

## Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Daniel Klamrt

Školitel: doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D  
Obor: Lékařská elektronika a bioinfomatika  
Duben 2023



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Klamrt Jméno: Daniel Osobní číslo: 492082  
Fakulta/ústav: Fakulta elektrotechnická  
Zadávající katedra/ústav: Katedra teorie obvodů  
Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů**

Název bakalářské práce anglicky:

**System for non-invasive measurement of hemodynamic parameters**

Pokyny pro vypracování:

- 1) Provedte rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové křívky
- 2) Navrhněte a realizujte systém pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety
- 3) Vyhodnotěte technické parametry navrženého řešení
- 4) Vytvořte technickou dokumentaci navrženého řešení

Seznam doporučené literatury:

- [1] WEBSTER, John G. (ed.). Medical instrumentation: application and design. John Wiley & Sons, 2009.
- [2] FABIAN, V., KREMEN V., DOBIAS, M. (CTU in Prague). Method for an accurate automated non-invasive measurement of blood pressure waveform and apparatus to carry out the same. United States Patent and Trademark Office, US Patent US10251567. 2019-04-09.
- [3] ZÁHLAVA, Vít. Návrh a konstrukce desek plošných spojů: principy a pravidla praktického návrhu. BEN-Technická literatura, 2010.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Vratislav Fabián, Ph.D. katedra fyziky FEL**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **23.01.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2024**

Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta



## **Poděkování**

Tímto chci poděkovat svému vedoucímu práce doc. Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D. za odborné vedení a poskytnutí prostředků pro realizaci systému. Firmě BTL Medical Technologies s.r.o za odborný náhled a poskytnutí strojů pro sestavení tvořeného systému a kolegům, kteří se podíleli na vývoji a výzkumu prvků tohoto systému.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, 25. dubna 2023

## Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá návrhu a realizace systému pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krevního řečiště člověka oscilometrickou metodou. Mezi měřené parametry patří rychlosť pulzní vlny a cetrální aortální tlak. První část je zaměřena na teoretickému popisu hemodynamických parametrů a rešerši komerčně dostupných přístrojů pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů. V další části je hardwarový návrh a dokumentace systému. Na to navazuje charakterizace celého přístroje, měření a vyhodnocení jeho parametrů. Na zavěr je ukázána naměřené pulzní tlakové vlny při suprasystolickém tlaku 200 mmHg a 275 mmHg.

**Klíčová slova:** Hemodynamické parametry, Neinvazivní, Systém, Embedded system, Rychlosť pulzní vlny, Analýza pulzní vlny, Oscilometrická metoda, Měření krevního tlaku, PWV

**Školitel:** doc. Ing. Vratislav Fabián,  
Ph.D  
Praha, Technická 1902/2,  
místnost: B2-36

## Abstract

The bachelor's thesis deals with the design and implementation of a system for non-invasive measurement of the hemodynamic parameters of the human bloodstream using the oscillometric method. The measured parameters include pulse wave velocity and central aortic pressure. The first part is focused on a theoretical description of hemodynamic parameters and a research of commercially available devices for non-invasive measurement of hemodynamic parameters and their description. In the next part is the hardware design and documentation of the system. This is followed by the characterization of the entire device, measurement and evaluation of its parameters. Finally, the measured pulse wave pressure at a suprasystolic pressure of 200 mmHg and 275 mmHg are shown.

**Keywords:** Hemodynamic parameters, Noninvasive, System, Embedded system, Pulse Wave Velocity, Pulse Wave Analysis, Oscilometric method, Blood Pressure measurement

**Title translation:** System for non-invasive measurement of hemodynamic parameters

# Obsah

<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2 Hemodynamické parametry</b>	<b>3</b>
2.1 Krevní tlak .....	3
2.1.1 Centrální aortální tlak .....	3
2.1.2 Střední arteriální tlak .....	3
2.2 Metody měření krevního tlaku...	4
2.2.1 Oscilometrická metoda .....	4
2.3 Rychlosť šíření pulzní vlny .....	5
2.4 Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště .....	7
2.4.1 SphygmoCor XCEL PWA/PWV .....	7
2.4.2 Uscom BP+.....	8
2.4.3 Arteriograph .....	8
2.4.4 Fukuda Denshi VaSera VS-1500N .....	9
<b>3 Hardware</b>	<b>11</b>
3.1 Řídící jednotka .....	12
3.1.1 Externí hodiny .....	14
3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie .....	14
3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji.....	16
3.2 Modul měření krevního tlaku...	16
3.3 Senzory .....	18
3.3.1 Senzor tlaku.....	18
3.3.2 Diferenční sensor tlaku .....	19
3.3.3 Převodní charakteristika .....	21
3.3.4 Vstupní filtr .....	21
3.4 Vzduchové ventily .....	22
3.4.1 Uzavírací ventil .....	23
3.4.2 Regulační ventil .....	24
3.5 Digitalizace analogových signálů .....	29
3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému .....	29
3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému .....	30
3.6 Datové úložiště .....	33
3.7 Nouzové zastavení .....	34
3.8 Napájení .....	35
<b>4 Software</b>	<b>37</b>
4.1 Vývojové prostředky .....	37
4.2 Komunikace s nadřazeným systémem .....	40
<b>5 Realizace</b>	<b>41</b>
5.1 Deska plošného spoje.....	41
5.2 Pneumatická část .....	44
5.2.1 Metoda měření .....	44
5.2.2 Měření těsnosti pneumatické časti .....	46
5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem .....	47
5.3 Vyhodnocení dat z AD převodníků.....	49
5.3.1 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32 .....	49
5.3.2 Charakteristika MCP3561 ...	53
5.4 Měření pulzní tlakové vlny .....	55
<b>6 Závěr</b>	<b>57</b>
<b>A Literatura</b>	<b>59</b>
<b>B Schéma DPS</b>	<b>61</b>

# Obrázky

2.1 Průběh tlakové křivky pro výpočet středního arteriálního tlaku [Dar87]	4
2.2 Graf oscilometrických pulzací [Fab22]	5
2.3 Postup odražené krevní tlakové vlny v těle [ak11]	6
2.4 Krevní tlaková vlna s vyznačenými parametry pro výpočet parametru PWV. [Cha11]	6
2.5 SphygmoCor XCEL PWA/PWV [Atc23]	7
2.6 Uscom BP+ [Usc23]	8
2.7 Tensiomed Arteriograph [Ten22]	9
2.8 Fukuda Denshi VaSera VS-1500N [S.R]	10
3.1 Blokové schéma zařízení	11
3.2 Model STM32F407ZGT6 [Mic]	12
3.3 Schéma zapojení STM32F407ZG	13
3.4 Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32	14
3.5 Schéma zapojení referečního napájení pro analogové periférie MCU	15
3.6 Aproximace frekveční odezvy filtru pro refereční napájení analogové periférie MCU.	15
3.7 Schéma ochrané ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda. [Inc]	16
3.8 Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP	17
3.9 Schéma připojení komunikační linky k MCU a napájení pro PAR NIBP 2020 UP	17
3.10 Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U [Sem]	18
3.11 Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde $V_S$ je vstupní napájecí napětí a $V_{out}$ je výstupní napětí. [Sem]	19
3.12 Graf převodní rovnice tlak na napětí pro senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U. [Sem]	19
3.13 Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]	20
3.14 Schéma zapojení diferenčního sensoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku	21
3.15 Bodeho approximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4. [Des]	22
3.16 Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1. [CON]	23
3.17 Schéma zapojení uzavíracího ventilu	23
3.18 Schéma zapojení regulačních ventilů	24
3.19 Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde $f_{PWM}$ je frekvence PWM signálu a $T$ je jeho perioda. [tec]	26
3.20 Požadované odstraněné frekvence ve spektru PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde $f_{PWM}$ je frekvence PWM signálu a $T$ je jeho perioda, $f_c$ je zlomová frekvence filtru. [tec]	26
3.21 Frekveční charakteristika použitého RC filtru pro převod PWV na napětí. [Des]	27
3.22 Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvencí $f_{PWM} = 168 \text{ kHz}$ . Simulace byla provedena v programu LTspice XVII.	28
3.23 Zapojení AD převodníku MCP3561	31
3.24 Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0	34
3.25 Schéma zapojení nouzového tlačítka	34
3.26 Schéma zapojení vstupního napájení	35
3.27 Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V	36
4.1 Digram připojených periférii k MCU	37
4.2 Ukázka vývojového prostředí STM32CubeIDE pro mikroprocesory STM32	38

4.3 Konfigurace GPIO pinů MCU .....	38	5.17 Graf počtu hodnot LSB 24 bit	
4.4 Programátor ST-LINK V2/ISOL .....	39	AD převodníku MCP3561 při	
4.5 Programovací kabel TagConnect		připojení kanálu pro diferenční	
TCP2030 .....	39	tlakový sensor k 1.63 V .....	54
5.1 Realizovaná deska plošného spoje.	41	5.18 Pulzní tlaková vlná při	
5.2 Deska plošného spoje z výroby.	42	manžetním tlaku 200 mmHg .....	56
5.3 Deska plošného spoje z výroby. Spodní vrstva.....	42	5.19 Pulzní tlaková vlná při	
5.4 Blokové schéma pneumatického systému .....	44	manžetním tlaku 275 mmHg .....	56
5.5 První fáze měření oscilometrických pulzací [V.23] .....	44		
5.6 Druhá fáze měření oscilometrických pulzací [V.23] .....	45		
5.7 Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na			
pneumatický systém. [Tro19] .....	47		
5.8 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [Tro19] .....	47		
5.9 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [Tro19] .....	48		
5.10 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro první tlakový sensor k refereční			
zemí.....	49		
5.11 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro první tlakový sensor k 1.63 V.	50		
5.12 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k 3.29 V.	50		
5.13 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k refereční			
zemí.....	51		
5.14 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k 1.63 V.	52		
5.15 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k 3.29 V.	52		
5.16 Graf počtu hodnot LSB 24 bit			
AD převodníku MCP3561 při			
připojení kanálu pro diferenční			
tlakový sensor k refereční zemi. ....	53		

## Tabulky

2.1 Kritéria rychlosti pulzní vlny u člověka [Fab22] .....	7
3.1 Charakteristiky senzoru NPX MP3V5050GC6U. [Sem] .....	18
3.2 Charakteristiky diferenčního tlakového sensoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]	20
3.3 Charakteristika vestavěného AD převodníku v STM32F407ZG6 .....	30
3.4 Charakteristika AD převodníku MCP3561. .....	33
3.5 Celkový proudový odběr přístroje	35
5.1 Celkový počet součástek a výrobní cena .....	43
5.2 Test těsnosti pneumatického systému .....	46

# Kapitola 1

## Úvod

Cílem bakalářské práce je návrh a realizace systému pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krevního řečítě člověka pomocí oscilometrické metody. Mezi hemodynamické parametry patří rychlosť pulzní vlny a střední aortální tlak. Systém je pojmenován CarDi - Cardiovascular Diagnostic. Systém slouží jako podklad pro další výzkumné činnosti a přiblížení k validovanému systému pro komerční použití. Metoda měření splňuje kritéria norem ISO 81060-1:2013 a ISO 81060-2:2013 [BD19].

První část seznámí čtenáře s částí měřených hemodynamických parametrů a to zejména krevního tlaku a rychlosti pulzní vlny. Popis metod neinvazivního měření krevního tlaku. Rešerši přístrojů dostupné na trhu zaměřené na neinvazivní měření rychlosti pulzní vlny, jejich postup měření a ovládání z uživatelského hlediska.

Další část se zaměří na návrh přístroje a jeho dokumentaci. Návrh přístroje je hlavně zaměřen na návrh desky plošného spoje pro ovládání průběhu terapie a sběru dat.

V části realizace systému CarDi jsou naměřené hlavní parametry přístroje, realizace desky plošného spoje a popis metody měření. Hlavní parametry přístroje je těstnost pneumatické části a charakterizace analogově-digitálních převodníků pro tlakové senzory a měření pulzní tlakové vlny pomocí diferenčního sensoru tlaku.



## Kapitola 2

### Hemodynamické parametry

Tato kapitola se zaměří na popis hemodynamických parametrů krevního řečiště a na rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové křivky.

