Hallova sonda, dotykové senzory, režimy pro připojení SD/SDIO/MMC pamětových karet. Neméně důležitou součástí modulu ESP32 je bezdrátová komunikace Wi-Fi v režimu 802.11 b/g/n, Bluetooth verze 4.2. S touto bezdrátovou komunikací má modul široké využití v IoT (Internet věcí) aplikaci, a tedy možnost využít bezdrátový přenos naměřených dat do počítače či mobilního telefonu. [23]

V této aplikaci jsou použity tři kanály analogově-digitálního převodníku pro měření výstupního napájení tlakového senzoru na pinech D_{32} , D_{34} a D_{35} . Pro získání hodnot z kapacitně-digitálního převodníku je využita I2C komunikace na pinech D_{22} a D_{21} . Na pinu D_{22} se nachází datový vodič a na pinu D_{21} vodič s hodinovým signálem.

Součástí modulu ESP32-Devkit je USB/UART převodník CP2102 s logikou pro automatickou programovací sekvenci řízenou signálem DTR sériové linky namísto stisku tlačítka BOOT a sekvencí pro resetování zařízení po ukončení nahrávání programu místo stisknutí tlačítka EN. Maximální rychlost programování je limitována obvodem CP2102 a to na rychlosti 921600 bitů za sekundu. [24]



Obrázek 40: Schéma zapojení modulu ESP32

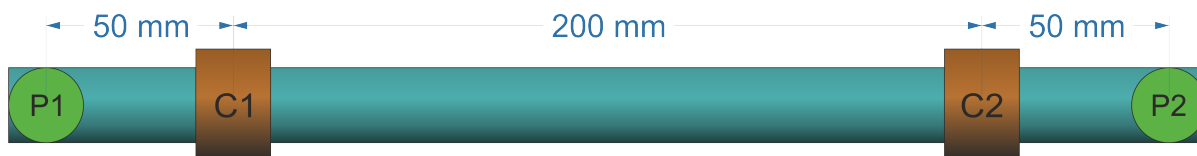
6.8 Návrh plošného spoje

Deska plošných spojů byla navržena v programu Eagle na základě vytvořeného elektrotechnického schématu. Velikost desky a pozice montážních otvorů byly zvoleny na základě krabičky KM-78, do které bude celé zařízení umístěno. Výsledná deska plošných spojů je oboustranná pro efektivní využití místa. Při vytváření analogové části pro tlakové senzory byl kladen důraz na co nejkratší vodivé cesty, aby nedocházelo k velkému rušení měřeného signálu. V části kapacitního měření je potřeba vytvořit plochy stínícího signálu ACshield mezi vstupy kapacitně digitálního převodníku a také na spodní vrstvě, aby se nevytvářela parazitní kapacita mezi vyliitou zemí a vstupními vodiči vedoucí z konektoru. Návrh desky plošných spojů je uveden v příloze B, kde červenou barvou je vyznačena vrchní vrstva a modrou barvou spodní vrstva. Deska je osazena převážně součástkami pro povrchovou montáž dle osazovacího plánu v příloze D a byly pájeny pájkou ve složení 60 % cín (Sn), 38 % olovo (Pb) a 2 % měď (Cu). U obvodu AD7147 byla nutnost použít cínovou pájecí pastu a pájet pomocí horkovzdušné pájecí stanice.

6.9 Umístění senzorů na modelu krevního řečiště

Pro umístění senzorů na modelu krevního řečiště byla vybrán segment cévy o délce 30 cm. Na vstupu a výstupu tohoto cévního segmentu jsou umístěny tlakové senzory, P1 se nachází u vstupu, za pružníkem simulujícím aortu. P2 se nachází na výstupu cévy v blízkosti segmentu tvořícího odpor cévní soustavy. Kapacitní snímače byly umístěny co nejbližší tlakovým sensorům,

pro možnost porovnání průběhů obou senzorů, avšak v dostatečné vzdálenosti, tak aby měření probíhalo na cévě a ne na plastové spojce cévy. Proto je vzdálenost mezi tlakovým snímačem P1 a C1 rovna 5 cm. Stejná vzdálenost se nachází i mezi senzory C2 a P2. Vzdálenost mezi dvěma kapacitními snímači C1 a C2 je 20 cm a vzdálenost tlakových senzorů P1 a P2 je rovna délce cévního segmentu 30 cm. Umístění snímačů je znázorněno na obrázku 41.



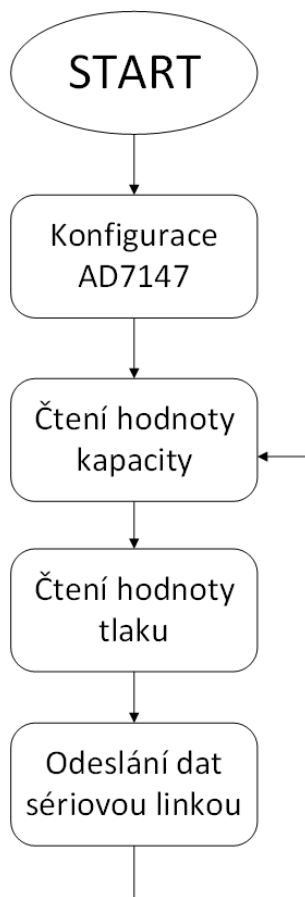
Obrázek 41: Znázornění umístění senzorů na cévě modelu

7 Software

Pro programování modulu ESP32 bylo zvoleno vývojové prostředí Visual Studio Code verze 1.31.1 a rozšíření Platformio verze 3.6.4 využívající jazyk C++. Jedná se o vývojové prostředí určené pro vývoj zařízení na základě modulu ESP32. K programování modulu ESP32 se využívá připojení modulu k PC pomocí mikro USB kabelu, a po nastavení komunikačního portu a rychlosti přenosu programu na 921600 bitů za sekundu.

7.1 Vývojový diagram

Po připojení napájení modulu ESP32 se automaticky spustí uložený program. Ihned po spuštění se provádí inicializace komunikace a odeslání konfiguračních dat obvodu AD7147. Po nakonfigurování se spustí nekonečná smyčka, ve které probíhá čtení dat z kapacitně-digitálního převodníku a digitalizace analogových hodnot napětí tlakového senzoru. Tyto data jsou posléze odeslány pomocí sériové linky do počítače a probíhá nové měření s nastavenou periodou vzorkování.



Obrázek 42: Vývojový diagram programu ESP32

7.2 Programování modulu ESP32

Před samotným psaním kódu bylo třeba nejprve vytvořit knihovnu pro definování registrů obvodu AD7147 uvedených v katalogovém listu pro zjednodušení a zpřehlednění kódu. Tato knihovna AD7147 bylo importována do hlavního souboru main.cpp společně s knihovnami ADC.h, Wire.h a Arduino.h. Následně je potřeba definovat adresu obvodu AD7147 pro I2C komunikaci, která má hodnotu 0B0101100.

Vzhledem ke struktuře programu je třeba definovat několik globálních proměnných pro uložení parametrů I2C komunikace jako adresa zařízení, data pro odeslání a příchozí data. Rovněž se deklarují proměnné, které v sobě ukládají naměřené hodnoty kapacity a napětí tlakového senzoru. Pro nastavení periody vzorkování slouží konstantní hodnota interval s hodnotou 5 ms což znamená vzorkovací frekvenci 200 vz/s.

Pro fungování programu je třeba nejprve deklarovat funkce používané pro čtení a zápis I2C komunikace a funkci pro získání hodnot z AD převodníku, na které jsou napojeny senzory tlaku. Deklaruje se pouze typ návratové hodnoty, jména a typ argumentů.

```
float readADC(unsigned int pin);
unsigned int readI2C(unsigned int address);
unsigned int writeI2C(unsigned int address, unsigned int data);
```

Výpis 1: Deklarace funkcí

Oba typy komunikace je nutno nejprve inicializovat. Sériové rozhraní je inicializováno na pinech TX0 (GPIO1) a RX0 (GPIO3) s přenosovou rychlostí 115200 b/s. Rozhraní pro komunikaci I2C je inicializováno na pinech GPIO22 pro datový vodič SDA a GPIO21 pro vodič s hodinovým signálem SCL s rychlostí přenosu 400 kb/s.

Po nastavení komunikací je třeba nakonfigurovat obvod AD7147. Konfigurace začíná resetováním nastavení registrů nastavením SW_RESET bitu v registru PWR_CONTROL na hodnotu 1. Následně se ve stejném registru (PWR_CONTROL) nastaví bity POWER_MODE na hodnotu 00 pro nepřetržitý provoz bez režimu spánku, LP_CONV_DELAY není nutno nastavovat, protože není použit režim spánku, a tak je nastavena výchozí hodnota 00. Bity SEQUENCE_STAGE_NUM specifikují počet fází při jedné měřicí sekvenci, uloží se hodnota 0010, jelikož toto zařízení používá tři kapacitní senzory. Decimální faktor AD převodníku DECIMATION je nastaven na hodnotu 11, což znamená decimování hodnotou 64. Další bit SW_RESET zůstává na 0, aby nedošlo k resetování již nastavených bitů. Zbývající bity EXT_SOURCE a CDC_BIAS jsou ponechány s výchozí hodnotou 0 pro povolení interního excitačního signálu elektrody a normální operaci s vazebním proudem kapacitně digitálního převodníku. V registru STAGE_CAL_EN se nastaví kalibrace jednotlivých fází převodu, která eliminuje drift kapacitního měření. Nastavení hodnot pro kalibraci se provádí v registrech AMB_COMP_CTRL. Nastavované hodnoty byly stanoveny experimentálním měřením a následně optimalizovány pro dosažení co nejlepších výsledků pro další zpracování.