#### 2.1 Krevní tlak

Krevní tlak je veličina, která vyjadřuje velikost síly proudící krve, působící na stěnu cévy. Velikost krevního tlaku závisí na síle kontrakce srdce, množstvý krve uvnitř těla, odporu cév a elasticitě stěny cév. Krevní tlak se uvádí ve dvou typech. Systolický tlak, který vyjadřuje působící sílu krve proti stěně artérie, při kontrakci srdce a diastolický tlak vyjadřuje tlak, kdy srdce je v klidu mezi jeho činnosti. Krevní tlak se uvádí v jednotkách milimetrů rtuti ( $mmHg$ ), co odpovídá  $133.32\text{ Pa}$ . Jako normální lidský krevní tlak se považuje méně jak  $120\text{ mmHg}$  systolického a méně jak  $80\text{ mmHg}$  diastolického tlaku. [CD18]

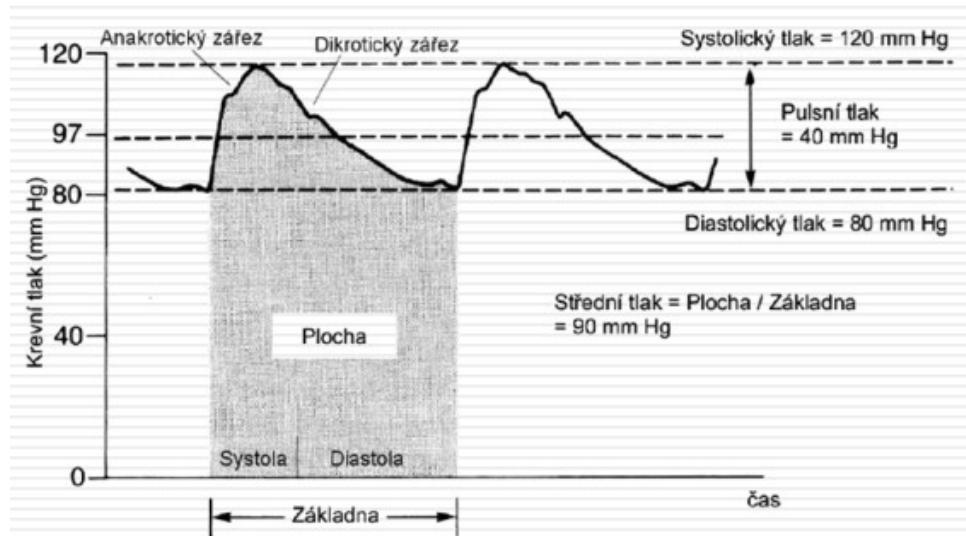
##### 2.1.1 Centrální aortální tlak

Centrální aortální tlak je tlak v aortě, do které krev putuje při kontrakci srdce.[TR16]

Centrální aortální tlak je možno měřit neinvazivním způsobem, připevněním manžety na horní část ruky nebo zápěstí. Ze snímané tlakové křivky je možné estimovat centrální aortální tlak.[TR16]

##### 2.1.2 Střední arteriální tlak

Střední arteriální tlak (MAP) je průměrná hodnota krevního tlaku v jednom srdečním cyklu.



**Obrázek 2.1:** Průběh tlakové křivky pro výpočet středního arteriálního tlaku [Dar87]

Rovnice pro přesný výpočet je

$$MAP = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} BP(\tau) d\tau \quad (2.1)$$

Rovnice pro approximaci je

$$MAP = DP + \frac{1}{3}(SP - DP) \quad (2.2)$$

Kde  $DP$  je diastolický tlak a  $SP$  je systolický tlak.

## 2.2 Metody měření krevního tlaku

Metody měření tlaku můžou být invazivní nebo neinvazivní, manuální či automatizované. Jedním k nejvíce používaných metod pro neinvazivní měření krevního tlaku patří auskultační metoda, která používá rtuťového sphygmomanometru a stetoskopu pro poslouchání krevní vlny. Další nejvíce používaná metoda je oscilometrická metoda. [Fab22]

### 2.2.1 Oscilometrická metoda

Oscilometrickou metodu měření tlaku využívá navrhovaný systém CarDi. Metoda spočívá v měření objemové pulzace v tepnách přenášející se přes manžetu do přístroje, ve kterém se vyhodnocují. Amplituda těchto pulzací je závislá na rozdílu tlaku uvnitř a vně tepny, tzv. transmurální tlak. Největší amplituda při je při nulovém transmurální tlaku, to je při hodnotě středního arteriální tlaku. [Fab22]



**Obrázek 2.2:** Graf oscilometrických pulzací [Fab22]

### 2.3 Rychlosť šírenia pulzných vĺn

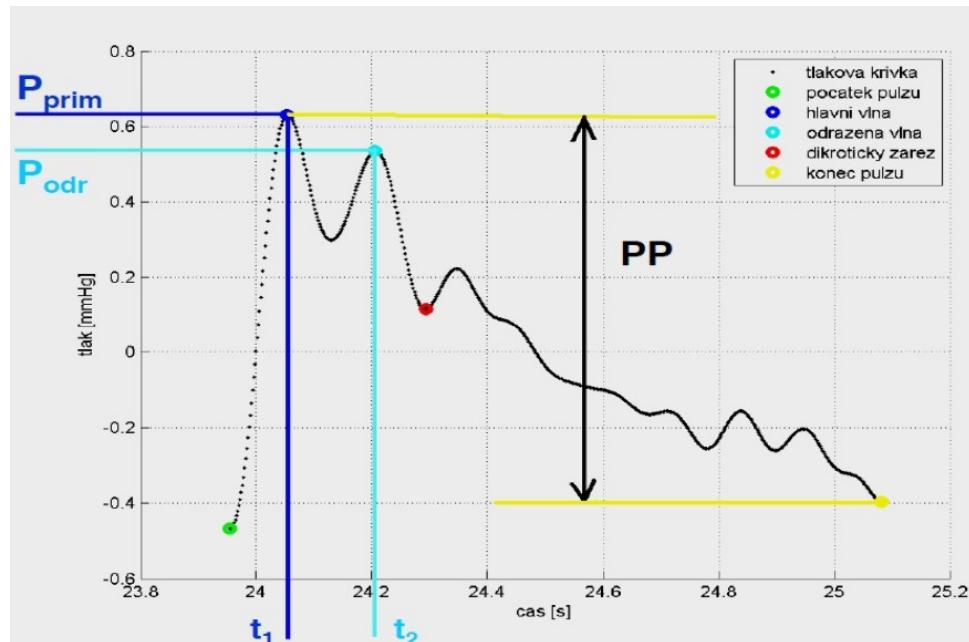
Rychlosť šírenia pulzných vĺn (PWV) je rychlosť, během systolické kontrakce srdce, při které tlaková vlna krve se prospahuje arterieremi. Parametr PWV je jeden ze základních ukazatelů arteriální elasticity. Čím je hodnota PWV větší, tím jsou cévy méně poddajné a výsledkem je zvětšená tuhost artérií.[J.15]



Obrázek 2.3: Postup odražené krevní tlakové vlny v těle [ak11]

Jeden ze způsobů určení parametru PWV je poměr dvojnásobné vzdálenosti od hrudního zářezu ke stydké kosti  $l$  a rozdíl času primární tlakové vlny  $t_1$  a odražené tlakové vlny  $t_2$ .

$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1} \quad (2.3)$$



Obrázek 2.4: Krevní tlaková vlna s vyznačenými parametry pro výpočet parametru PWV. [Cha11]

2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

Kritéria pro PWV u člověka jsou

PWV	Jednotky	Stav
$PWV < 7$		Optimální
$7 \leq PWV < 10$	$\frac{m}{s}$	Normální
$10 \leq PWV < 12$		Zvýšené riziko
$12 \leq PWV$		Abnormální

**Tabulka 2.1:** Kritéria rychlosti pulzní vlny u člověka [Fab22]

## 2.4 Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

Tato sekce se zaměří na validované systémy na trhu pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krevního řečiště pomocí oscilometrické metody a to zejména na měření parametru PWV a analýzu pulzní tlakové křivky.

### 2.4.1 SphygmoCor XCEL PWA/PWV

SphygmoCor XCEL PWA/PWV je automatický systém pro analýzu krevní tlakové vlny pomocí pažní manžety. [Atc23]



**Obrázek 2.5:** SphygmoCor XCEL PWA/PWV [Atc23]

## 2. Hemodynamické parametry

Mezi měřené parametry patří centrální aortální tlak, augmentační index a PWV. Pro měření parametru PWV je potřeba přidaná manžeta na stehno. [Atc23]

Ovládání přístroje je pomocí připojeného osobního počítače přes USB s nainstalovaným softwarem. Software spouští terapii a následně dělá i výhodnocení naměřených hodnot. Samostatný přístroj není schopný provádět terapii bez osobního počítače a dedikovaného softwaru. [Atc23]

### ■ 2.4.2 Uscom BP+

Uscom BP+ je automatizový systém pro měření centrálního krevního tlaku, augmentačního indexu a analýzy křívky krevního tlaku a dalších parametrů při suprasystolickém tlaku. Pro použití a operaci přístroje není za potřebí speciální školení uživatelům a najde uplatnění při hypertenzi, srdečním selhání, intenzivní péci a všeobecné praxi [Usc23]



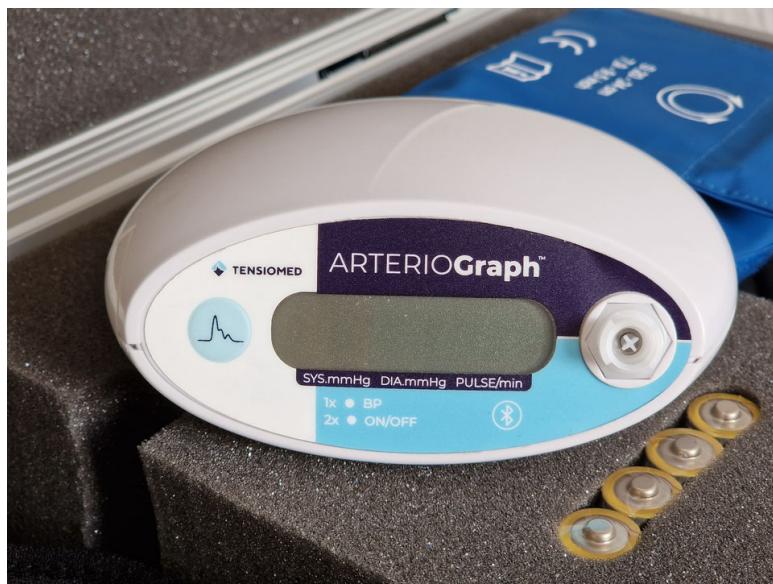
**Obrázek 2.6:** Uscom BP+ [Usc23]

Systém BP+ provádí terapii a analýzu naměřených hodnot v jednom systému tj. bez potřeby nadřazeného systému. [Usc23]

### ■ 2.4.3 Arteriograph

Arteriograph (Tensiomed) je systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krevního řečítě oscilometrickou metodou a pomocí jedné pažní manžety. Metoda měření oscilometrickou metodou je patentována (US Pat. No. 20070106162) a validována invazivně.

2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště



Obrázek 2.7: Tensiomed Arteriograph [Ten22]

Arteriograph může fungovat samostatně pro měření pouze krevního tlaku. Přístup k měření dalších hemodynamických parametrů je potřeba systému připojit k nadřazenému systému pomocí bluetooth s nainstalovaným speciálně rozvojeným softwarem od Tensiomed. Po připojení k nadřazenému systému, Arteriograph zasílá během terapie v reálném čase, kde se zpracují naměřené výsledky a zobrazí. [Ten22]

#### 2.4.4 Fukuda Denshi VaSera VS-1500N

Diagnostický přístroj měřící stav cévního systému a provádějící screening aterosklerózy. Přístroj pracuje na principu měření pulsové vlny. Data jsou snímána ze čtyř tlakových manžet z končetin, dvou EKG elektrod a mikrofonom zaznamenávajícího srdeční ozvy. Mezi měřené parametry patří srdeční frekvenci, tlak ve všech čtyřech končetinách, preejekční periodu, ejekční čas, čas dosažení maximálního tlaku a určuje biologický věk cév.[S.R]



**Obrázek 2.8:** Fukuda Denshi VaSera VS-1500N [S.R]

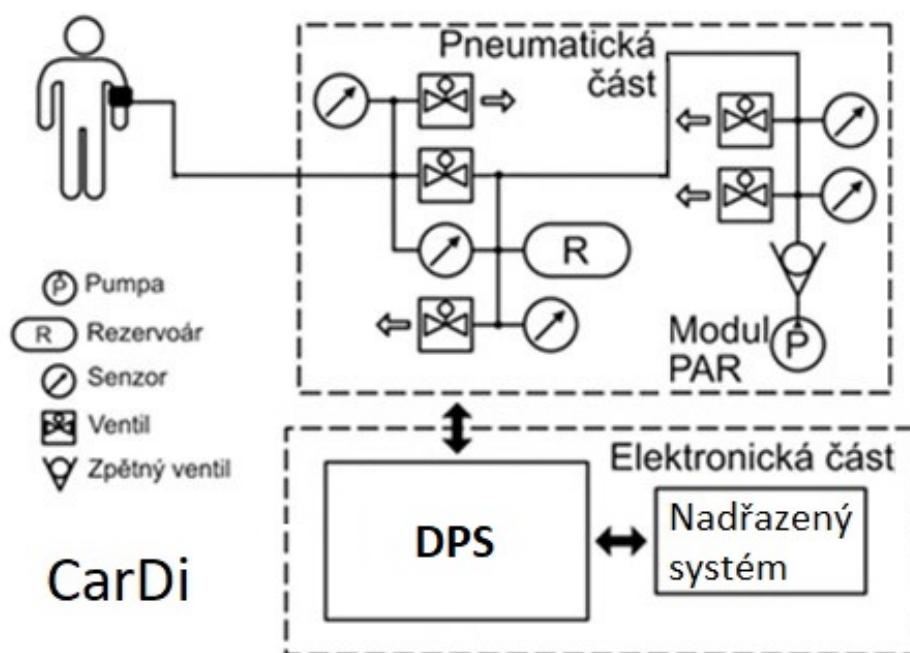
Mezi do počítávané parametry patří rychlosť pulzní vlny, CAVI, ABI a další. Možnosť měření PWV, EKG je možné, až po připojení volitelných modulů.[S.R]

Systém se dá použít samostatně bez nadřazaného systému, ale může se připojit pomocí softwaru VSS-10, který umožňuje archivaci, porovnávání a export dat. Umí ukládání pacientský dat na paměťovou kartu Compact Flash a uvnitř systému je vestavěná barevná tiskárna zapisující na termopapír o šířce 145 mm.[S.R]

## Kapitola 3

### Hardware

V této sekci je popsán návrh a dokumentace elektro-mechanické časti systému pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště pacienta.



Obrázek 3.1: Blokové schéma zařízení

Součástí pneumatické časti je uzavírací ventil, regulační ventily na obou částí uzavíracího ventila, rezervoáru a klinicky validovaného modulu pro měření tlaku. K elektrické části patří obvody pro ovládání regulačních a uzavíracího ventila, komunikace s modulem pro měření tlaku, sběr dat ze senzorů tlaku na obou částí uzavíracího ventila, komunikace a sběr dat z 24 bitového analogově digitálního převodníku a uložení a čtení dat do přidané FLASH paměti.

## 3.1 Řídící jednotka

Řídící jednotka působí jako centrum řízení a sběru dat. Má na starosti řízení ventilů, natlakování pneumatického systému, sběr a vyhodnocení dat ze senzorů a komunikaci s nadřazeným systémem.

Jako řídící jednotka je vybrán mikroprocesor STM32F407ZG (dále jenom MCU) od firmy ST Microelectronics. Jádro je Arm® Cortex®-M4 32bit, jehož časovací frekvence může být až 168 MHz. Jádro Cortex-M4 je vhodné pro zpracování signálu díky zabudovanému výpočetnímu modulu Floating Point Unit(FPU) určené na počítání s desetinými čísly a také řadou instrukcí určené specificky na zpracování signálu.



Obrázek 3.2: Model STM32F407ZGT6 [Mic]

MCU je v obalu se 144 piny se 114 vstupně/výstupními piny, 1 MB FLASH paměti, 256 kB paměti SRAM, 3x 12 bit AD převodníky s až 24 kanály s maximální vzorkovací frekvencí 2.4 MHz, 2x 12 bit DA převodníky, 14 TIMER, 6x USART, 3x SPI, SysTick Timer, WatchDog a další periferie.

Celkové zapojení MCU je na obrázku (3.3).

### 3.1. Řídící jednotka



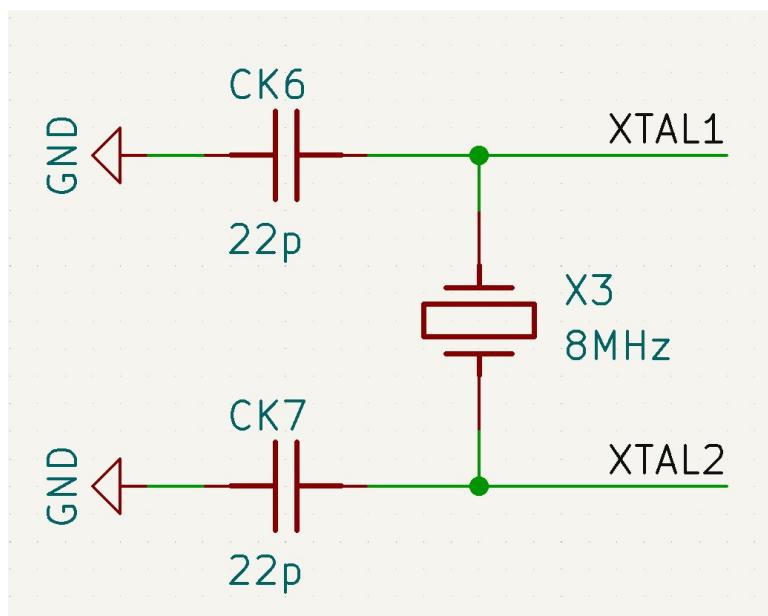
Obrázek 3.3: Schéma zapojení STM32F407ZG

Zapojení MCU je podle doporučeného zapojení z katalogového listu. Jedná se hlavně o umístění a typy blokovacích kondenzátorů, reset signál, boot signál a interní nebo externí flash paměti a zvolení externích nízko a vysoko kmitočto-

vých hodin.

### ■ 3.1.1 Externí hodiny

MCU obsahuje interní vysokorychlostní RC oscilátor, ale pro maximální přesnost a spolehlivost byl zvolen externí vysokorychlostní oscilátor Abracon ABM3 o frekvenci 8 MHz. Externí oscilátor slouží jako hlavní časovací hodiny pro jádro. Jádro může být na frekvenci až 168 MHz a to pomocí vnitřní násobičky frekvence Phase Locked Loop (dále pouze PLL) můžeme dosáhnout z 8 MHz.

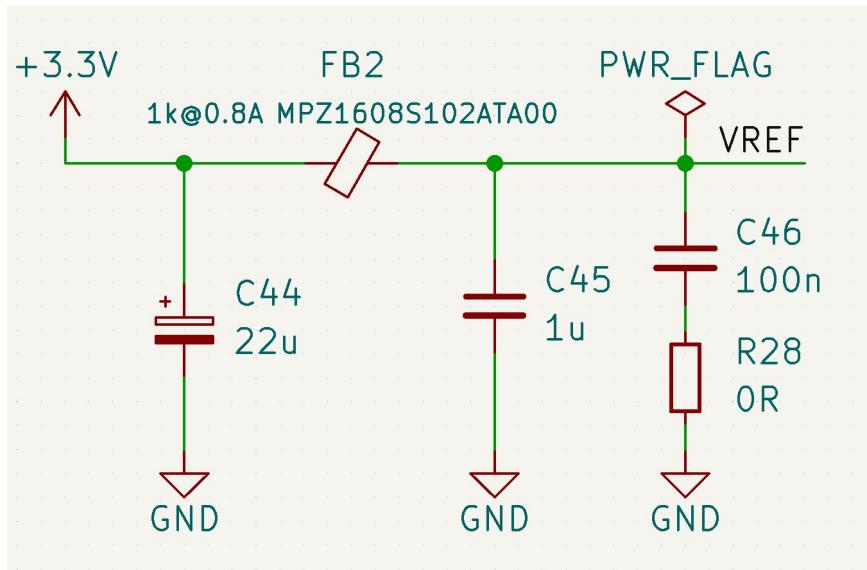


**Obrázek 3.4:** Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32

Snížení frekvence externích hodin omezíme vysoko frekvečního rušení, případného přeslechu na vodičích a celkové zlepšení signálové integrity.

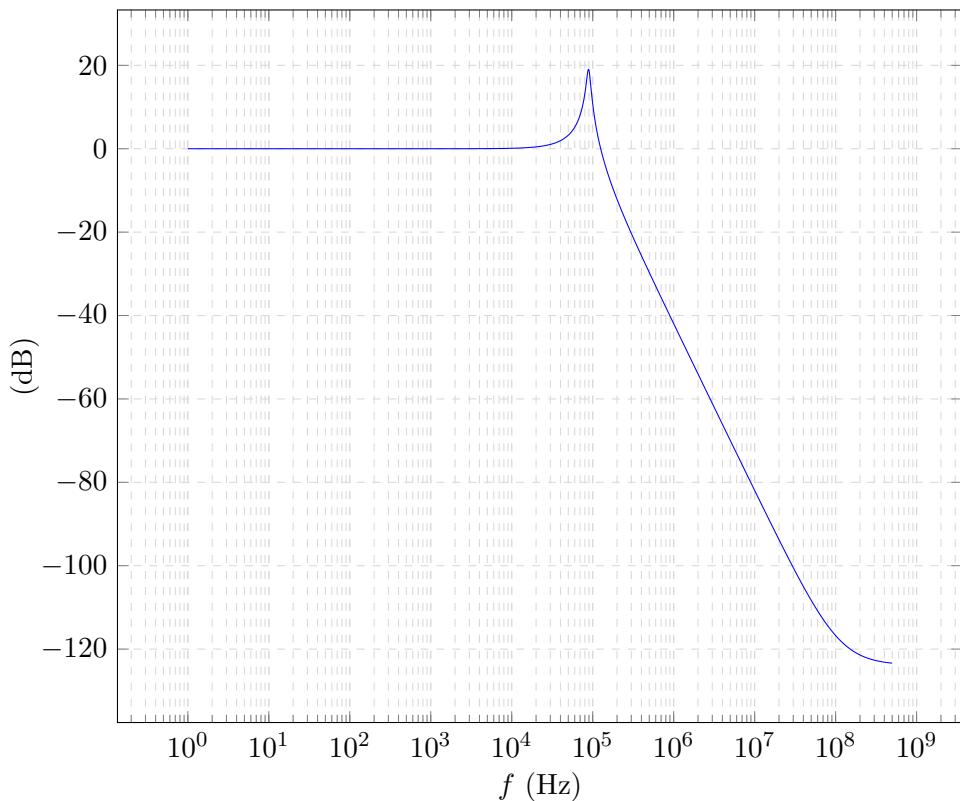
### ■ 3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie

Pro dosáhnutí nejpřesnějšího měření, je třeba, aby analogová část byla co nejméně zarušena. Díky vysokým kmitočtům digitální časti MCU může zarušit analogové periférie a proto jsou v MCU digitální a analogové obvody oddělené. Jako referenční napětí je použito zapojení na obrázku (3.5).



**Obrázek 3.5:** Schéma zapojení referečního napájení pro analogové periférie MCU

Tento filtr začne potlačovat na frekvenci  $f = 138 \text{ kHz}$ . Ale mezi  $\approx 50 \text{ kHz}$  a  $\approx 115 \text{ kHz}$  filtr zesiluje, kde největší zesílení o  $19 \text{ dB}$  je na frekvenci  $88.8 \text{ kHz}$



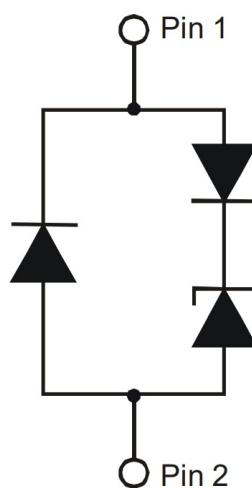
**Obrázek 3.6:** Aproximace frekveční odezvy filtru pro refereční napájení analogové periférie MCU.

Feritový korálek je pasivní součástka, který se používá pro filtraci vysokofrekvenčního rušení přes širokou část frekvenčního rozsahu. Největší impedanci má okolo určené frekvence a disipuje energii rušení ve formě tepla.

### 3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji

Elektrostatický výboj (ESD) je náhlý a krátkodobý elektrický proud mezi dvěma objekty s různým elektrickým potenciálem. Představuje horzbu elektrickým komponentům ve formě trvalého, nevracného poškození. Nejčastější místa probití jsou zejména místa, kterých se často dotýkáme například kontektoru.

Jako ochrana je použita transient voltage suppression (TVS) dioda D5V0F1U2S9-7 od firmy Diodes Incorporated.



**Obrázek 3.7:** Schéma ochrané ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda.  
[Inc]

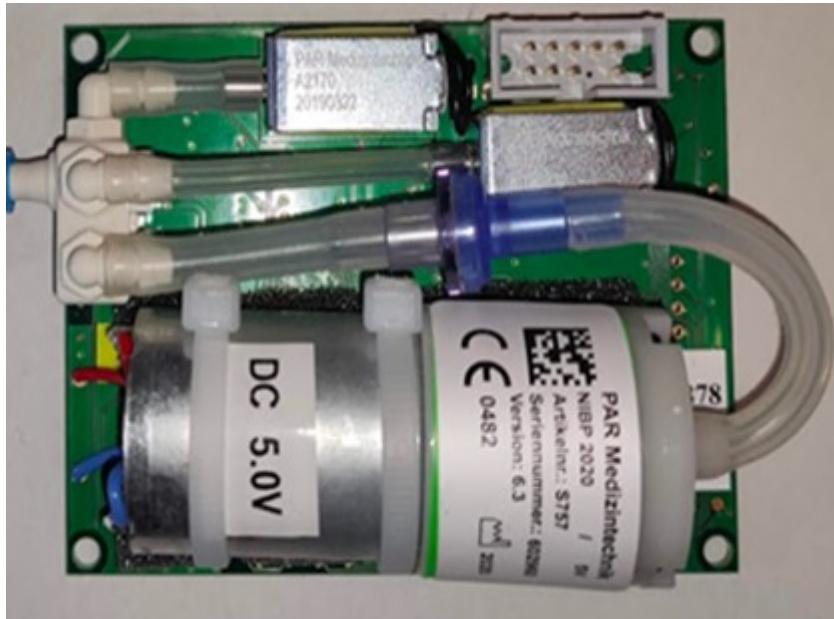
Tato dioda je určená pro ochranu proti elektrostatickým výbojům. Je připojena v závěrném směru na všechny kontektry. V závěrném směru bude otevřena při napětí  $U = 5.5 \text{ V}$  a napětí omezí na  $U_{BR} = 6.0 \text{ V}$ .

### 3.2 Modul měření krevního tlaku

Součástí pneumatické části je modul PAR Medizintechnik NIBP 2020 UP, který umožňuje validované měření krevního tlaku oscilometrickou metodou v průběhu nafukování, také vyfukování, a následné nafouknutí na suprasystolický tlak. Samotné nafukování pneumatického systému je realizováno z elektromechanické vzduchové pumpy integrované v modulu PAR. Pneumatická část modulu PAR se skládá ze vzduchové pumpy se zpětným ventilem zamezujícím úniku tlaku, vypouštějícího ventilu, tlakového senzoru a také redundantním sensorem tlaku a vypouštěcím ventilem pro případ poruchy.