Každá jednotlivá fáze měření má své individuální nastavení. V registrech STAGEx_ CONNECTION se nastavuje, který ze vstupů bude aktivní a zda je připojený k invertujícímu nebo neinvertujícímu vstupu kapacitně-digitálního převodníku. Registr AFE_OFFSET je nastavován podle vlastní kapacity elektrody, aby se měřená hodnota pohybovala okolo střední hodnoty 32768 což je polovina z celkového 16 bitového rozlišení obvodu AD7147. 1 LSB (nejméně významný bit) hodnota znamená kapacitní offset 0.32 pF až do hodnoty 20 pF. Všechny další registry dané fáze jsou nastaveny na nulovou hodnotu, protože tyto registry jsou využívány ve funkci detektoru přiblížení a nastavení hodnot, při kterých obvod AD7147 vyšle signál přerušení k mikrokontroléru. Fáze 0 využívá snímač připojený na vstup s indexem 0 a je připojen k neinvertujícímu vstupu. Ve fázi 1 je snímač připojen ke vstupu s indexem 1 a taky je využit neinvertující vstup. Fáze 3 rovněž využívá snímač připojený k neinvertujícímu vstupu s indexem 2. Kapacitní offset použitých elektrod je nastaven na hodnotu 4,8 pF což je hodnota kapacity použitého snímače.

Po připojení napájení nebo USB kabelu se spustí běh programu v modulu ESP32. Ihned po spuštění mikrokontroléru ESP32 jsou nastaveny registry obvodu AD7147 pro umožnění měření pomocí kapacitních snímačů. Další běh programu se nachází v nekonečné smyčce, ve které jsou využívány následující funkce pro čtení hodnoty kapacity z obvodu AD7147 a čtení hodnoty AD převodníku. Funkce pro čtení hodnoty z registru obvodu AD7147 využívá knihovnu Wire.h. Vstupním argumentem funkce je adresa registru, ze kterého je požadováno vyčtení hodnot. Tato funkce nejprve odešle adresu obvodu AD7147, následuje zápis dvou bajtů adresy registru a ukončí se přenos. Následně se zapíše adresa zvětšená o hodnotu 1 (bit pro čtení je nastaven na hodnotu 1) a mikrokontrolér přijme dva požadované bajty, které jsou navráceny v podobě proměnné I2Cdata.

Funkce pro zápis hodnoty je využívána pouze pro nastavení parametrů obvodu AD7147. Nejprve se vyšle adresa obvodu AD7147, poté se zapíše adresa registru, která je uvedena ve vstupním argumentu. Nakonec se odešlou data, která se mají uložit do daného registru, z dalšího vstupního argumentu.

Funkce pro získání hodnoty z AD převodníku má jeden vstupní argument - pin, ke kterému je připojen signál z tlakového senzoru. Dle pinu se nastaví kanál AD převodníku. U všech kanálů je nastaveno 12 bitové rozlišení s útlumem 6 dB. S nastaveným útlumem je rozsah měření napájení stanoven na 0 V až 1,9 V. Toto nastavení se vyznačuje lineárním charakterem měření a napěťový rozsah je pro měření dostačující. AD převodník při tomto nastavení pracuje s rozlišením 0,46 mV/LSB (nejméně významný bit). Funkce vrací hodnotu napětí, která je vypočítána z bitové hodnoty naměřené AD převodníkem.

```
void loop()
{
  unsigned long currentMillis = millis();

  if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
    previousMillis = currentMillis;
```

```

c0 = readI2C(ADCRESULT_S0);
c1 = readI2C(ADCRESULT_S1);
p0 = readADC(34);
p1 = readADC(35);

Serial.print(c0);
Serial.print(",");
Serial.print(c1);
Serial.print(",");
Serial.print(p0);
Serial.print(",");
Serial.println(p1);
}
}

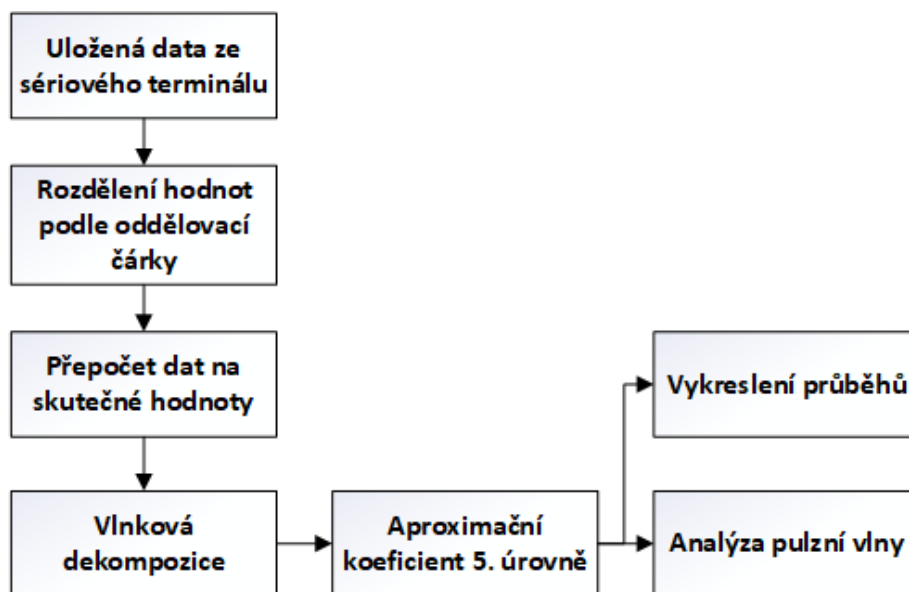
```

Výpis 2: Hlavní smyčka

Hlavním prvkem celého programu je nekonečná smyčka, která zjišťuje hodnotu časovače a v nastavené periodě vyčítá hodnoty z kapacitně-digitálního převodníku a tlakových senzorů, které následně odesílá pomocí sériové linky do připojeného počítače. Hodnoty jsou odděleny čárkou, které umožní vytvoření souboru typu csv v počítači. Nejprve se odesílají hodnoty kapacitních elektrod podle pořadí vstupů, následně se odesílají data z tlakových senzorů. V této práci se využívají dva kapacitní snímače a dva tlakové senzory. Po odeslání hodnot všech pěti měření je odeslán únikový znak `\n` pro nový řádek a oddělení jednotlivých vzorků. Po nastaveném zpoždění 5 ms se provede nové měření a ihned jsou data odesílány ve stejném pořadí, jako jsou získány. Odesílána data se dají rozšířit pomocí hodnoty času v milisekundách, a to je čas doby běhu procesoru, ve kterém proběhlo vzorkování dat. Vzhledem ke skutečnosti, že je známa perioda vzorkování, není potřeba využívat tuto hodnotu času pro následné zpracování signálu. Neodesláním hodnoty času je možno usnadnit sériovou komunikaci a případně dosáhnout vyšších frekvencí vzorkování. [25]

8 Zpracování signálu v PC

Data jsou odesílána pomocí sériové linky do počítače díky převodníku UART/USB obvodu CP2102. Rychlost přenosu dat je nastavena na 115200 bitů za sekundu. Po připojení zařízení k PC pomocí mikro USB kabelu se přiřadí číslo komunikačního portu. Po nastavení přenosové rychlosti a otevření daného komunikačního portu se zahájí odesílání dat z modulu ESP32 a příjem v sériovém terminálu na PC.



Obrázek 43: Vývojový diagram filtrace dat v prostředí Matlab

Všechny přijaté hodnoty jsou ukládány ve souboru typu csv pro možnost následného zpracování v prostředí Matlab®. Měřená data jsou oddělena čárkou, v případě tlakových senzorů je použita desetinná tečka, která usnadní načítání dat v prostředí Matlab, rovněž používající desetinnou tečku. Jednotlivé vzorky dat jsou odděleny únikovým znakem pro nový řádek. Příklad uložených pěti vzorků dat je zobrazen níže ve výpisu 3.

```
31896,31762,753.97,730.31
31881,31721,756.29,734.95
31865,31764,764.64,734.95
31864,31755,761.86,733.55
31864,31778,765.57,734.48
```

Výpis 3: Formát ukládání měřených dat

V prostředí Matlab je třeba uložit cestu k souboru s měřenými daty, nastavit čárku jako oddělovací znak, definovat šablonu uložených dat podle které se data uloží do proměnné. Následně se příkazem *fopen* otevře datový soubor, uloží se data do pole o čtyřech sloupcích a nakonec je třeba otevřený soubor uzavřít pomocí příkazu *fclose*.

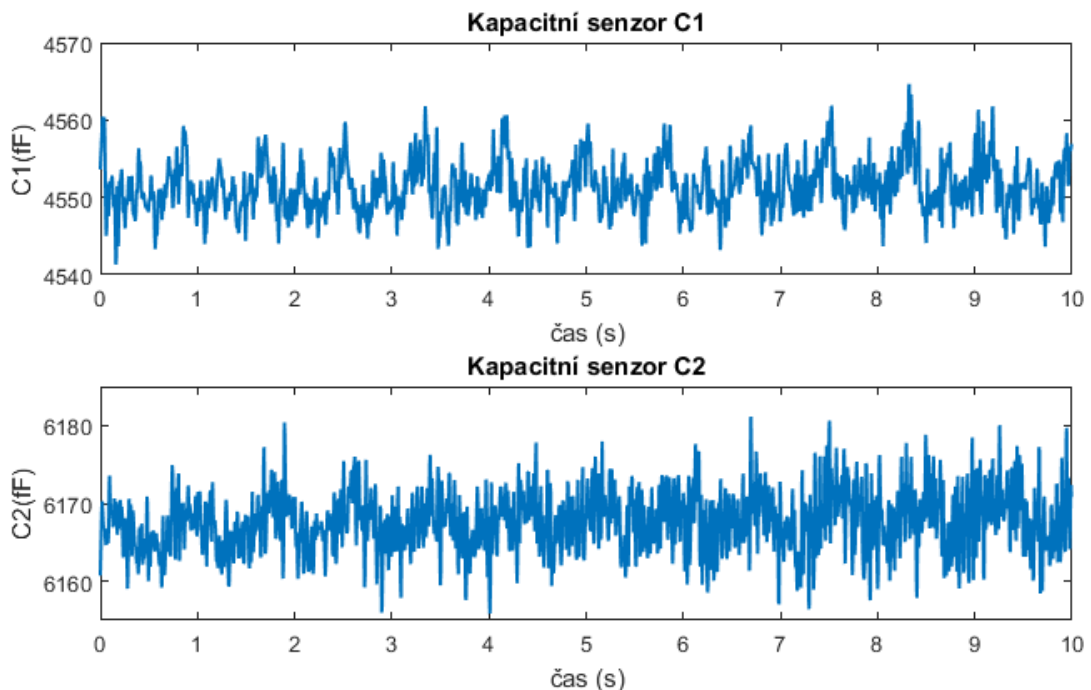
Definováním globálních proměnných se uloží hodnoty vzorkovací frekvence, nastavený kapacitní offset elektrod pro měření kapacity. Následně se vytvoří proměnné pro aproximační a detailní koeficienty vyplněné nulami, aby se v pozdější fázi nemusela velikost proměnné měnit a tím tak zpomalovat dobu běhu zpracování dat. S nastavenou vzorkovací frekvencí 200 vzorků za sekundu je třeba měřit minimálně po dobu 5 sekund, aby bylo zajištěno dostatek vzorků pro správné provedení následné filtrace pomocí vlnkové dekompozice. Při zvolené dekompozici desáté úrovně je zapotřebí minimálně 1024 vzorků.