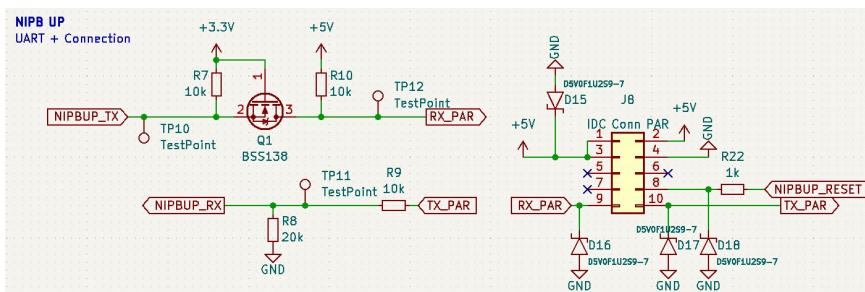
### 3.2. Modul měření krevního tlaku

Modul PAR má klinickou validaci pro měření krevního tlaku dle norem EN 80601-2-30, EN 81060-2 a systém podle norem EN 60601-1 (2. a 3. edice), EN 60601-1-2, EN 60601-1-6.



**Obrázek 3.8:** Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP

Pneumatická část je řízena procesorem, se kterým lze komunikovat pomocí datové sériové linky RS232 či TTL a standardního protokolu CAS s rychlostí 4800 baud. Do modulu jsou posílány přes rozhraní UART příkazy pro nastavení režimu a parametrů zakončené příkazem pro zahájení měření.



**Obrázek 3.9:** Schéma připojení komunikační linky k MCU a napájení pro PAR NIBP 2020 UP

Pneumatickou část lze udržovat na hladinách tlaku v rozmezí (0–300) mmHg po dobu až 180 s a uživateli umožňuje zvolit odstup suprasystolického tlaku od naměřeného systolického tlaku. Po odeslání příkazu pro zahájení měření posílá modul po lince aktuální stav pneumatické části během celého měření a po měření posílá zprávu s naměřenými hodnotami krevního tlaku a srdeční frekvence.

### 3.3 Senzory

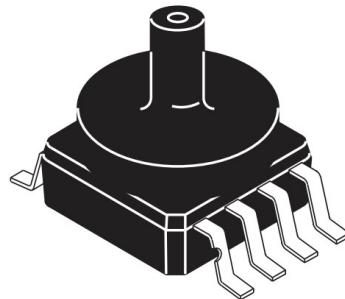
Tato sekce se zaměří na popis a použití senzorů a to zejména tlakových. Tlakové senzory tvoří nezbytnou část celkového přístroje, rozhodují o přesnosti výsledné terapie.

Parametry senzorů tlaku vychází z parametrů terapie. Pneumatický systém může být pod tlakem až  $300 \text{ mmHg} \approx 40 \text{ kPa}$ , tento požadavek musí splňovat všechny senzory napojené do pneumatického systému.

#### 3.3.1 Senzor tlaku

Senzor tlaku se používá na snímání tlaku v jednotlivých větví pneumatického systému.

Použité sensory tlaku jsou NPX MP3V5050GC6U.



**Obrázek 3.10:** Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U [Sem]

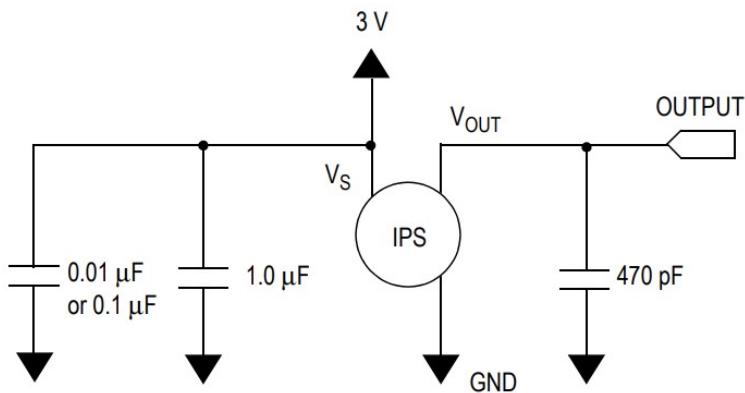
Je to analogový senzor tlaku od firmy NXP ze série peizorezistivních převodníků. Parametry jsou následovné:

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	$P$	0	-	50	$\text{kPa}$
Vstupní napětí	$U_s$	2.7	3.0	3.3	$V$
Vstupní proud	$I_s$	-	7	10	$mA$
Napěťový offset( $0^\circ$ až $85^\circ C$ )	$U_{off}$	-	0.188	-	$V$
Full Scale Output <sup>(1)</sup>	$U_{FSO}$		2.77		$V$
Přesnost( $0^\circ$ až $85^\circ C$ )	-	-	-	$\pm 2.5$	%
Citlivost	$\frac{U}{P}$	-	54	-	$\frac{mV}{kPa}$

- Maximální napětí při největším hodnoceném tlaku.

**Tabulka 3.1:** Charakteristiky senzoru NPX MP3V5050GC6U. [Sem]

Zapojení senzoru je na separátní DPS podle doporučeného schématu (3.11) z katalogového listu.



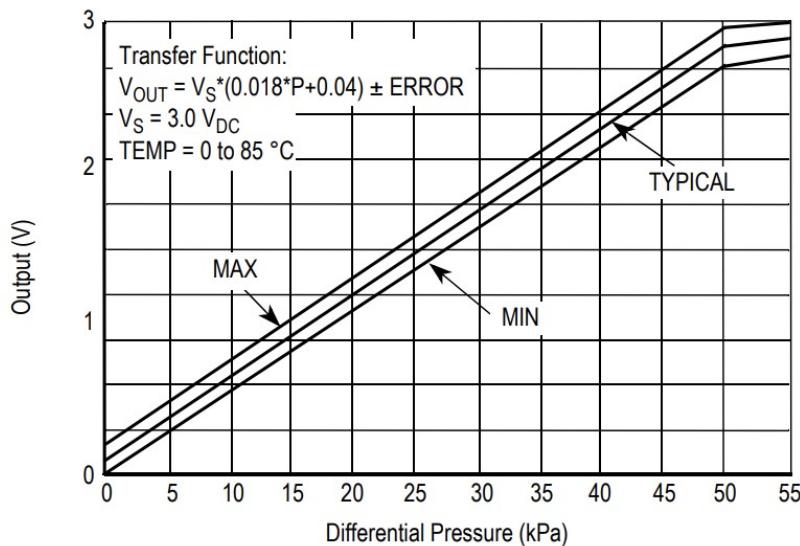
**Obrázek 3.11:** Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U.  
Kde  $V_S$  je vstupní napájecí napětí a  $V_{out}$  je výstupní napětí. [Sem]

Analogový výstup ze sensoru je připojen na interní AD převodník MCU.

### ■ Převodní charakteristika

Převodní charakteristika výstupního napětí  $U_o$  V na tlak  $P$  kPa je

$$P = \frac{U_o \pm \text{ERROR}}{0.018 \cdot U_s} - \frac{0.04}{0.018} \quad (3.1)$$



**Obrázek 3.12:** Graf převodní rovnice tlak na napětí pro senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U. [Sem]

### ■ 3.3.2 Diferenční sensor tlaku

Diferenční sensor tlaku slouží na snímání malých tlakových pulzací. Porovnává tlak mezí první a druhou (referenční) větví systému. Po natlakování

pneumatického systému až na 300 mmHg uzavírací ventil oddělí systém na dvě větve. Rozdíl tlaků ve větví může být 300 mmHg neboli 40 kPa.

Diferenční sensor tlaku byl zvolen Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4. Je to analogový senzor tlaku určený na snímání velmi nízkých tlaků.



**Obrázek 3.13:** Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	$P$	-497.68	-	497.68	Pa
Proof pressure <sup>(1)</sup>	$P_{pp}$	-	67	-	kPa
Průrazný tlak <sup>(2)</sup>	$P_{bp}$	-	103	-	kPa
Common mode pressure <sup>(3)</sup>	$P_{cm}$	-	103	-	kPa
Vstupní napětí	$U_s$	3.0	3.3	5.0	V
Vstupní proud	$I_s$	-	2.1	2.8	mA
Napěťový offset	$U_{off}$	-	1.65	-	V
Full Scale Span <sup>(4)</sup>	$U_{FSS}$		$\pm 40\% U_s$		V
Přesnost	-	-	-	$\pm 0.25$	%
Citlivost	-	-	0.2	-	%

1. Maximální tlak, který může být aplikován na jeden z portů senzoru a zachoval původní specifikace.
2. Maximální tlak, který může být aplikován na jeden z portů senzoru, bez způsobení úniku tlaku.
3. Maximální tlak, který může být aplikován na oba porty zároveň, bez způsobení úniku tlaku.
4. Algebraický rozdíl napětí při nejmenším možném specifikovaném tlaku a při maximálním specifikovaném tlaku.

**Tabulka 3.2:** Charakteristiky diferenčního tlakového senzoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]

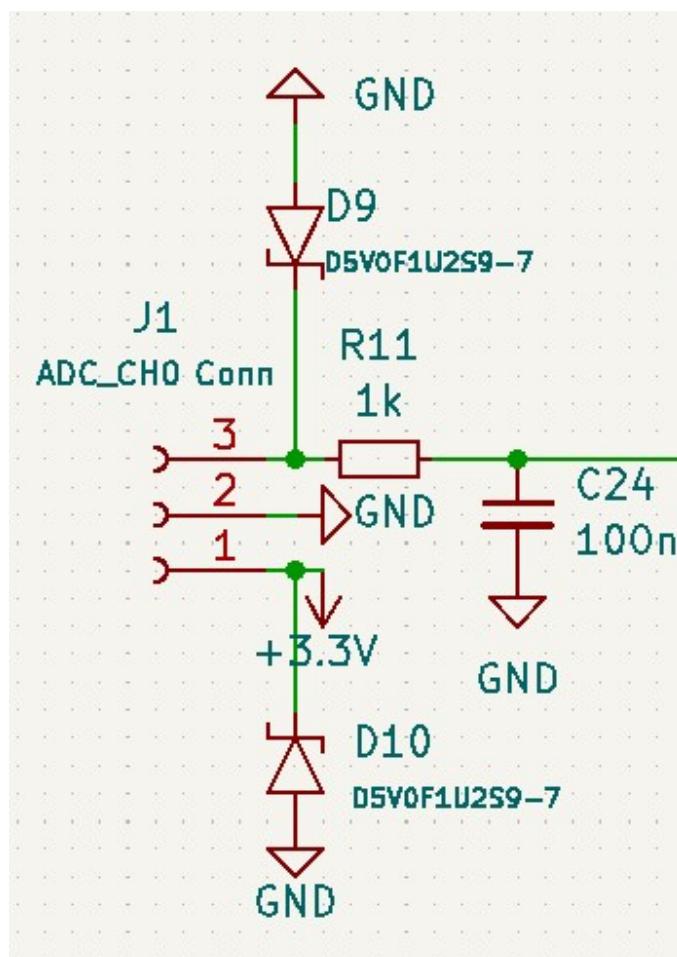
### 3.3.3 Převodní charakteristika

Senzor má převodní funkci  $10\% - 90\%$  napěťového rozsahu. Nejmenší možný signál vycházející ze senzoru bude o velikosti  $10\%U_s$ , to připadá tlaku  $P_{min} = -3.736873 \text{ mmHg}$ . Největší  $90\%U_s$  a výsledný tlak  $P_{max} = 3.736873 \text{ mmHg}$ . Senzor má lineární převodní funkci. Výsledná převodní funkce z výstupního napětí na tlak je

$$P = 2.831 \times U - 4.6711 \quad (3.2)$$

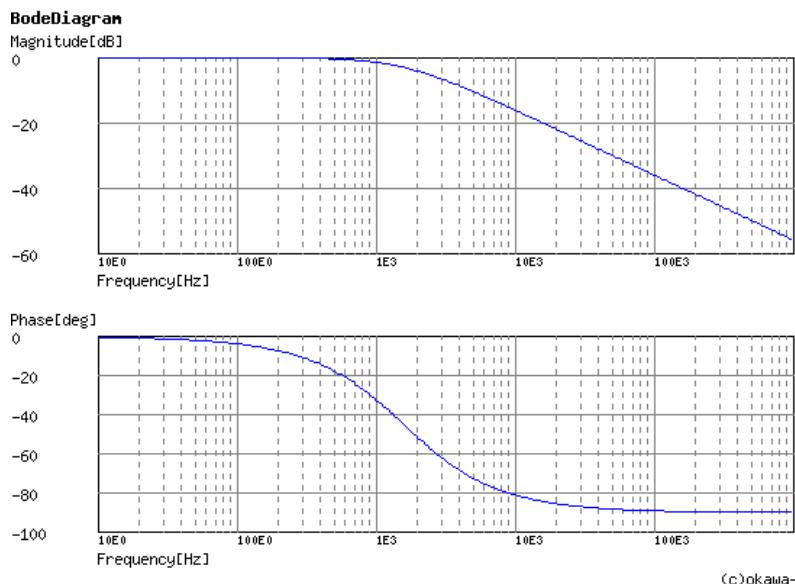
### 3.3.4 Vstupní filtr

Analogový signál ze senzoru je připojen k 24 bit AD převodníku přes RC článek. Schéma zapojení k AD převodníku je (3.14)



**Obrázek 3.14:** Schéma zapojení diferenčního senzoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku.

Zlomová frekvence RC článku  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 1591 \text{ Hz}$  byla spočítána podle maximální frekvence tlakové vlny.



**Obrázek 3.15:** Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4. [Des]

Podle Bodeho fázové approximace RC článku na obrázku (3.15) můžeme vidět, že fáze se začne měnit před  $\frac{f_0}{10}$ . Tento fázový posun je podle interních požadavků akceptovatelný.

## ■ 3.4 Vzduchové ventily

Ventily jsou důležitou součástí pneumatického systému. Starají se o správný průběh terapie a také o bezpečí pacienta.

V systému rozlišujeme dva druhy vzduchových ventilů, uzavírací a vypouštějící regulační. Uzavírací ventil slouží pro oddělení manžety a pumpy. Vypouštěcí regulační ventily jsou na obou větvích pneumatického systému. Slouží jako pro regulaci tlaku v systému během terapie a také jako nouzové vypouštěcí ventily.

Všechny použité ventily nesmí v uzavřeném stavu propustit vzduch při tlaku 300 mmHg, jinak by hrozilo nepřesné výsledky při měření a tím pádem špatná terapie.

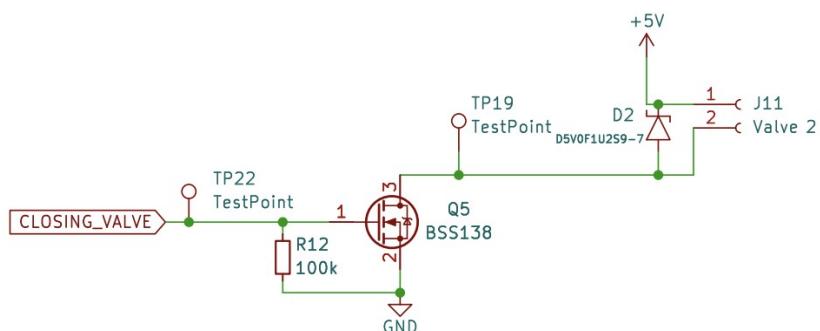
### 3.4.1 Uzavírací ventil

Uzavírací ventil je důležitou součástí systému. Pneumatický systém rozdělí na dvě větve, kde jedna je část s manžetou a druhá větve je jako referenční.



**Obrázek 3.16:** Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1. [CON]

Pro tento účel je použit ventil CONJOIN CJAV08-2B05A1. Je to řízený napětím, normálně zavřený, vzduchový ventil typu solenoid o  $U = 5 \text{ V}$  a vstupní proud o  $I = 204 \text{ mA} \pm 10\%$  [CON]



**Obrázek 3.17:** Schéma zapojení uzavíracího ventilu.

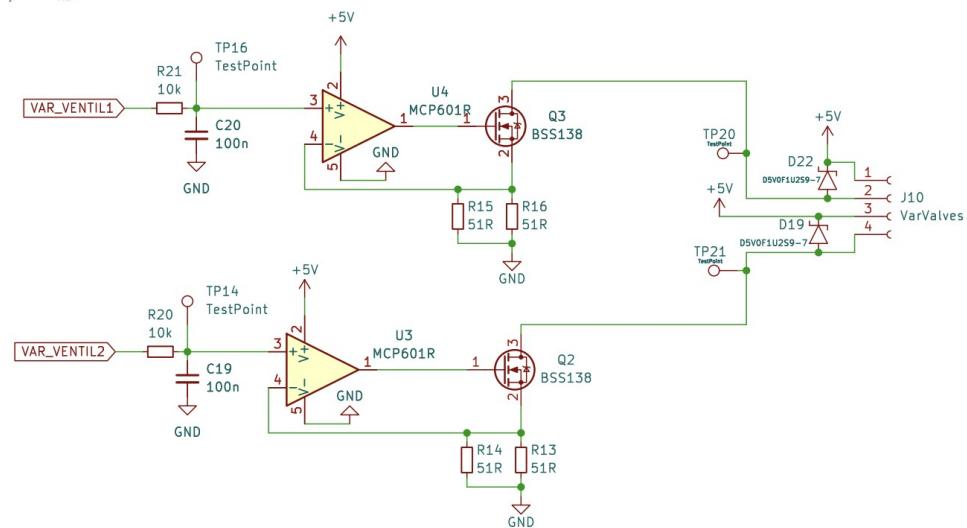
Pro řízení ventilu z výstupního pinu MCU je použitý NMOS tranzistor BSS138. BSS138 má spínací práh napětí  $U_{GS} = 3.3 \text{ V}$  což je přímo výstupní napětí z GPIO a maximální proud přes drain je  $I_D = 0.22 \text{ A}$ . Resistor přes Gate a Source zajistí známé napětí, pokud bude vstup na Gate plovoucí. Tím se zamezí neznámé chování tranzistoru.

### 3.4.2 Regulační ventil

Regulační ventily slouží k regulaci tlaku v systému při terapii a také jako vypouštěcí ventily pro vrácení pneumatického systému na atmosférický tlak. Ventily jsou umístěny na každe větvě pneumatického systému. Během terapie je možno si zvolit jak moc vysoký průtok vzduchu je možný, tím můžeme regulovat tlak v obou větvích podle potřeby terapie.

Regulační ventily jsou použité JQF4-6A/DC6V. Je to normálně otevřený lineární solenoid ventil. Maximální povolený tlak je  $350\text{mmHg}$ , řízený napětím  $U = 6\text{ V DC}$  a proudový odběr je  $I = 0.107\text{ A}$ .

Napětí na ventilech je  $5\text{V}$  i přes to, že ventily požadují napětí  $6\text{ V}$ . Sadou testů zjistilo, že momentální napětí vyhovuje našim požadavkům a únik tlaku při plném sevření nijak neovlivňuje terapii a přidáním  $6\text{ V}$  by se akorát zvýšila komplexita systému.



Obrázek 3.18: Schéma zapojení regulačních ventilů.

### Zdroj proudu

Regulační ventily jsou řízené napěťově řízeným zdrojem proudu jak je na obrázku (3.18).

Ventily jsou napojené na drain NMOS tranzistoru, přes který jde konstantní napětí požadované ventilem. Proud se řídí operačním zesilovačem, který má na neinvertujícím vstupu  $U_+$  napojené řídící napětí  $U_i$ . Výstup operačního zesilovače je spojen s gate tranzistoru. Source tranzistoru je spojen s invertujícím vstupem  $U_-$  operačního zesilovače a také paralelně k zemi jsou zapojeny resistory  $R_{||}$ , které určují maximální možný proud na regulačních ventilech. Výsledný proud je:

$$I = \frac{U_i}{R_{||}} \quad (3.3)$$

V případě na obrázku (3.18) paralelní resistory  $R_1 = R_2 = 51\Omega$  mají

výslednou hodnotu:

$$R_{\parallel} = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} = \frac{51}{2} = 25.5 \Omega$$

Maximálním napětí, které umožní MCU z GPIO pinu je  $3.3 V$  proto maximální možný proud na regulačních ventilech je:

$$I = \frac{U_i}{R_{\parallel}} = \frac{3.3}{25.5} \approx 129 mA$$

Pokud budeme brát v úvahu ideální OZ, tak do invertujícího  $U_-$  a ne-invertujícího  $U_+$  vstupu jde nulový proud, kde  $U_+ = U_-$  a výstup z OZ je

$$U_o = A(U_+ - U_-) \quad (3.4)$$

kde  $A[-]$  je zesilovační činitel, který se blíží k nekonečnu. Pokud bude na výstupu OZ nulové napětí, tranzistor je uzavřen a napětí na source je také nulové. Pokud, ale například řídící napětí bude  $U_i = 1V$ , poté se OZ bude snažit, aby rozdíl  $U_+ - U_- = 0$ , tak na výstupu OZ se bude zvyšovat napětí dokud napětí na source nebude  $U_- = U_i$ . To znamená, že přes regulační ventily právě bude procházet proud z rovnice (3.3).

Použitý NMOS tranzistor je BSS138, má minimální prahové napětí  $U_{GS(th)} = 0.5 V$ , to je napětí, při kterém začne protékat proud na drain. To znamená, že minimální řídící napětí musí být  $U_i = 0.5 V$

## ■ Řídící signál

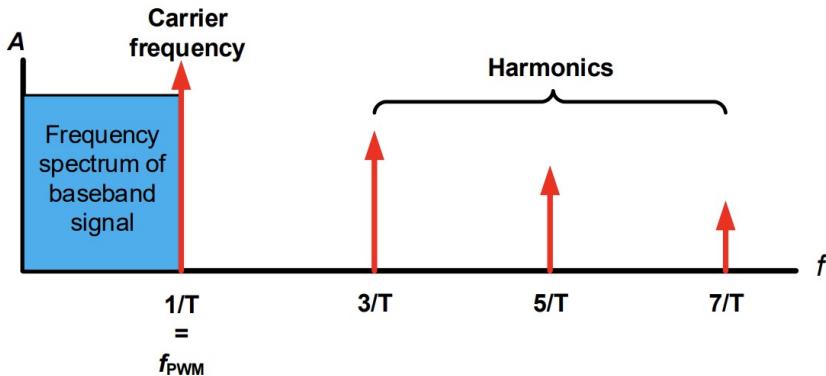
Řídící signál je čtvercový pro řízení proudového zdroje. PWM signál z MCU o frekvenci  $f_{PWM} = 25 kHz$  je filtrován pomocí RC článku o zlomové frekvenci  $f_c = 159 Hz$ , který slouží pro modulaci řídícího PWM signálu na konstantní napětí.

Pulse Width Modulated(PWM) signál je periodický čtvercový signál s fixní periodou a měnící se poměrem času v log.1 a log.0, také nazývané jako strída(Duty Cycle). Průměrné napětí PWM signálu je

$$U_{out} = U_{max} \cdot DutyCycle \quad (3.5)$$

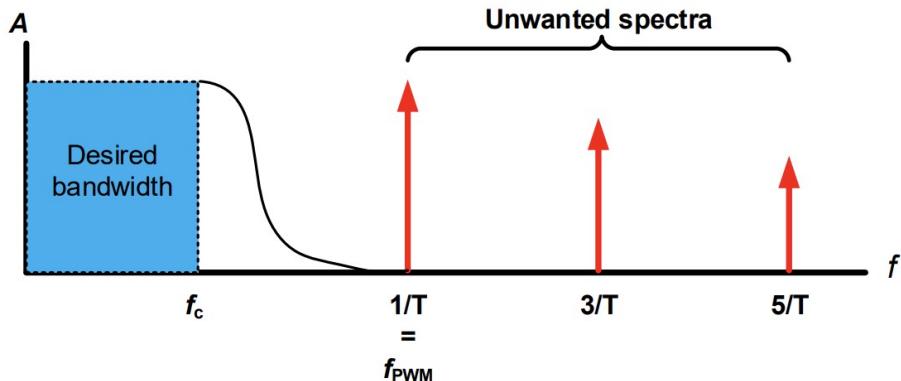
kde  $U_{max}$  je maximální amplituda PWM signálu.

Pomocí fourierovy analýzy PWM signálu můžeme vidět, že PWM signál se neskládá pouze z jedné frekvence, ale z mnoha (3.19).



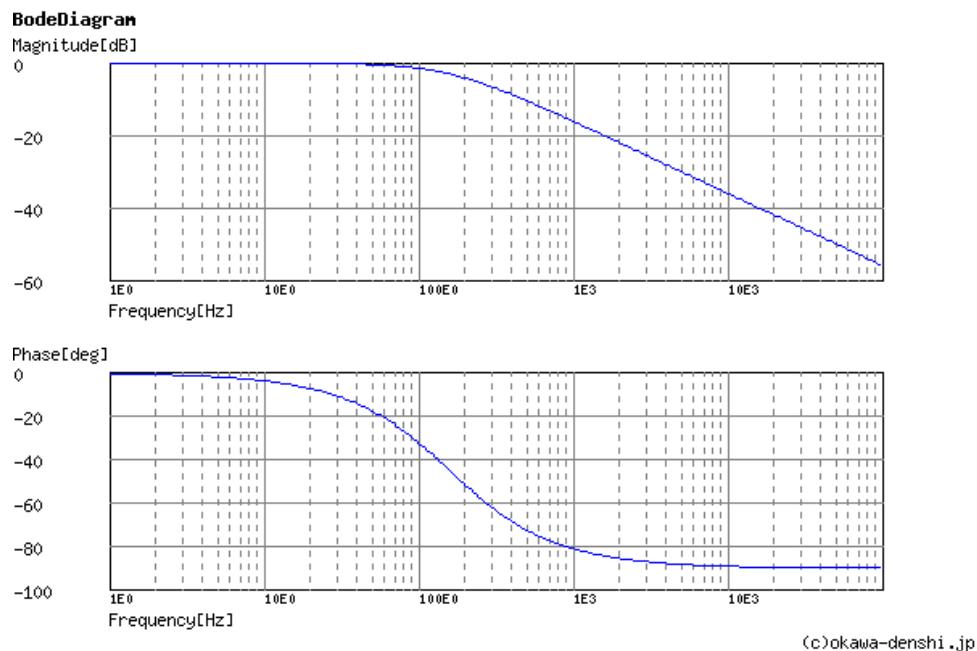
**Obrázek 3.19:** Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvence PWM signálu a  $T$  je jeho perioda. [tec]

Největší amplitudu typického PWM signálu má na její nastavené frekvenci  $f_{PWM}$  a ostatní harmonické frekvence jsou její celočíselné násobky. Tyto frekvence přidávají nechtěný šum a můžou být potlačeny pomocí filtru typu dolní propust.