První dva sloupce načtených dat se přepočítají na hodnotu kapacity dle vztahu 8.

$$C [fF] = (C_{raw} - 32768) \cdot 0,244 + offset \quad (8)$$

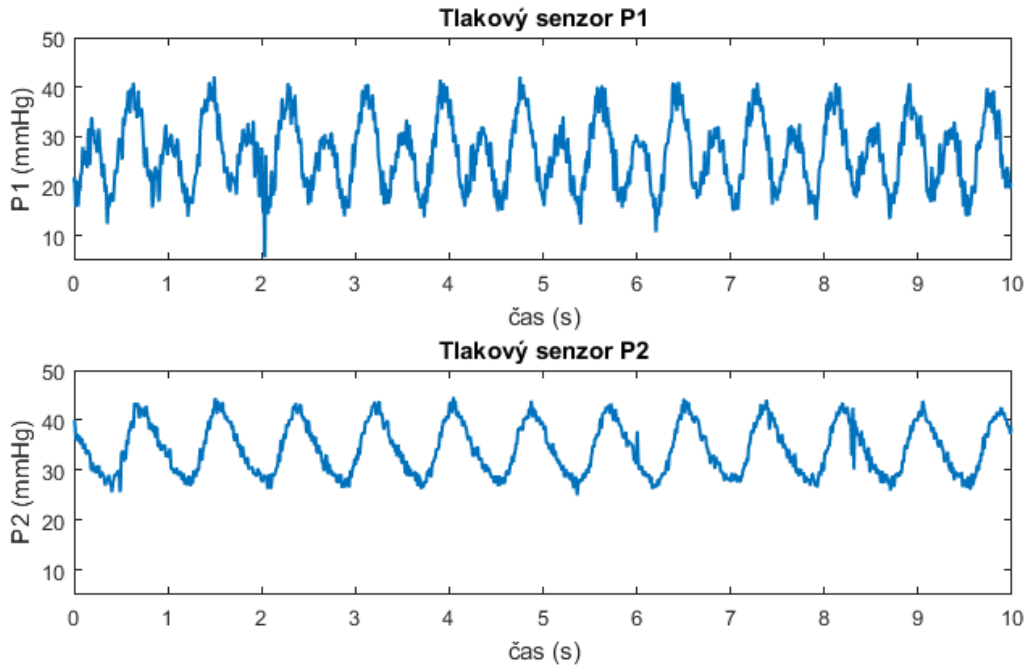
C_{raw} značí hodnoty odeslané obvodem AD7147, které se ukládají do souboru, kapacitní *offset* charakterizuje celkovou kapacitu kapacitní elektrody. Hodnota offsetu použité elektrody je experimentálně stanovena na hodnotu 4800 fF. Tato hodnota se ukládá do registru obvodu AD7147 a experimentální stanovení probíhalo tak, že měřená hodnota se musí blížit střední hodnotě rozlišení (32768). Tuto střední hodnotu je třeba odečíst od měřené hodnoty a následně vynásobit konstantou 0,244 fF/LSB (nejméně významný bit). Tlak je přepočítán z hodnoty napětí podle vztahu 7.

V této kapitole o zpracování signálu v PC a filtraci jsou parametry pumpy cévního modelu nastaveny na hodnoty 60 pulzů za minutu, výdej 15 ml a poměr systoly k diastole na 35/65. Po spuštění bylo zjištěno, že krevní pumpa pracuje na vyšší frekvenci, než je nastaveno. Z toho



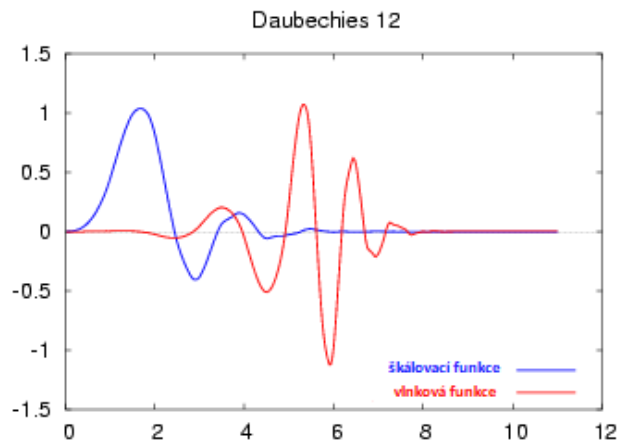
Obrázek 44: Surová data měřená kapacitními (C1 a C2) senzory

vyplývá, že při nastavení 60 pulzů za minutu pumpa vytvořila přibližně 71 pulzů za minutu, a tak ve výsledcích nebude hodnota počtu pulzů za minutu rovna nastavení pumpy, ale bude rovna aktuální hodnotě. Při zobrazení deseti sekundového intervalu naměřených dat je patrné,



Obrázek 45: Surová data měřená tlakovými (P1 a P2) senzory

že obsahují velké množství šumu, který znepráhledňuje průběhy, obzvláště průběhy měřené kapacitním senzorem. Při pohledu na průběhy kapacitních senzorů je patrné, že data vykazují periodický průběh. V případě měření tlakovými senzory lze ze zobrazení stanovit, že se jedná o pulzní vlnu obsahující menší množství šumu. Pro další zpracování a provádění analýzy pulzní vlny je potřeba šum eliminovat.

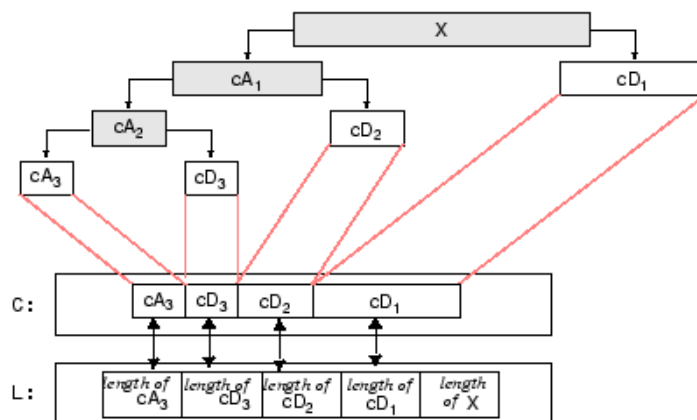


Obrázek 46: Vlnka typu Daubechies úrovně 12 - škálovací a vlnková funkce [26]

Pro eliminaci šumu byla zvolena víceúrovňová vlnková dekompozice s diskretním časem, pro tuto metodu je v prostředí Matlab definována funkce *wavedec*, kde se jako parametry vloží měřený signál, úroveň dekompozice a typ použité vlnky. Vlnková transformace je v principu konvoluce zvolené vlnky s analyzovaným signálem. Tato metoda byla zvolena na základě neúčinných filtrů při prvotních měřeních, kdy bylo třeba měřicí přípravek nastavit tak, aby vykazoval co nejlepší výsledky. Z počátku bylo obtížné detekovat alespoň náznak pulzní vlny, proto byla využita vlnkové transformace s vlnkou s tvarem podobným jako pulzní vlna, jež dosahovala dostatečných výsledků. A tak se s vývojem softwaru měřicího přípravku optimalizovala a vyvíjela paralelně i vlnková dekompozice signálu pro zajištění co nejlepších výsledků. A další z důvodů využití vlnkové transformace je nulový posun mezi filtrovaným a původním signálem.

Při dekompozici byla použita vlnka typu Daubechies úrovně 12 zobrazená na obrázku 46, škálovací funkce této vlnky se nejvíce podobá užitečnému signálu, který je potřeba vyfiltrovat.

Z výstupu funkce *wavedec* vložených do funkce *wrcoef* získáme detailní a aproximační koeficienty. Aproximační koeficient představuje funkci filtru typu dolní propust s mezním kmitočtem, který je 2^{m+1} krát menší, než vzorkovací frekvence, kde m je rovno úrovni dekompozice. Stanovení frekvence platí rovněž pro detailní koeficienty, ale ty naopak představují funkci filtru typu horní propust. Rozkladový strom pro tři úrovně dekompozice je zobrazen na obrázku 47.