**Obrázek 3.20:** Požadované odstranění frekvenc ve spektru PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvence PWM signálu a  $T$  je jeho perioda,  $f_c$  je zlomová frekvence filtru. [tec]

Použitá dolní propust je RC filtr. Podle obrázku (3.18) RC filtr je složený z odporu  $R = 10 \text{ k}\Omega$  a kondenzátoru  $C = 100 \text{ nF}$  kde výstupní napětí je napětí na kondenzátoru. Kde  $f_c = 159 \text{ Hz}$  je zlomová frekvence filtru.

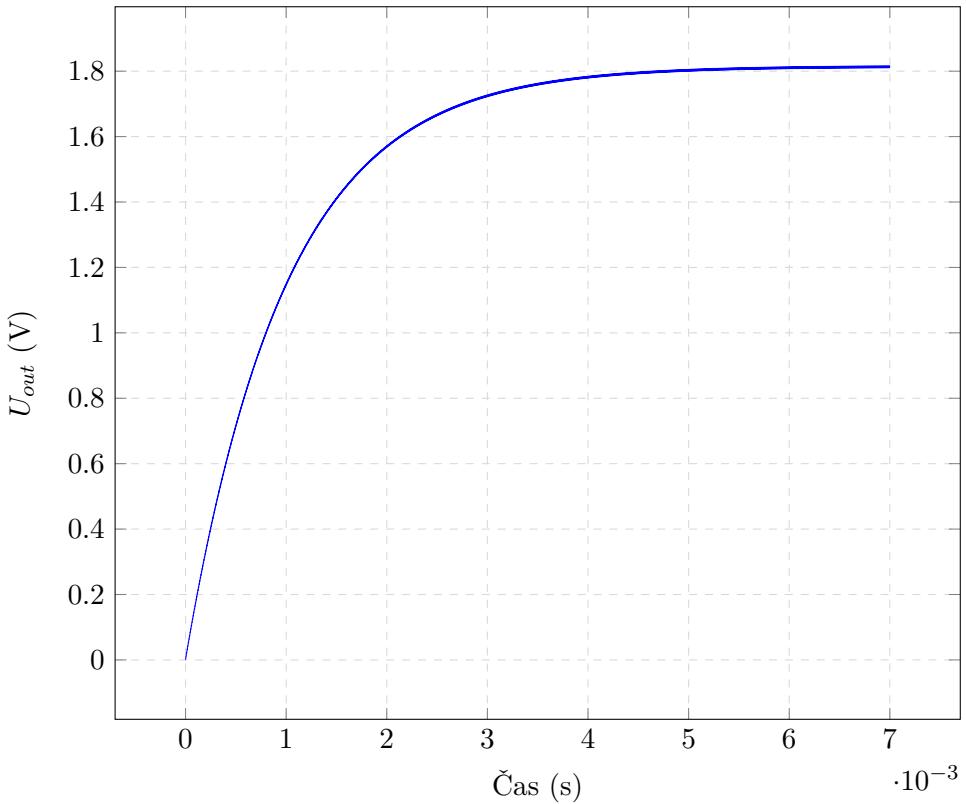


(c)okawa-denshi.jp

**Obrázek 3.21:** Frekveční charakteristika použitého RC filtru pro převod PWV na napětí.[Des]

Na obrázku (3.21) můžeme vidět, že signál se začne atenuovat na zlomové frekvenci a fáze signálu se začne posouvat na frekvenci  $\frac{f_c}{10}$ .

Aby výstupní řídící signál byl co nejvíce konstatní musíme zvolit vstupní frekvenci PWM signálu co nejvyšší, aby harmonické složky byly co nejvíce utlumeny.



**Obrázek 3.22:** Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvencí  $f_{PWM} = 168 \text{ kHz}$ . Simulace byla provedena v programu LTspice XVII.

Rušení výstupního signálu ovlivní chování regulačního ventilu. Toto rušení způsobí periodickou změnu amplitudy výstupního signálu a regulační ventil se podle této amplitudy bude periodicky otevírat a zavírat. Při zvolené frekvenci PWM  $f_{PWM} = 168000 \text{ Hz}$  je změna napětí  $\approx 2 \text{ mV}$ . To způsobí změnu proudu  $I = \frac{0.002}{25.5} = \pm 78.4 \mu\text{A}$ .

Volba velikosti prvků RC článku ovlivní schopnost reakce na změnu vstupního napětí. Časová konstanta  $\tau = RC = 10 \times 10^3 \cdot 100 \times 10^{-9} = 1 \text{ ms}$  definuje čas, který potrvá aby napětí na kondenzátoru dosáhlo  $U_C(\tau) = U_{in}(\tau)(1 - e^{-1})$ , což je  $\approx 63 \%$  vstupního napětí  $U_{in}$ .

Díky rovnici

$$2^N = \frac{f_{TIMCLK}}{f_{PWM}} \quad (3.6)$$

můžeme získat přesnost střídy PWM signálu.  $f_{TIMCLK} = 168 \text{ MHz}$  je obnovovací frekvence periferie TIMER, který generuje PWM signál. Pokud rovnici (3.6) vyřešíme pro  $N$  získáme rovnici pro počet bitů a přesnosti střídy PWM signálu.

$$N = \frac{\log_2(\frac{f_{TIMCLK}}{f_{PWM}})}{\log_2(2)} = \frac{ARR}{\log_2(2)} \quad (3.7)$$

$ARR$  je Auto-Reload-Register MCU pro daný TIMER. Podle nastavené

hodnoty v  $ARR$  je možné nastavit frekvenci PWM signálu. Pro tento případ  $N = 9.96$  bit.

## 3.5 Digitalizace analogových signálů

Tato sekce popisuje typy použitých analogově digitálních převodníků, které jsou použity pro snímání analogových výstupů ze senzorů tlaku. Jsou použity dva typy AD převodníků, první je 12 bit AD převodník součástí MCU STM32F407ZG6 pro snímání napětí tlakových sezonů na větvích pneumatického systému popsaných v sekci (3.3.1). Další je 24 bit sigma-delta AD převodník Microchip MCP3561 pro snímání napětí z diferenčního tlakového sensoru popsaný v sekci (3.3.2).

### 3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému

Je použit AD převodník součástí periférii rodiny MCU STM32F4xx. Jedná se o 12 bitový AD převodník s postunout aproximací a maximální vzorkovací frekvencí  $f_{sample} = 2.4 \text{ MSPS}$ . Pro každý kanál se může aplikovat jiná vzorkovací frekvence.

Díky měření pouze absolutní hodnoty tlaku ze senzorů vzorkovací frekvence nemusí být vysoká. Vzorkovací frekvence je:

$$f_{sample} = \frac{f_{ADCCKL}}{\text{vzorkovací počet cyklů} + 15 \text{ cyklů}} = \frac{20.5 \text{ MHz}}{480 + 15} \approx 41.5 \text{ kHz} \quad (3.8)$$

Vzorkovací frekvence závisí na vstupní frekvenci AD převodníku  $f_{ADCCKL} = 20.5 \text{ MHz}$ , minimální počet  $f_{ADCCKL}$  cyklů pro převod je 15 a vzorkovacím počtem cyklů, které jsou předem dané výrobcem. Minimální počet vzorkovacích cyklů je 3 a maximální je 480.

Přesnost AD převodníku je  $1LSB = \frac{U_{ref}}{2^N} = \frac{3.3}{2^{12}} = 0.000805 \frac{V}{ADC \text{ krok}}$  závisí na referečním napětí diskutovaném v sekci (3.1.2).

$$R_{AIN} = \frac{k - 0.5}{f_{ADCCLK} \cdot C_{ADC} \cdot \ln(2^{N+2})} - R_{ADC} \quad (3.9)$$

Rovnice (3.9) slouží pro určení maximální vstupní externí impedance pro chybu pod  $\frac{1}{4} LSB$ .  $N = 12$  je rozlišení AD převodníku,  $k = 480$  je vzorkovací čas,  $R_{ADC} = 6 \text{ k}\Omega$  je vnitřní impedance vstupního kanálu AD převodníku a  $C_{ADC} = 4 \text{ pF}$  je interní kapacita obvodu Sample and Hold. Výsledná maximální vstupní impedance je  $R_{AIN} = 1.75 \text{ M}\Omega$ , ale podle katalogového listu je maximální externí impedance AD převodníku  $R_{AIN} = 50 \text{ k}\Omega$ .

K dalším chybám AD převodníku patří

Charakteristika	Symbol	Testovací podmínky	Typ	Max	Jednotka
Celková neupravená chyba	$ET$		$\pm 2$	$\pm 5$	
Napěťová nesymetrie	$EO$	$f_{ADC} = 30 \text{ MHz}$	$\pm 1.5$	$\pm 2.5$	
Napěťový zisk	$EG$	$R_{AIN} < 10 \text{ k}\Omega$	$\pm 1.5$	$\pm 3$	LSB
Diferenciální chyba linearity	$ED$		$\pm 1$	$\pm 2$	
Integrální chyba linearity	$EL$		$\pm 1.5$	$\pm 3$	

**Tabulka 3.3:** Charakteristika vestavěného AD převodníku v STM32F407ZG6

### ■ 3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému

Diferenční sensor tlaku snímá dynamické jevy tlaku krevního řečiště. Při srdečním tepu např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka signálu frekvenci  $f = 40 \text{ Hz}$ . Aby byl tlakový analogový signál správně převeden do digitálního signálu, musí být dodržen Nyquistův teorém.

$$f_s \geq 2f \quad (3.10)$$

Rovnice (3.10) říká, že vzorkovací frekvence musí být alespoň dvojnásobek snímaného signálu.

Pro zachycení pulzní tlakové vlny je také zapotřebí dostatečné rozlišení v časové oblasti. Pokud vzorkovací frekvence signálu je  $f_s = 5000 \text{ Hz}$ , chyba v měření může být  $t_e = \pm 200 \mu\text{s}$ . Podle vzorce (2.3) můžeme vypočítat chybu měření v závislosti na časovém kroku. Například až  $l = 0.5 \text{ m}$ ,  $t_2 = 200 \text{ ms}$  a  $t_1 = 0 \text{ ms}$ , tak výsledné PWV bude  $PWV = 5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ . Pokud započítáme chybu  $t_e$  do výpočtu rychlosti pulzní vlny bude

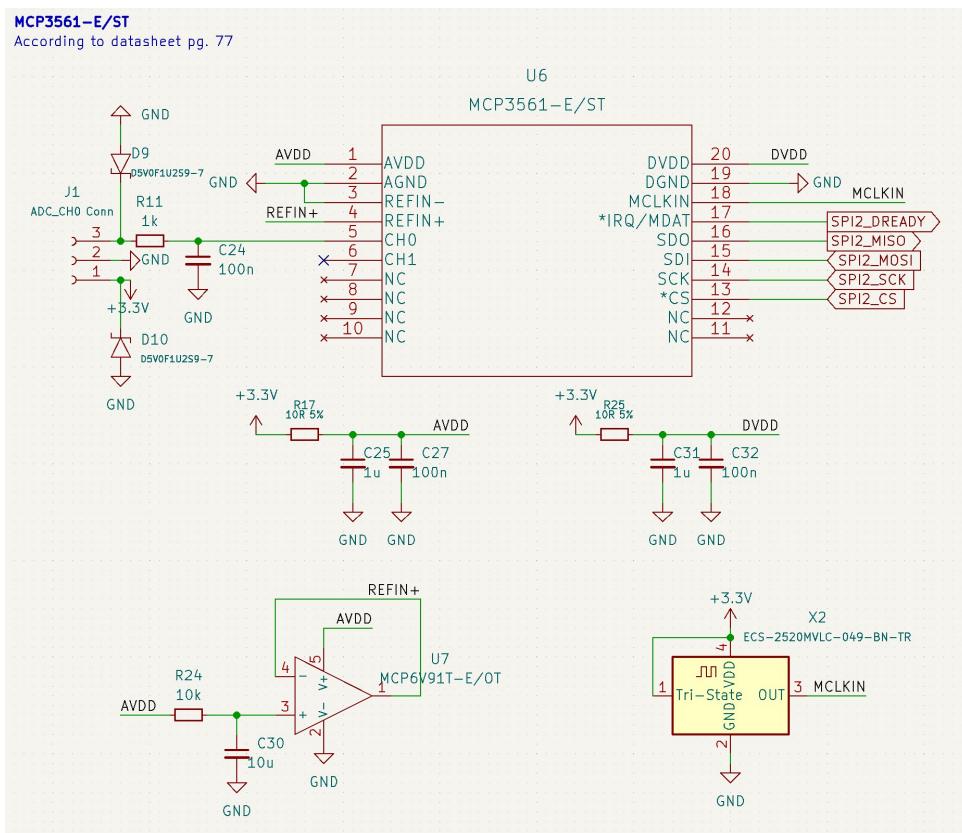
$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1 + t_e} = \frac{1}{0.2 - 0.0002} = 5.005 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1 + t_e} = \frac{1}{0.2 + 0.0002} = 4,995 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Výsledek se může lišit o  $\pm 0.1 \%$ .

Byl vybrán 24 bit sigma-delta AD převodník MCP3561 od firmy Microchip s maximální vzorkovací frekvencí 153.6 kHz. Je to AD převodník s velmi nízkým šumem, s jedním diferenčním vstupem nebo dvěma jednotlivými vstupy analogových signálu. Obsahuje interní oscilátor, teplotní sensor, obvody pro detekci zkratu či odpojeného sensoru, programovatelné zesílení od  $0.33 \times$  až  $64 \times$  a další.

MCP3561 komunikuje s MCU pomocí komunikačního rozhraní Serial Peripheral Interface (SPI) až s maximální rychlostí 20 MHz. Komunikace probíha po 8 bitových slovech, kde odpovědi z AD převodníku můžou mít délku 8, 24 a nebo podle konfigurace i 32 bit.