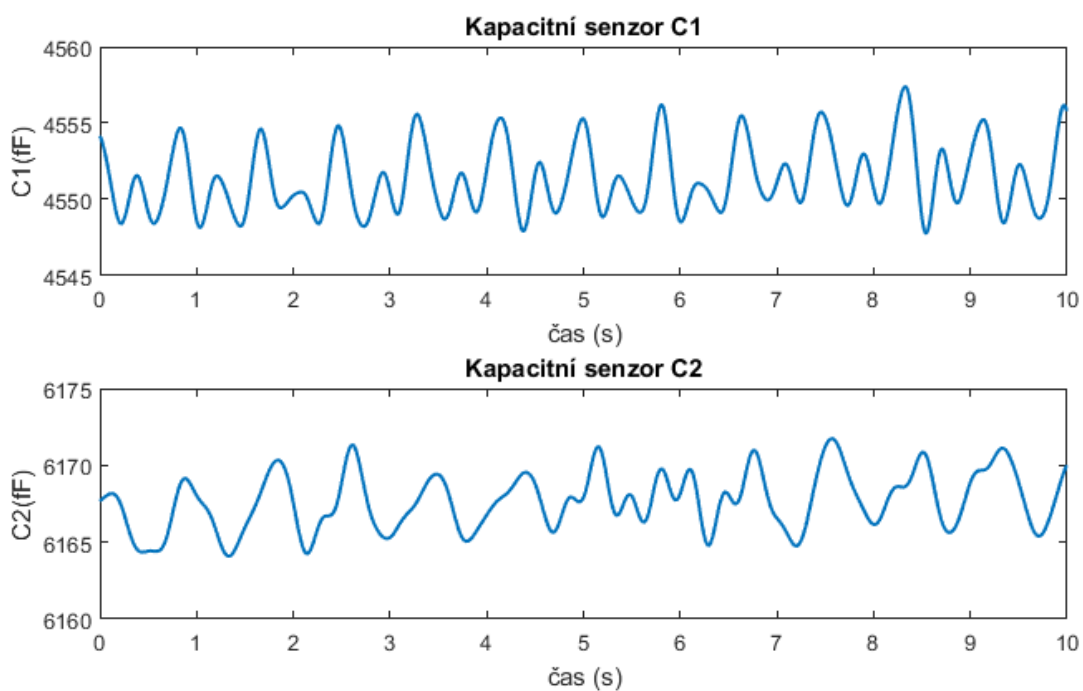


Obrázek 47: Rozkladový strom funkce *wavedec* v prostředí Matlab

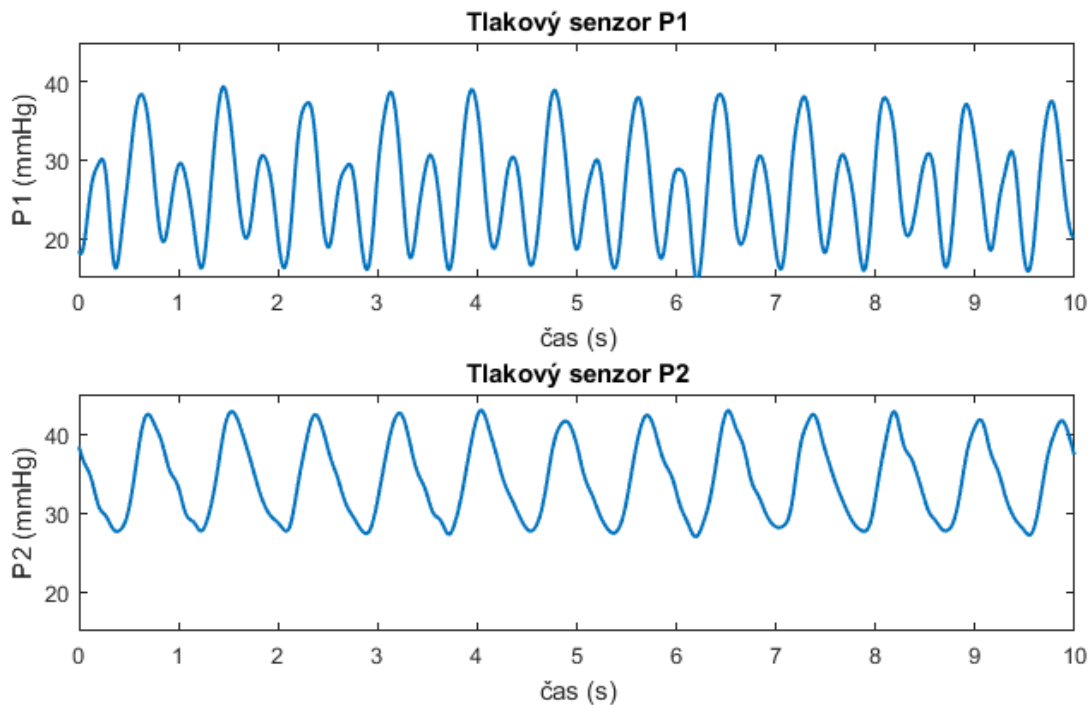
Pro filtraci data měřené pulzní vlny kapacitním a tlakovým senzorem byl použit filtr typu dolní propust, který představuje aproximační koeficient úrovně 5. Výpočet mezního kmitočtu je uveden ve vztahu 9. Mezní kmitočet 3,125 Hz je zvolen tak, aby byl vyfiltrován veškerý šum vyšších frekvencí a zachování užitečného signálu pulzní vlny.

$$F_c [Hz] = \frac{F_{vz} [Hz]}{2^{5+1}} = \frac{200}{2^6} = 3,125 Hz \quad (9)$$

Výstup filtrovaných dat kapacitních senzorů je zobrazen na obrázku 48. Data z tlakových senzorů jsou po filtraci zobrazena na obrázku 49. Z obrázku je patrný tvar pulzní vlny, který je následně dále analyzován a hodnocen.



Obrázek 48: Filtrovaná data kapacitních senzorů s využitím aproximačních koeficientů 5. úrovně



Obrázek 49: Filtrovaná data tlakových senzorů s využitím aproximačních koeficientů 5. úrovně

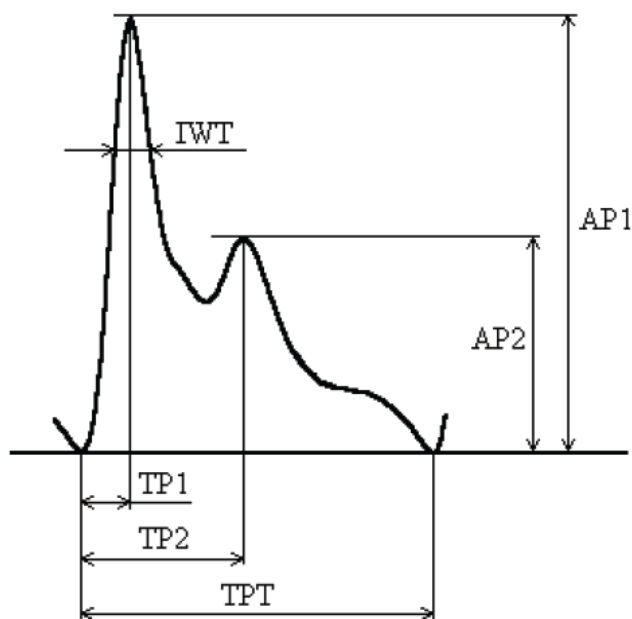
9 Zhodnocení výsledků

Pulzní vlna je naměřena ve dvouminutových záznamech pro různá nastavení parametrů pumpy v modelu krevního řečiště. Jednotlivé parametry jsou uvedeny v tabulce 4. Měřeny byly skoro všechny kombinace, mimo kombinace vysokých hodnot frekvence a výdeje, protože tyto kombinace způsobovaly velký tlak uvnitř modelu a docházelo tak únikům kapaliny.

Tabulka 4: Nastavené parametry pumpy modelu krevního řečiště

Tep [bpm]	Výdej [ml]	Systola/diastola [%]
30	5	25/75
60	10	35/65
90	15	45/55
120	20	
150		

Vyhodnocování bude probíhat na základě stanovených parametrů uvedených na obrázku 50, které charakterizují pulzní vlnu:



Obrázek 50: Základní parametry charakterizující pulzní vlnu [27]

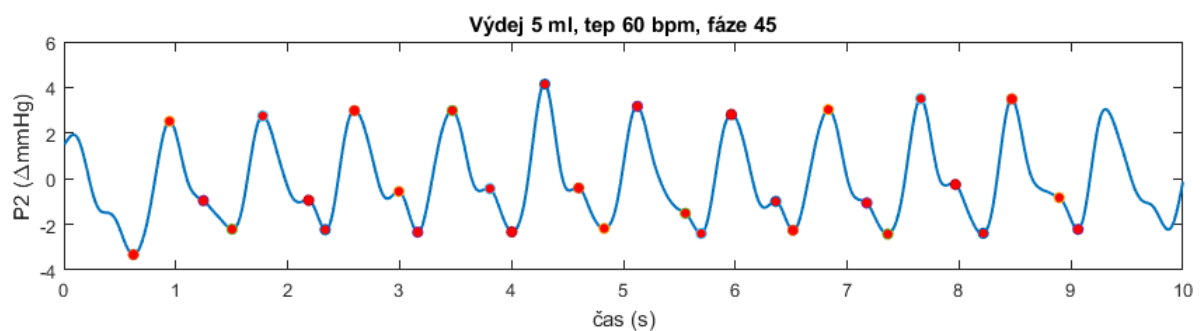
- Čas náběhu TP1 - čas od počátku pulzní vlny k systolické špičce
- Čas dikrotické vlny TP2 - čas od počátku pulzní vlny ke špičce dikrotické vlny
- Celkový čas trvání pulzní vlny TPT - doba trvání jedné pulzní vlny

- Amplituda systoly AP1 - hodnota mezi systolickou špičkou a minimem pulzní vlny
- Amplituda dikrotické vlny AP2 - hodnota mezi špičkou dikrotické vlny a minimem pulzní vlny

Z výše uvedených základních parametrů se určují následující odvozené parametry:

- Relativní doba náběhu $RCT = TP1/TPT$
- Relativní amplituda dikrotické vlny $DWA = AP2/AP1$ (také nazývané jako index odrazu)
- Relativní čas dikrotické vlny $DWT = TP2/TPT$
- Zpoždění mezi dopřednou a odraženou vlnou $DT = TP2-TP1$
- Augmentační index $AIx = (AP1-AP2)/AP1$

Pro následující analýzu bylo třeba využít segmentaci měřeného signálu na jednotlivé pulzní vlny. Segmentace probíhá na základě detekování hlavní špičky znázorňující systolu. Pro ulehčení následujícího zpracování byly segmenty prodlouženy o několik vzorků do záporného času, a tak se využívá celá pulzní vlna i s náběhem. Po rozdělení pulzních vln byly následně detekovány body, které slouží k výpočtům parametrů zmíněných na začátku této kapitoly. Tyto body tvoří lokální extrém, proto bylo potřeba pro jejich detekci provést derivaci měřeného signálu. Na základě průchodů nulovou hodnotou derivovaného signálu byly stanoveny měřené body. Z těchto bodů je následně provedena analýza a výpočet parametrů. V každém měřeném průběhu byl detekován stejný počet pulzních vln, pro usnadnění detekce, a následně byly výsledky parametrů zprůměrovány pro 10 pulzních vln.

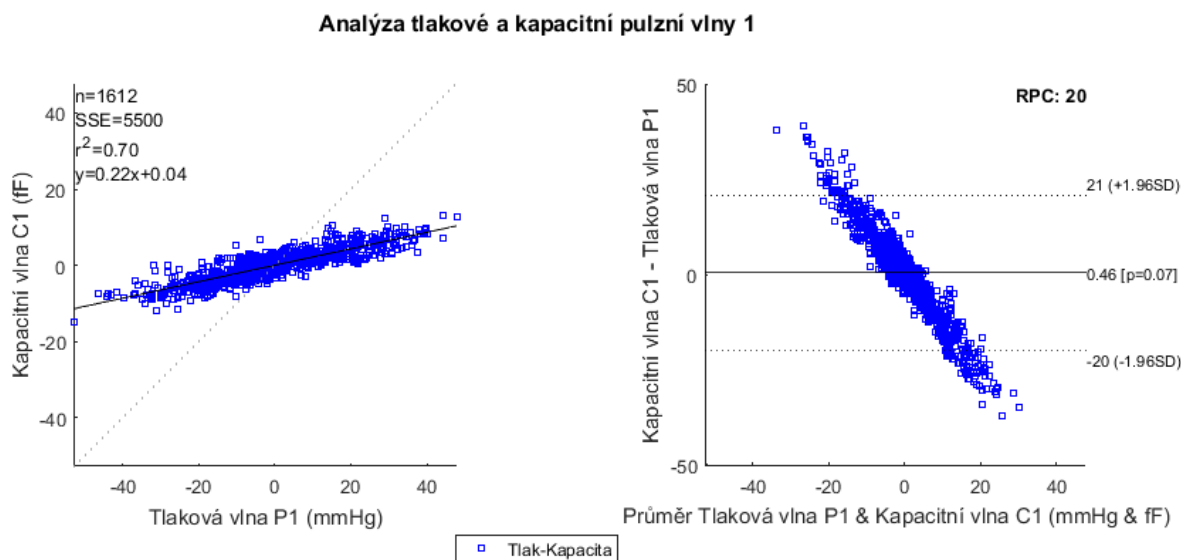


Obrázek 51: Vyznačené detekované body v průběhu pulzní vlny s parametry výdeje 5 ml, tepu 60 bpm a fázi systoly 45 %

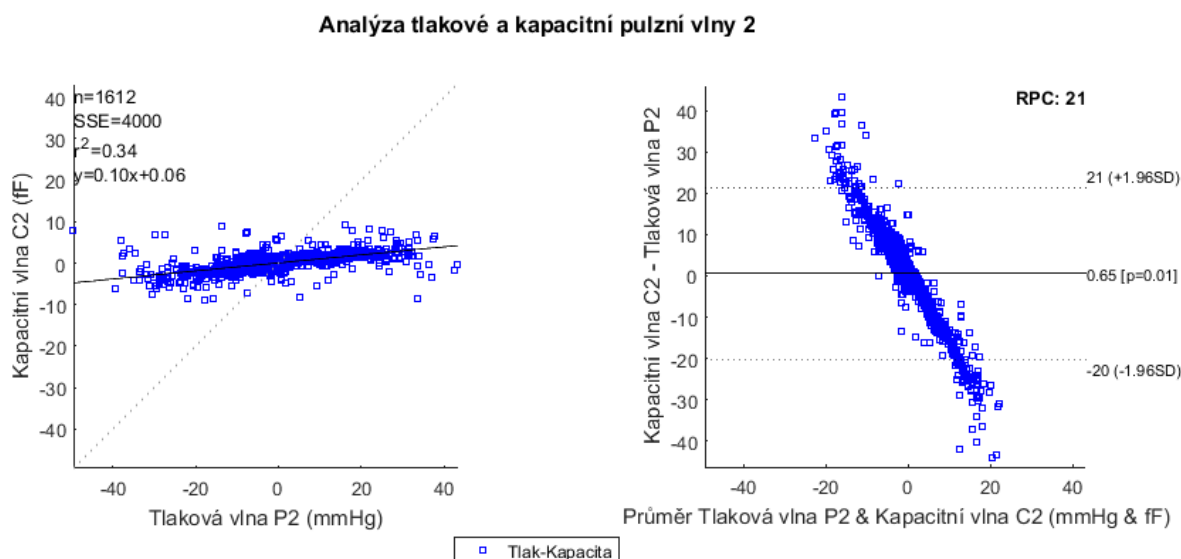
Čas náběhu TP1 je doba mezi maximem pulzní vlny a předcházejícím minimem tvořící počátek. V čase TP2 je měřena doba od počátku do druhého lokálního maxima jedné pulzní vlny, kde se nachází dikrotická vlna. Hodnoty amplitudy AP1 a AP2 se měří obdobně jako TP1 a TP2 s rozdílem, že se neměří doba mezi body, ale rozdíl amplitudy. Hodnoty amplitudy systoly jsou rovněž hodnoty pro pulzní tlak v případě použití tlakového senzoru a pulzní objem

v případě použití kapacitních snímačů. Celková doba pulzní vlny je rozdíl mezi minimy pulzní vlny, která se dá následně přepočítat na tepovou frekvenci. Změřené a vypočtené hodnoty výše uvedených parametrů jsou uvedeny v elektronické příloze této práce.

Vzhledem ke skutečnosti, že senzory P1 a C1 se nacházejí v těsné blízkosti (50 mm), tak byla vytvořena závislost elektrické kapacity na tlaku v cévě. Stejná závislost byla provedena i pro senzory P2 a C2.



Obrázek 52: Závislost kapacitní pulzní vlny C1 na vlně tlakové P1



Obrázek 53: Závislost kapacitní pulzní vlny C2 na vlně tlakové P2

Blandův-Altmanův graf na obrázcích 52 a 53 vykazuje systematickou chybu, jež je způsobena porovnáním dvou různých veličin, a to hodnoty kapacity ve femtofaradech a hodnoty tlaku v

milimetrech rtuťového sloupce. K omezení této chyby bylo využito koeficientů lineární regrese uvedených v tabulce 5, na jejichž základě byly přepočítány hodnoty kapacity na hodnoty tlaku, a tak byly následně porovnány hodnoty se stejnou dimenzí. [28]

Měření tlaku tlakovými senzory ARGON DTX je velmi precizní, proto byly hodnoty tlaku brány jako přesné bez systematických chyb. Vykreslené závislosti se vyznačovaly lineárním průběhem, a tak byla provedena lineární regrese. Lineární regrese je matematická metoda, která proloží body grafu přímkou na základě rovnice 10.

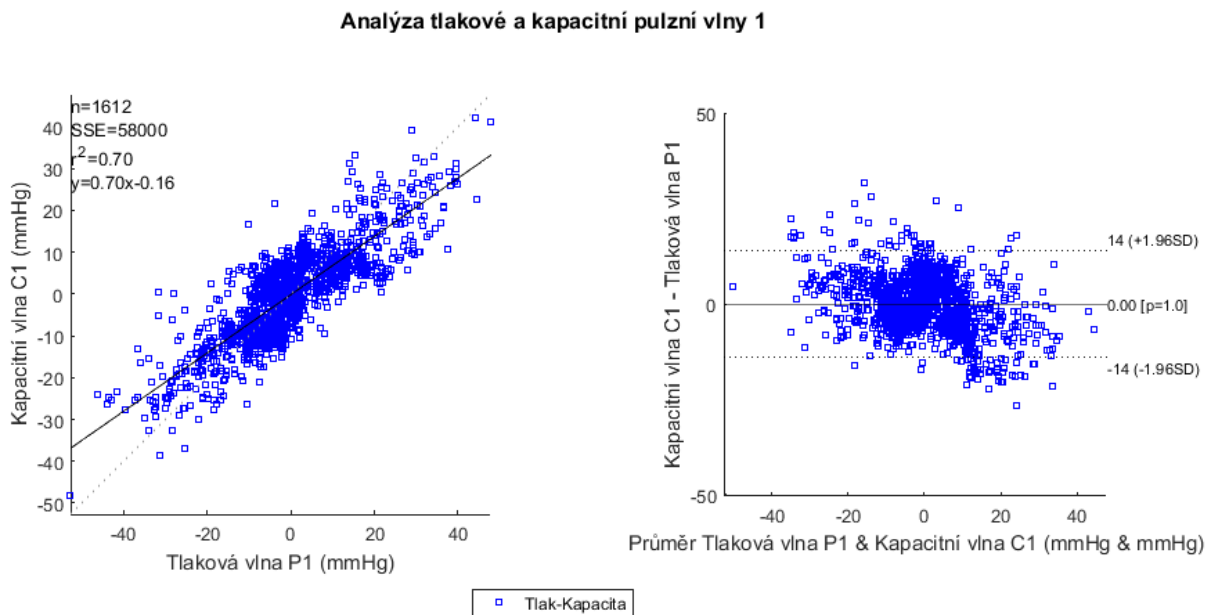
$$y = A \cdot x + B \quad (10)$$

Stanovené hodnoty koeficientů A a B jsou uvedené v tabulce 5 a jsou doplněny koeficientem determinace „R kvadrát“, který určuje kvalitu predikce hodnot závislé proměnné.