**Obrázek 3.23:** Zapojení AD převodníku MCP3561

Na obrázku (3.23) je schéma zapojení MCP3561 podle doporučeného zapojení výrobce.

### Napájení a napěťové reference

Zapojení obsahuje oddělené filtrování analogového a digitálního napajecího vstupu. Je použit RC článek typu dolní propusti s parametry resistoru  $R = 10 \Omega$  a kondenzátoru  $C = 1100 \text{ nF}$ . Zlomová frekvence RC článku je  $f_c = 14.5 \text{ kHz}$ .

Referenční napájení AD převodníku obsahuje operační zesilovač v zapojení napěťového sledovače, protože vstupní reference AD převodníku není impedančně oddělena. Operační zesilovač je MCP6V91T od firmy Microchip. Má nízkou teplotně závislou napěťovou nesymetrii  $U_{OS\ Drift} = \pm 17 \frac{\text{nV}}{\text{°C}}$  a také nízkou napěťovou nesymetrii  $U_{OS} = 9 \mu\text{V}$ , nízký šum a je optimalizovaný pro použití v prostředí s vysokým elektromagnetickým rušením.

### Externí oscilátor

Místo interního oscilátoru AD převodníku je použit externí oscilátor ECS-2520MVL od firmy ECS Inc. s frekvencí  $f_{CLK} = 4.9152 \text{ MHz}$ . Externí oscilátor zaručí stabilní funkčnost AD převodníku, protože přesnost interního

oscilátoru není výrobcem zaručena, rozdíly až  $\pm 30\%$ , může se lišit čip od čipu, mohou způsobit vadnou komunikaci a další nepredikovatelné chování. Podporované frekvence externího oscilátoru jsou v rozmezí  $1 \text{ MHz} \leq f_{CLK} \leq 20 \text{ MHz}$ . Frekvence  $f_{CLK} = 4.9152 \text{ MHz}$  byla zvolena díky naměřených parametru AD převodníku v katalogovém listu právě při použití této frekvence.

Maximální možná přenosová rychlosť pro tuto frekvenci oscilátoru je  $f_s = 38400 \text{ Hz}$ .

### **Přesnost a rušení**

Nejmenší možné snímané napětí ideálního  $N = 24 - 1$  bit AD převodníku, protože rozah snímaného napětí je  $\pm U_{ref}$  největší bit je rezervován pro znaménko. Při referečním napětí  $U_{ref} = 3.3 \text{ V}$  je  $1 \text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^{N-1}} \doteq 393.390 \text{ nV}$ . Efektivní počet bitů (ENOB) závisí na interní konfiguraci registrů MCP3561 a od toho se také odvíjí jaká přenosová rychlosť bude mít nejlepší počet efektivních bitů. Přenosová rychlosť udává počet vzorků odeslané po přenosové lince nadřazenému systému, signalizovaném výstupním digitálním pinem AD převodníku  $\overline{TRQ}$ . Rovnice po výpočet přenosové rychlosti:

$$f_s = DRCLK = \frac{DMCLK}{OSR} = \frac{f_{CLK}}{4 \times OSR \times PRESCALE} \quad (3.11)$$

Rovnice je převzatá z katalogu AD převodníku. Kde  $f_{CLK} = 4.9152 \text{ MHz}$  je frekvence AD převodníku, DMCLK je vzorkovací frekvence AD převodníku, PRESCALE je hodnota pro decimaci taktovací frekvence AD převodníku s hodnotami  $PRESCALE = \{1, 2, 4, 8\}$ . OSR (Oversampling Ratio) je poměr vzorkovací frekvence ku přenosové rychlosti. Počet a hodnoty OSR jsou v omezeném množství a jsou napsané v katalogu AD převodníku. Podle katalogu závisí počet efektivních bitů a rušení na OSR. Čím vyšší OSR, tím větší bude počet použitelných bitů a menší rušení. Pro dosáhnutí přenosové rychlosti  $f_s = 5000 \text{ Hz}$  byly vybrány hodnoty  $PRESCALE = 1$ ,  $OSR = 256$  a zesílení  $GAIN = 1\times$ . Vzorkovací frekvence AD převodníku je  $DMCLK = \frac{f_{CLK}}{4 \times PRESCALE} = 1\ 228\ 800 \text{ Hz}$  a výsledná přenosová rychlosť je  $f_s = DRCLK = 4800 \text{ Hz}$ . Výsledná přenosová rychlosť vyhovuje požadavkům. Díky vybrání hodnoty OSR je výsledný ENOB = 19.5 bit a RMS rušení  $U_{noise\ RMS} = 8.94 \mu\text{V}$ . Výsledná přesnost AD převodníku se sníží na  $1 \text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^{ENOB}} \doteq 4.4 \mu\text{V}$ .

K dalším parametry AD převodníku MCP3561 patří

- $f_{CLK} = 4.9152 \text{ MHz}$ ,  $DU_{DD} = AU_{DD} = U_{REF} = 3.3 \text{ V}$ ,  $T = 25^\circ\text{C}$

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Impedance analogového vstupu	$Z_{in}^{(1)}$	-	260	-	$k\Omega$
Rozlišení zavislé na OSR	$Rozlišení^{(2)}$	24	-	-	bit
Napěťová nesymetrie	$U_{OS}$	$\frac{-900}{GAIN}$	-	$\frac{900}{GAIN}$	$\mu\text{V}$
Napěťová nesymetrie závislá na teplotě	$U_{OS\ DRIFT}$	-	$\frac{70}{GAIN}$	$\frac{300}{GAIN}$	$\frac{n\text{V}}{\text{°C}}$
Chyba zesílení	$G_E$	-3	-	+3	%
Chyba zesílení závislé na teplotě	$G_{E\ DRIFT}^{(3)}$	-	0.5	2	$\frac{ppm}{\text{°C}}$
Integrální nelinearity	$INL^{(1)}$	-7	-	+7	ppm FSR <sup>(4)</sup>
Stejnosměrné potlačení souhlasného rušení	$DC\ CMRR$	-	-126	-	dB
Střídavé potlačení souhlasného rušení	$AC\ CMRR$	-	122	-	dB
Poměr signálu k šumu a zkreslení	$SINAD$	105.8	106.7	-	dB
Poměr signálu k šumu	$SNR$	106.7	107.2	-	dB
Celkové harmonické zkreslení	$THD$	-	-116	-111	dB
Dynamický rozsah bez parazitních složek	$SFDR$	110	120	-	dB
Přeslech vstupních kanálů	$CTALK$	-	-130	-	dB

1.  $GAIN = 1$
2.  $OSR \geq 256$
3.  $GAIN = 1,2,4$
4.  $\text{Full-Scale-Range(FSR)} = 2 \times U_{REF}/GAIN$

**Tabulka 3.4:** Charakteristika AD převodníku MCP3561.

## 3.6 Datové úložiště

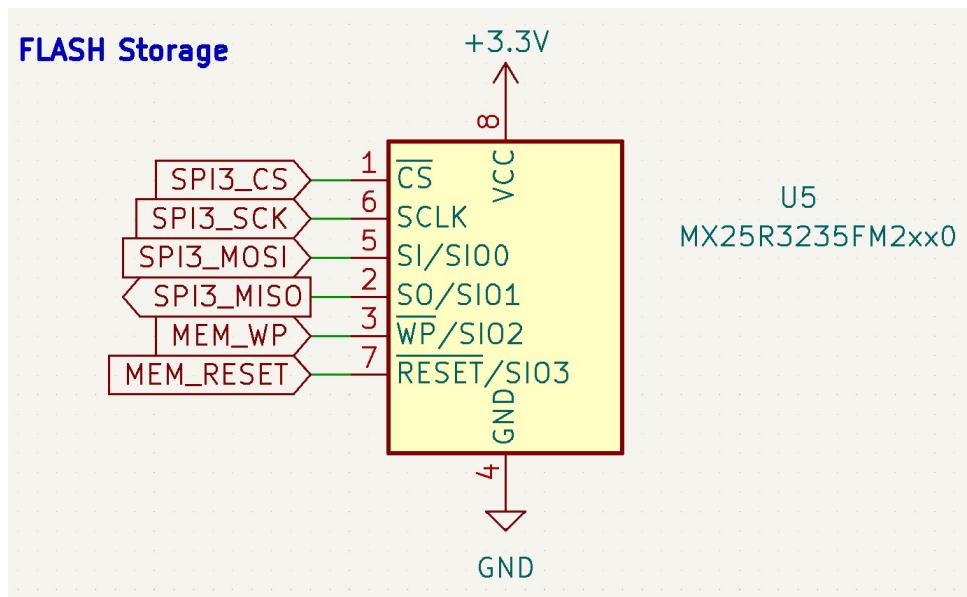
Přidané datové úložiště slouží jako úložiště dat z AD převodníku MCP3561. MCU příjmá data o velikosti  $N = 24 \text{ bit}$  při přenosové rychlosti  $f_s \approx 5000 \text{ Hz}$  po dobu  $T = 30 \text{ s}$ . Velikost úložiště je potřeba alespoň

$$M = N \times f_s \times T = 3\ 600\ 000 \text{ bit}$$

Neboli  $\frac{M}{8} = 450 \text{ kB}$ .

Interní úložiště MCU STM32F407ZG6 typu FLASH je 1 MB, ale toto úložiště slouží jako úložiště programu a také sdílí s periferiemi MCU. Dostupné interní úložiště MCU je menší než potřebné.

Jako přidané datové úložiště je vybrána NOR FLASH paměť MX25R3235FM2IH0 od firmy Macronix o velikosti 32 MBit. Komunikace probíhá přes komunikační protokol SPI. NOR FLASH je typ energeticky nezávislou pamětí, po odpojení napájení stále drží zapsaný obsah.

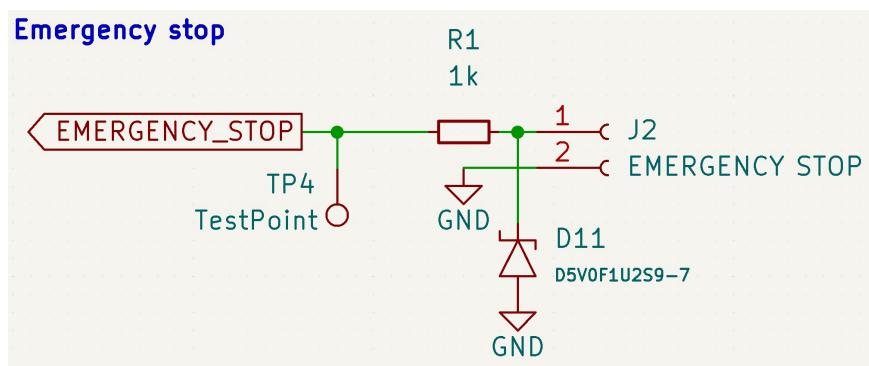


Obrázek 3.24: Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0

Paměť je rozdělena do 64 kB bloků, které jsou poté rozděleny do bloků po 32 kB, ty do 4 kB sektorů. Do paměti je nejmenší možný zápis po 256 B stránkách. Přenosová perioda příchozích 24 bit dat z AD převodníku je  $t_s = 208 \mu s$  a doba pro zápis celé stránky je  $t_{PP} = 850 \mu s$ . 256 B příchozích z AD převodníku je za  $t_p = 256 \times \frac{t_s}{3} \doteq 17.7 ms$ . Použitá paměť nám umožní bezpečně uložit data s dostatečnou prodlevou před příchozí další 256 B z AD převodníku MCP3561.

## 3.7 Nouzové zastavení

V situaci, kdy pacient se během terapie cítí v ohrožení nebo kdy je přístroj mimo běžný predikovatelný stav, je přístroj vybaven obvodem pro připojení nouzového tlačítka.



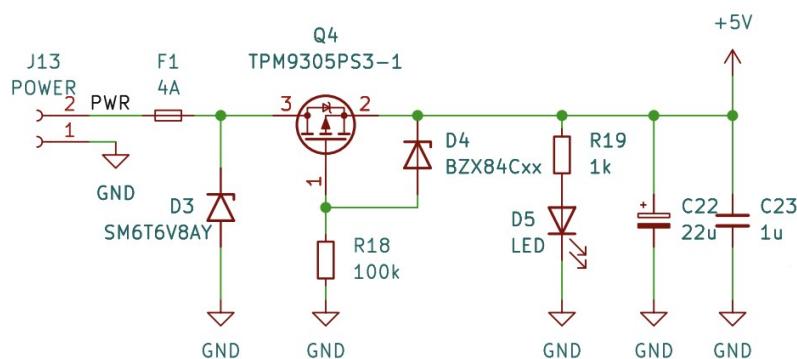
Obrázek 3.25: Schéma zapojení nouzového tlačítka

Nouzové tlačítko je připojeno ke vstupními pinům MCU, které má k dispozici

externí přerušení. Pin MCU musí mít pull up rezistor a přerušení nastavené na detekci spádové hrany. Toto nastavení zajistí detekci odpojeného nouzového tlačítka, přístroj se programově nastaví do stavu nouze a tím uživateli přístroje zabrání spuštění terapie bez zabezpečení proti selhání.

## 3.8 Napájení

Vstupní napájení je použito pro napájení celého přístroje. Vstupní napětí je  $U_{in} = 5 \text{ VDC}$ , které poskytuje napájení pro všechny součástky na přístroji. Vstupní napětí je poté pomocí regulátoru napětí s nízkým úbytkem usměrněno na  $3.3 \text{ V}$  pro napájení MCU, sensorů a ostatních komponentů.