Tabulka 5: Získané hodnoty lineární regrese

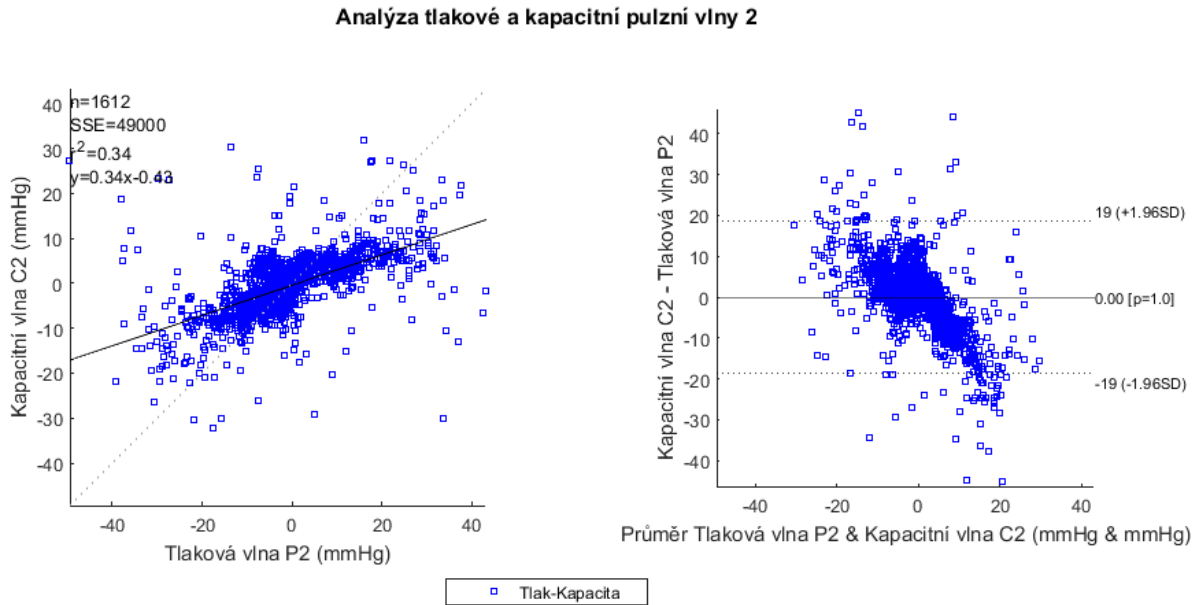
index	A	B	R^2 [%]
1	0,2161	0,0440	70
2	0,0969	0,0576	34

Z výsledků je patrné, že závislost C1 na P1 je dostatečně predikovaná. U závislosti C2 na P2 je hodnota koeficientu determinace mnohem nižší, což je pravděpodobně způsobeno rušivými vlivy při eliminaci úniku kapaliny během měření na modelu krevního řečiště. Nutno podotknout, že srovnání nemůže být ideální, protože tlakový senzor měří tlakovou pulzní vlnu a kapacitní senzor měří pulzní vlnu objemovou, a tak je nereálné, aby byl koeficient determinace roven 100 %.



Obrázek 54: Závislost přepočítané kapacitní pulzní vlny C1 na vlně tlakové P1

Blandův-Altmanův graf nyní lépe vyhodnocuje přesnost měření, podle obrázku 54 lze zhodnotit, že přesnost měření kapacitními senzory vychází na 95% intervalu spolehlivosti ± 14 mmHg. V případě přepočtu hodnot senzorů s indexem 2 lze v závislosti přepočtené kapacitní vlny na tlakové vlně detekovat mnoho odlehlých bodů. Tyto body jsou způsobené chybou měření při zabraňování úniku kapaliny spojené s nastavením vysokých hodnot tepu a srdečního výdeje, při kterých se projevovaly netěsnosti modelu. V důsledku chyby měření se snížila i přesnost již zobrazuje Blandův-Altmanův graf na obrázku 55, kde na 95% intervalu spolehlivosti je odchylka ± 19 mmHg



Obrázek 55: Závislost přepočítané kapacitní pulzní vlny C2 na vlně tlakové P2

Chybu měření způsobenou pohybem cévy v elektrodě lze omezit novým návrhem kapacitní sondy s vlastním kapacitně digitálním převodníkem. Tímto vznikne kapacitní sonda odesílající pouze digitální hodnoty měřené kapacity, které nejsou citlivé na okolní šum.

10 Závěr

Tato práce se zabývá sensorikou pro měření parametrů modelu krevního řečiště, a to pulzní vlny. Nejprve byl ve stručnosti rozebrán kardiovaskulární systém, fyziologie oběhu a následně srdce a cévní řečiště. Na toto téma přímo navazuje popis vzniku pulzní vlny a princip jejího šíření ve vaskulárním systému člověka. Pulzní vlna se dělí na tlakovou, objemovou a proudovou. V této práci je řešena pouze objemová a tlaková pulzní vlna.

Pro možnost testování navrženého senzoru byl využit model krevního řečiště skládající se z pumpy nahrazující srdeční činnost, hadiček nahrazující cévy a rezervoáru, které simulují aortu a vlastnosti cévního a žilního systému. Pro testovací měření byl zvolen segment cévy umístěný mezi nádobou pružníku aorty a ventilem simulujícím odpor cévního řečiště.

Hlavní základ této práce tvoří řešerše odborné literatury, díky které bylo zjištěno, že mimo optické metody běžně využívané v klinické praxi, se používají tlakové snímače vyrobené z polymerů a nebo na bázi piezoelektrického jevu. Díky těmto možnostem lze snímat tlakovou pulzní vlnu. Mezi hlavní nevýhodu těchto tlakových snímačů patří fixace k měřené cévě a tím možnost ovlivnění tvaru cévy a toku kapaliny. A tak byla zvolena metoda kapacitního měření pulzní vlny, která je schopna detekovat roztažnost cévy na bázi pulzujícího toku kapaliny a tím způsobenou změnu objemu dielektrika. Odborný odhad změny elektrické kapacity vychází v řádu femtofaradů, proto je obtížné sestavit obvod pro měření tak malé kapacity, která je velmi citlivá na okolní rušení. Jediná možnost se naskytá použitím integrovaného obvodu. Po průzkumu trhu byl zvolen obvod AD7147, který se dle katalogového listu jevil jako nejlepší volba. Prvotní testování probíhalo s využitím ultrazvukového přístroje Mindray M7, kde byla viditelně zobrazena pulzace cévy a změna průměru cévy o 0,2 - 0,3 mm v závislosti na nastavených parametrech pumpy modelu krevního řečiště.

Měřicí řetězec se skládá z řídicí jednotky, kterou tvoří modul ESP32 s dostatečným výkonem pro případné zpracování signálu a možnost bezdrátové komunikace. Kapacitní snímač je napojen na kapacitně digitální převodník obvodu AD7147 a digitalizovaná data odesílány do řídicí jednotky. Pro měření tlakové vlny jsou použity precizní senzory ARGON DTX, jejichž výstup je zesílen přístrojovým zesilovačem a digitalizován AD převodníkem. Měřená data jsou pomocí UART/USB převodníku odesílány do PC.

Kapacitní snímač byl nejprve navržen a následně vyroben na flexibilní desce plošných spojů, ale vzhledem k nedokonalostem křehkého materiálu, obtížnému uchycení na cévě a absenci stínícího signálu byl vytvořen nový návrh elektrody tvořené z polovin měděné trubky. Opatřených nevodivým ochranným lakem a hliníkovou stínící vrstvou.

Software modulu ESP32 byl vytvořen v prostřední Visual Studio Code a jeho funkce spočívá v konfiguraci registrů obvodu AD7147 po připojení napájení, a nekonečné smyčky pro čtení hodnoty kapacity, tlaku a následné odesílání se vzorkovací frekvencí 200 vz/s. Odeslaná data jsou přijata sériovým terminálem v PC, odkud se ukládají do souboru. Uložená data se následně

načítají do prostředí Matlab, kde se provádí digitální zpracování a filtrace s využitím vlnkové dekompozice signálu. Průběhy jsou vykresleny a následně dále analyzovány.

Pro samotnou analýzu bylo naměřeno 52 průběhů s různými nastavenými parametry modelu krevního řečiště. Analýza spočívá v detekci klíčových bodů pulzní vlny na základně derivace signálu. Z detekovaných bodů se vytvoří závislost kapacitního měření na měření tlakovém, které díky využití velmi precizních tlakových snímačů je považováno za referenční měření. Data vykazovaly lineární závislost, a na základně lineární regrese byl zjištěn koeficient determinace 70 % pro snímače C1 a P1, a 34 % pro snímače C2 a P2. Následně jsou tyto data srovnány pomocí Blandova-Altmanova grafu, kde byla zřejmá systematická chyba, jež spočívala v závislosti různých jednotek signálu. Pro omezení této chyby jsou data kapacitního měření přepočteny dle koeficientů lineární regrese na hodnoty tlaku a znovu srovnána pomocí Blandova-Altmanova grafu. Přesnost kapacitního senzoru C1 je ± 14 mmHg a přesnost senzoru C2 je ± 19 mmHg.

Práce byla úspěšně dokončena a zařízení pro měření elektrické kapacity a tlaku bylo zprovozněno. Celkový odběr zařízení je pouze 50 mA, tuto hodnotu je možno zredukovat využitím samotného modulu ESP32 bez použití vývojové desky. Jedna z dalších možností vylepšení stávající funkce je implementace filtrů a detekce klíčových bodů přímo v modulu ESP32, který se vyznačuje vysokým výkonem a možností paralelního zpracování dvěma jádry procesoru. Pro eliminaci šumu by bylo vhodné implementovat kapacitně digitální převodník na každou kapacitní sondu, touto implementací se výrazně omezí parazitní kapacita vodičů a šum. Použitý kapacitně digitální převodník rovněž není ideální a není určen pro funkci přesného měření kapacity, a tak jedna z možností by byla zakázková výroba vlastního integrovaného obvodu splňující požadavky pro tuto metodiku měření. S tímto vylepšením by bylo vhodné i navrhnout kapacitní snímač, který by měl co nejlepší schopnosti snímat dostatečnou změnu průměru cévy s velkou přesností a zároveň jej vytvořit tak, aby bylo možno využít snímač pro testování in vivo. V případě bezchybné funkce je možné kapacitní snímač implementovat do běžných předmětů jako hodinky, náramky či prsteny díky jeho nízké spotřebě oproti běžně používané optické metodě snímání pulzní vlny.

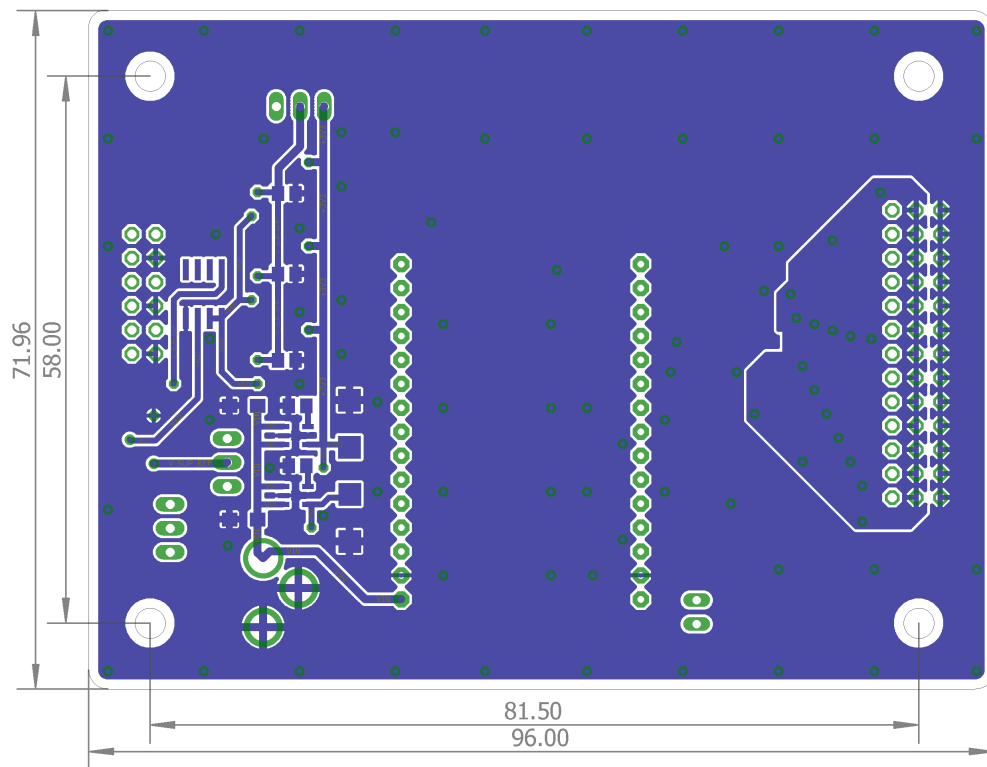
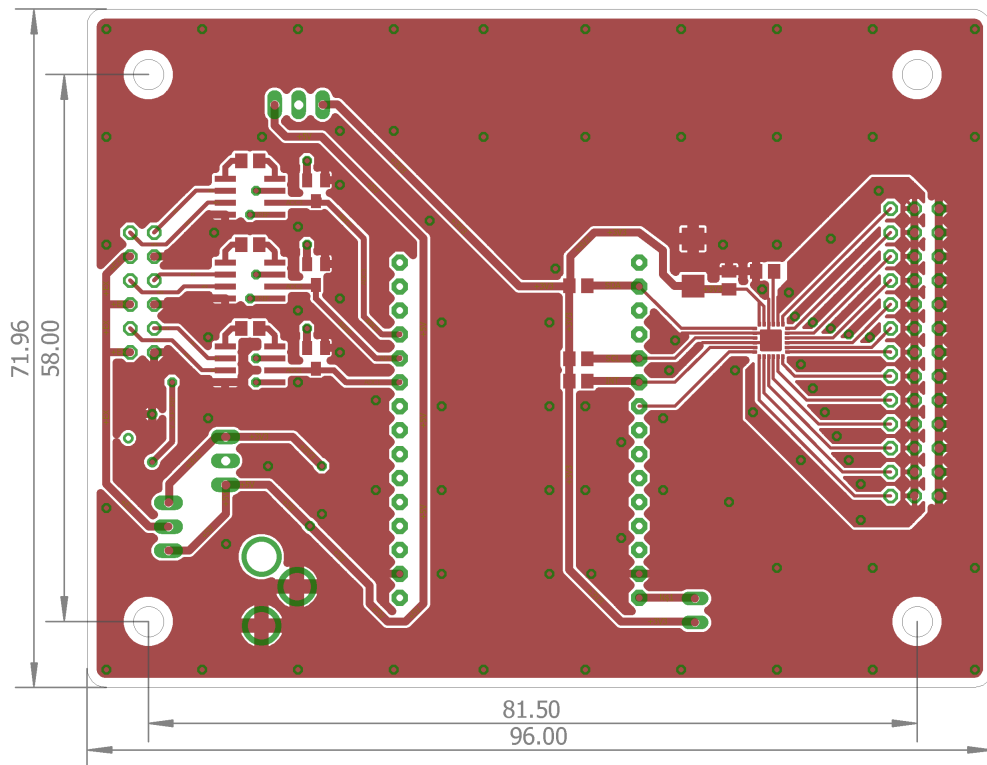
Literatura

- [1] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] PROCHÁZKOVÁ, Naděžda. Obecná stavba a funkce cév. Somatologie [online]. [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: http://szskm3a.wbs.cz/somatologie/srdce_cevy/_obecna_stavba_a_funkce_cev.pdf
- [3] NICHOLS, Wilmer W. a Donald A. MCDONALD. McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental, and clinical principles. 6th ed. London: Hodder Arnold, c2011. ISBN 978-034-0985-014.
- [4] Alam medical [online]. 2018 [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: <http://www.complior.com/info-center#vitesse>
- [5] MLEJNECKÁ, Šárka. Vyhodnocení záznamů fotopletysmografie [online]. Ostrava, 2010 [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/78505>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [6] KELLY, R, C HAYWARD, A AVOLIO a M O'ROURKE. Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse. *Circulation*. 1989, 80(6), 1652-1659. DOI: 10.1161/01.CIR.80.6.1652. ISSN 0009-7322. Dostupné také z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.80.6.1652>
- [7] Series 1400 Pulsatile Blood Pumps. Harvard Apparatus [online]. [cit. 2019-02-17]. Dostupné z: http://www.harvardapparatus.com/harvard/pdf/551838_Blood_Pump_Manual.pdf
- [8] PETER, Lukáš. Model guided improvements in the measurement of continuous non invasive blood pressure [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2019-03-31]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/127354>. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [9] KARTMANN, S., F. KOCH, P. KOLTAY, R. ZENGERLE a A. ERNST. Single-use capacitive pressure sensor employing radial expansion of a silicone tube. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2016, 247, 656-662. DOI: 10.1016/j.sna.2016.05.017. ISSN 09244247. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092442471630228X>
- [10] KANEKO, T., N. MINH-DUNG, P. QUANG-KHANG, Y. TAKEI, T. TAKAHATA, K. MATSUMOTO a I. SHIMOYAMA. Pulse wave measurement in human using piezoresistive cantilever on liquid. 2015 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS). IEEE, 2015, 2015, , 670-673. DOI: 10.1109/MEMSYS.2015.7051046. ISBN 978-1-4799-7955-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7051046/>

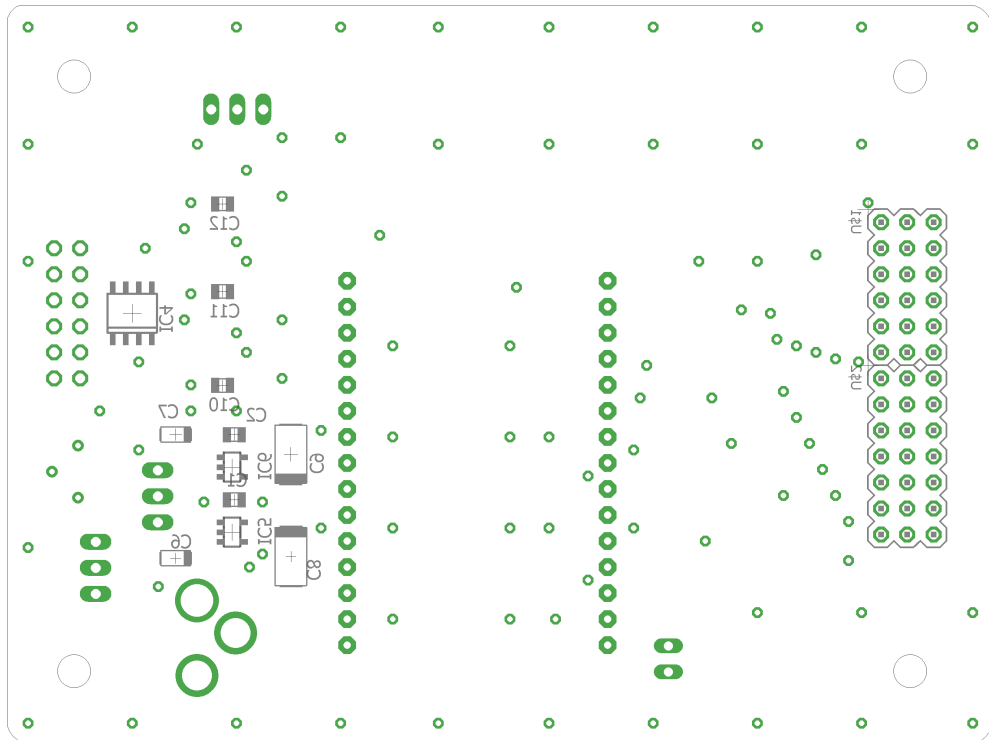
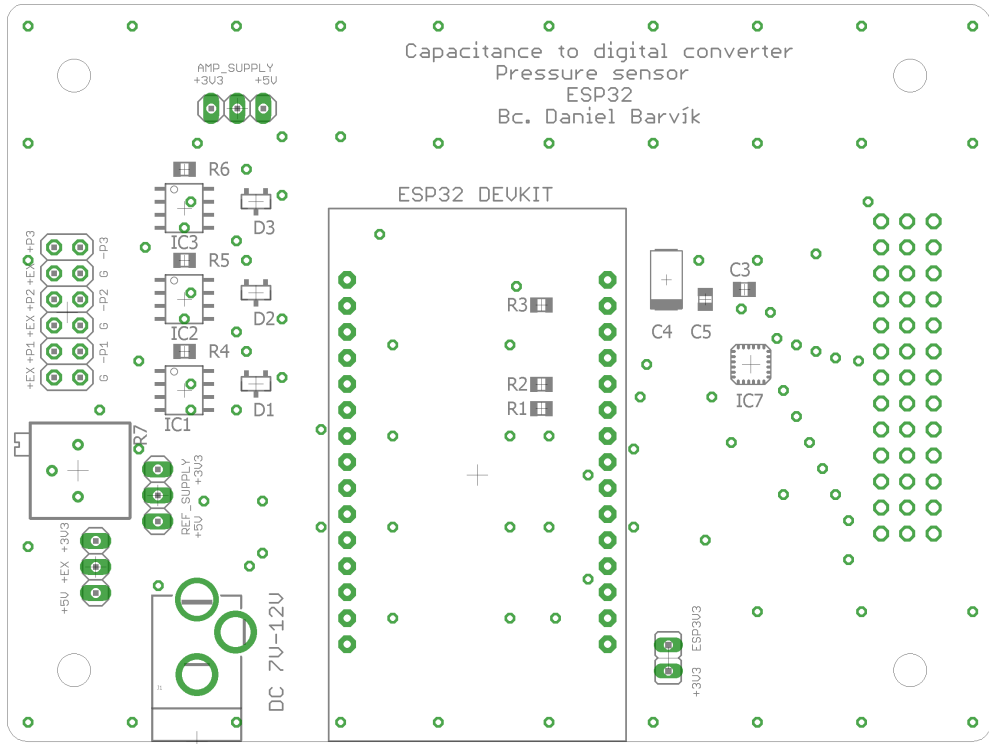
- [11] LUO, Ningqi, Wenxuan DAI, Chenglin LI, et al. Flexible Piezoresistive Sensor Patch Enabling Ultralow Power Cuffless Blood Pressure Measurement. *Advanced Functional Materials*. 2016, 26(8), 1178-1187. DOI: 10.1002/adfm.201504560. ISSN 1616301X. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/adfm.201504560>
- [12] HAIDER, M. R., M. R. MAHFOUZ, S. K. ISLAM, S. A. ELIZA, W. QU a E. PRITCHARD. A low-power capacitance measurement circuit with high resolution and high degree of linearity. 2008 51st Midwest Symposium on Circuits and Systems. IEEE, 2008, 2008, , 261-264. DOI: 10.1109/MWSCAS.2008.4616786. ISBN 978-1-4244-2166-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4616786/>
- [13] PARK, Jonghwa, Marie KIM, Youngoh LEE, Heon Sang LEE a Hyunhyub KO. Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli. *Science Advances*. 2015, 1(9). DOI: 10.1126/sciadv.1500661. ISSN 2375-2548. Dostupné také z: <http://advances.sciencemag.org/lookup/doi/10.1126/sciadv.1500661>
- [14] BARVÍK, Daniel. Pulzní oxymetr s mikrokontrolérem [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2019-02-19]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/118923>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [15] BOUTRY, Clementine M., Levent BEKER, Yukitoshi KAIZAWA, et al. Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow. *Nature Biomedical Engineering* volume 3. 2019, 2019(1), 47-57. DOI: 10.1038/s41551-018-0336-5.
- [16] MIC5219: datasheet [online]. Microchip Technology, 2017 [cit. 2019-02-23]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/MIC5219-500mA-Peak-Output-LDO-Regulator-DS20006021A.pdf>
- [17] LM358: datasheet [online]. STMicroelectronics, 2017 [cit. 2019-02-23]. Dostupné z: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lm158.pdf>
- [18] Argon Product Catalogue 2013. 2013. Dostupné také z: <https://www.argonmedical.com/>
- [19] INA126: datasheet [online]. Texas Instruments, 2015 [cit. 2019-02-23]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>
- [20] BAV199: datasheet [online]. Diodes Incorporated, 2012 [cit. 2019-02-23]. Dostupné z: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/ds30232.pdf>
- [21] AD7147: datasheet [online]. Analog devices, 2015 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad7147.pdf>

- [22] SCARLETT, Jim. Capacitance-to-Digital Converter Facilitates Level Sensing in Diagnostic Systems. Analog [online]. Analog Dialogue 48-04, 2014 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/cdc-facilitates-level-sensing-in-diagnostic-systems.html>
- [23] ESP32: datasheet [online]. Espressif Systems, 2019 [cit. 2019-03-05]. Dostupné z: <http://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32.pdf>
- [24] CP2102: datasheet [online]. Silicon Labs, 2017 [cit. 2019-03-05]. Dostupné z: <https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/CP2102-9.pdf>
- [25] KOLBAN, Neil. Kolban's book on ESP32. Vancouver: Leanpub, 2018. Dostupné také z: Dostupné také z: <https://leanpub.com/kolban-ESP32>.
- [26] Daubechies wavelet. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-03-30]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Daubechies_wavelet
- [27] KOPAS, David, Jan HÁLEK a Ladislav DOLEŽAL. Parameters describing the pulse wave. Physiological research. 2008, 2009(58 4), 473-9. ISSN 1802-9973.
- [28] KLEIN, Ran. Bland-Altman and Correlation Plot. MATLAB Central File Exchange [online]. 2019 [cit. 2019-04-24]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45049-bland-altman-and-correlation-plot>

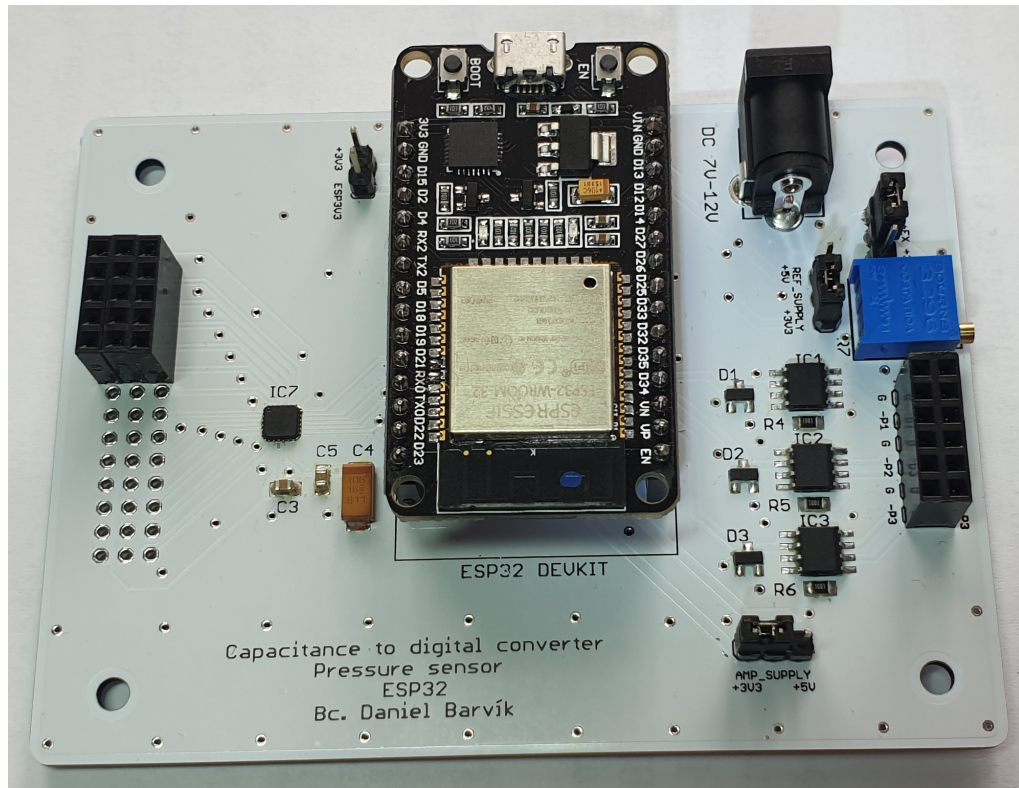
B Deska plošných spojů



C Osazovací plán



D Osazená deska plošných spojů



E Elektronické přílohy

```
CD/zip
├── AD7147.h
├── analysis.m
├── BlandAltman.m
├── correlationPlot.m
├── main.cpp
├── mynum2str.m
├── data
│   ├── 5_30_25.txt
│   ├── 5_30_35.txt
│   ├── 5_30_45.txt
│   ├── 5_60_25.txt
│   ├── 5_60_35.txt
│   ├── 5_60_45.txt
│   ├── 5_90_25.txt
│   ├── 5_90_35.txt
│   ├── 5_90_45.txt
│   ├── 5_120_25.txt
│   ├── 5_120_35.txt
│   ├── 5_120_45.txt
│   ├── 5_150_25.txt
│   ├── 5_150_35.txt
│   ├── 5_150_45.txt
│   ├── 10_30_25.txt
│   ├── -
│   ├── -
│   ├── -
│   ├── 20_90_35.txt
│   ├── 20_90_45.txt
│   ├── AP1.mat
│   ├── AP2.mat
│   ├── TP1.mat
│   ├── TP2.mat
│   └── TPT.mat
```

F Diplom STOČ

Studentská tvůrčí a odborná činnost

STOČ

2019

The logo for STOČ features the letters 'STOČ' in a large, bold, black font. The letter 'O' is replaced by a magnifying glass with a black handle and a circular lens. Inside the lens, there is a grid of binary code (0s and 1s). The background of the diploma is a light yellow and white pattern of small, glowing dots, resembling a starry field or a digital network.

 Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky

uděluje

DIPLOM

za 3. místo

Bc. Danielu Barvíkovi

v sekci S4 – Měřicí a diagnostické systémy

25. dubna 2019, Zlín


doc. Mgr. Milan Adámek, Ph.D.
děkan FAI


doc. RNDr. Vojtěch Křesálek, CSc.
předseda sekce