**Obrázek 3.26:** Schéma zapojení vstupního napájení

Celkový proudový odběr přístroje je

Komponenta	Název	Symbol	Hodnota	Jednotka
Diferenční sensor tlaku	Amphenol ELVH-L02D		35	
Sensory tlaku	NXP MP3V5050GC6U		20	
Uzavírací ventily	Conjoin CJAV08-2B05A1		401	
Regulační ventily	JQF4-6A/DC6V	I	214	mA
Modul měření BP	PAR NIBP 2020 UP		1000	
MCU	ST M STM32F407ZG6		109	
AD převodník	Microchip MCP3561		2.2	
FLASH Paměť	Macronix MX25R3235F		2	
$\Sigma$			1.7922	A

**Tabulka 3.5:** Celkový proudový odběr přístroje

Přístroj je opatřen 4 A pojistkou a ochranou proti opačné polaritě. Ochrana proti opačné polaritě zajistí při špatném zapojení, aby proud neprotékal přístrojem, ale musí se zajistit, aby ztrátový výkon

$$W = I^2R$$

byl co nejmešní při správném zapojení. Proto je použit PMOS tranzistor jako ochrana obvodu. Pokud je zdroj zapojen správně, gate je připojen k zemi a source je připojen na kladný terminál, proud bude protékat přes drain. Protože  $U_G = 0 \text{ V}$  a  $U_S = U_{in}$ , tak

$$U_{GS} = U_G - U_S$$

$U_{GS} = -U_{in}$ , proto je potřeba, aby práhové napětí tranzistoru bylo více něž

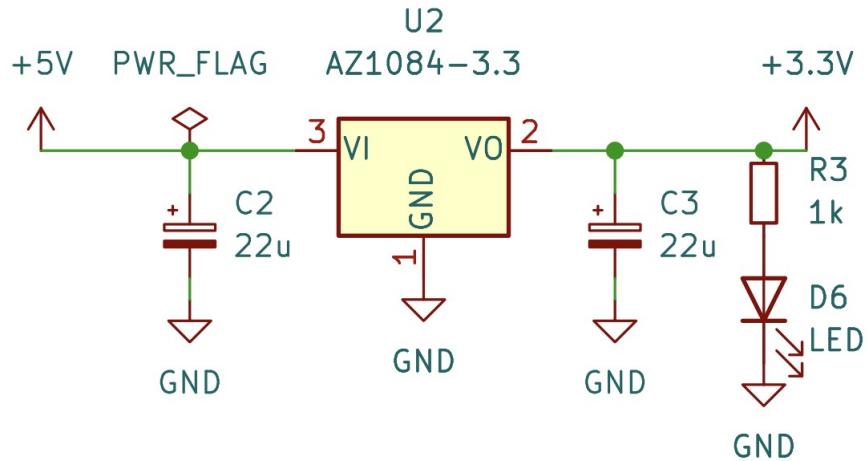
$$U_{GS(ON)} > -U_{in}$$

Při opačném zapojení napájení  $U_S = -U_{in}$  a  $U_G = 0 \text{ V}$ , tak  $U_{GS} = U_{in}$  tranzistor je vypnut a přes obvod neprotéká proud. V návrhu je použit tranzistor TPM9305PS3, který má  $U_{GS(ON)} = -2.5 \text{ V}$ ,  $I_{DMAX} = -4.1 \text{ A}$  a  $R_{DS(ON)} = 52 \text{ m}\Omega$  při  $U_{GS} = -4.5 \text{ V}$ . Ztrátový výkon bude při proudovém doběru  $I = 2 \text{ A}$

$$W_{loss} = I^2 R \approx (2)^2 (0.052) = 0.208 \text{ W}$$

Na schématu (3.26) je připojena mezi  $U_G$  a  $U_S$  zenerova dioda, která zamezí maximální napětí, pro ochranu tranzistoru. Pokud napájecí zdroj bude mít větší napětí něž maximální povolené napětí na  $U_{GS}$ , zenerova dioda upne  $U_{GS}$  na její maximální napětí.

Pro maximální zamezení rušivých jevů a zplešení EMC jsou připojeny paralelně dva blokovací kondenzátory.



Obrázek 3.27: Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V

Na obrázku (3.27) je schéma zapojení lineárního regulátoru napětí s nízkým úbytkem AZ1083-3.3. Vstupní napětí je v rozmezí  $1.5 \text{ V} \leq U_{in} \leq 12 \text{ V}$ . Výstup regulátoru je fixní na  $U_{out} = 3.3 \text{ V}$  a maximální výstupní proud je  $I_{out(MAX)} = 5 \text{ A}$ . Zapojení regulátoru je podle doporučeného zapojení v katalogovém listu.

## Kapitola 4

### Software

Tato kapitola se zaměří na popis vývojového prostředí, používaného programovacího jazyka a knihoven.



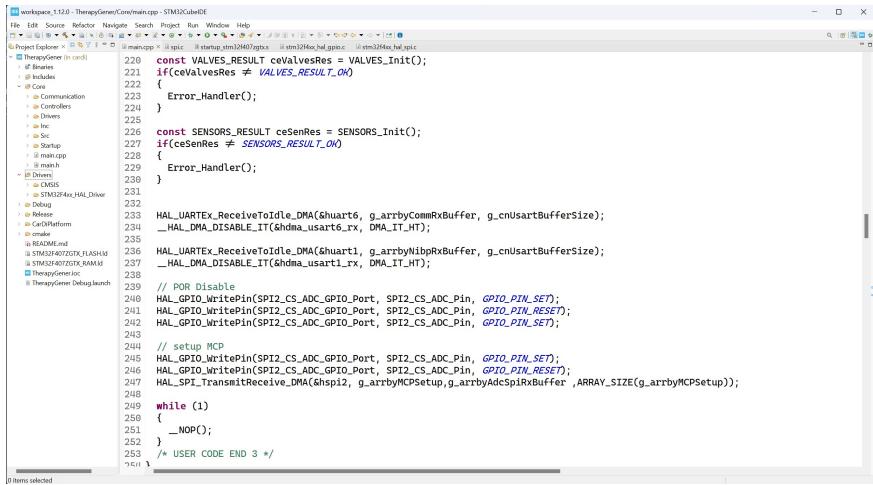
Obrázek 4.1: Digram připojených periférií k MCU

#### 4.1 Vývojové prostředky

MCU STM32F407ZG6 je postaveno na architektuře Arm Cortex M4 s přidaným jádrem a instrukcemi pro výpočty plouvoucích čísel. Programování MCU

#### 4. Software

probíha v programovacím prostředí od ST Microelectronics STM32CubeIDE, které má v sobě zabudovaný kompilátor, prostředí pro debugging a a prostředky pro nahrání SW do MCU.



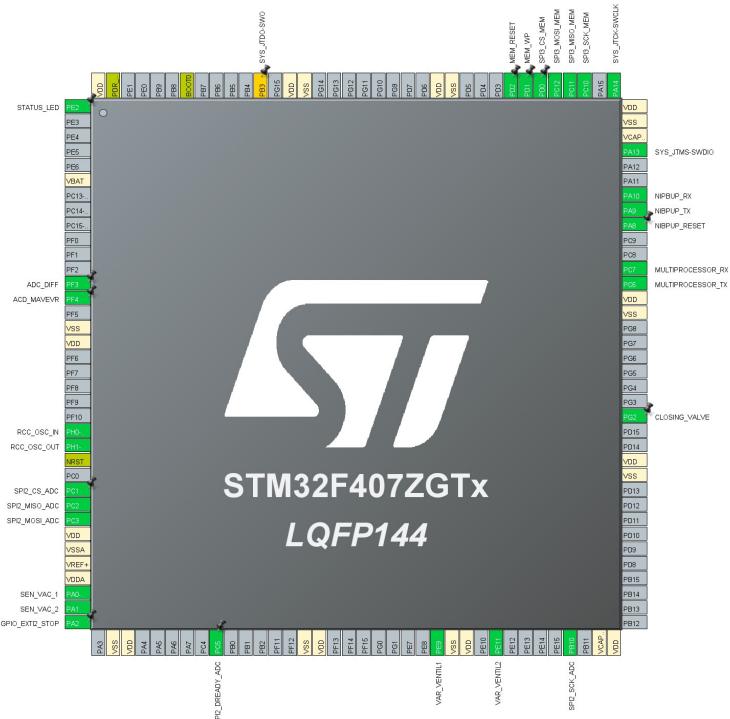
```

workspace_1.12.0 - ThermopyGen/Core/main.cpp - STM32CubeIDE
File Edit Source Refactor Navigate Search Project Run Window Help
Project ThermopyGen (1 item) ThermopyGen (1 item) ThermopyGen (1 item) ThermopyGen (1 item)
ThermopyGen (1 card)
  ▾ Beavers
  ▾ Beavers
  ▾ Core
    ▾ Communication
    ▾ Controllers
    ▾ Sensors
    ▾ Inc
    ▾ So
    ▾ Startup
  ▾ main.cpp
  ▾ main.h
  ▾ CMSIS
    ▾ STM32F4xx_HAL_Driver
    ▾ Debug
  ▾ HAL
    ▾ CarafeReform
    ▾ cmis
    ▾ HAL_DMA.m4
    ▾ HAL_DMA.h
    ▾ HAL_DMA.c
    ▾ HAL_UARTEx.h
    ▾ HAL_UARTEx.c
    ▾ HAL_SPI.h
    ▾ HAL_SPI.c
    ▾ ThermopyGen_Debug.launch
220 const VALVES_RESULT ceValvesRes = VALVES_Init();
221 if(ceValvesRes ≠ VALVES_RESULT_OK)
222 {
223     Error_Handler();
224 }
225
226 const SENSORS_RESULT ceSenRes = SENSORS_Init();
227 if(ceSenRes ≠ SENSORS_RESULT_OK)
228 {
229     Error_Handler();
230 }
231
232 HAL_UARTEx_ReceiveToIdle_DMA(&huart6, g_arrbyCommRxBuffer, g_cnUsartBufferSize);
233 __HAL_DMA_DISABLE_IT(&hdma_usart6_rx, DMA_IT_HT);
234
235 HAL_UARTEx_ReceiveToIdle_DMA(&huart1, g_arrbyNlbpRxBuffer, g_cnUsartBufferSize);
236 __HAL_DMA_DISABLE_IT(&hdma_usart1_rx, DMA_IT_HT);
237
238
239 // POR Disable
240 HAL_GPIO_WritePin(SPI2_CS_ADC_GPIO_Port, SPI2_CS_ADC_Pin, GPIO_PIN_SET);
241 HAL_GPIO_WritePin(SPI2_CS_ADC_GPIO_Port, SPI2_CS_ADC_Pin, GPIO_PIN_RESET);
242 HAL_GPIO_WritePin(SPI2_CS_ADC_GPIO_Port, SPI2_CS_ADC_Pin, GPIO_PIN_RESET);
243
244 // setup MCP
245 HAL_GPIO_WritePin(SPI2_CS_ADC_GPIO_Port, SPI2_CS_ADC_Pin, GPIO_PIN_SET);
246 HAL_GPIO_WritePin(SPI2_CS_ADC_GPIO_Port, SPI2_CS_ADC_Pin, GPIO_PIN_RESET);
247 HAL_SPI_TransmitReceive_EDMA(&hspi2, g_arrbyMCPSetup, g_arrbyAdcSpiRxBuffer, ARRAY_SIZE(g_arrbyMCPSetup));
248
249 while (1)
250 {
251     __NOP();
252 }
253 /* USER CODE END 3 */
254

```

**Obrázek 4.2:** Ukázka vývojového prostředí STM32CubeIDE pro mikroprocesory STM32

STM32CubeIDE také sprostředkovává ovladače pro komunikaci s internímy periferiemi a prostředí pro konfiguraci MCU.



rovou inicializaci periférií.

Nahrání SW a debuggování MCU musí být provedeno přes programátor od firmy ST Microelectronics ST-LINK.



**Obrázek 4.4:** Programátor ST-LINK V2/ISOL

MCU využívá komunikační protokol Serial Wire Debug vyvinutý přímo firmou ST M. Pro připojení k DPS je použitý speciální kabel od firmy TagConnect TCP2030, který se připojí na kontakt na povrchu DPS.



**Obrázek 4.5:** Programovací kabel TagConnect TCP2030

## 4.2 Komunikace s nadřazeným systémem

Nadřazený systém je systém, se kterým interakuje uživatel a zároveň sprostředkovává příkazy pro ovládání DPS a případný sběr naměřených dat z DPS. Nadřazený systém také slouží jako bezpečnostní bariéra, omezením přístupu uživatele k "živým" potenciálně nebezpečným částim přístroje a to z hlediska hardware i vymezením příkazů na ovládání DPS.

Komunikace probíhá pomocí asynchronního seriového rozhraní UART s přenosovou rychlostí 115200 baud. UART umožňuje zasílaní jakýkoliv dat čí provedení úkonů ze strany DPS, záleží na definici příkazů. Definice příkazů musí být z stejná ze strany DPS i nadřazeného systému. Přenosová rychlosť byla 115200 baud zvolena pro optimální rychlosť přenosu dat, ale i pro spolehlivý přenos. Jelikož UART je asynchronní komunikace, záleží na přesném časování příchozích a odchozích dat, jinak hrozí korupce dat a nevalidní přenos a případné nesplnění příkazů.

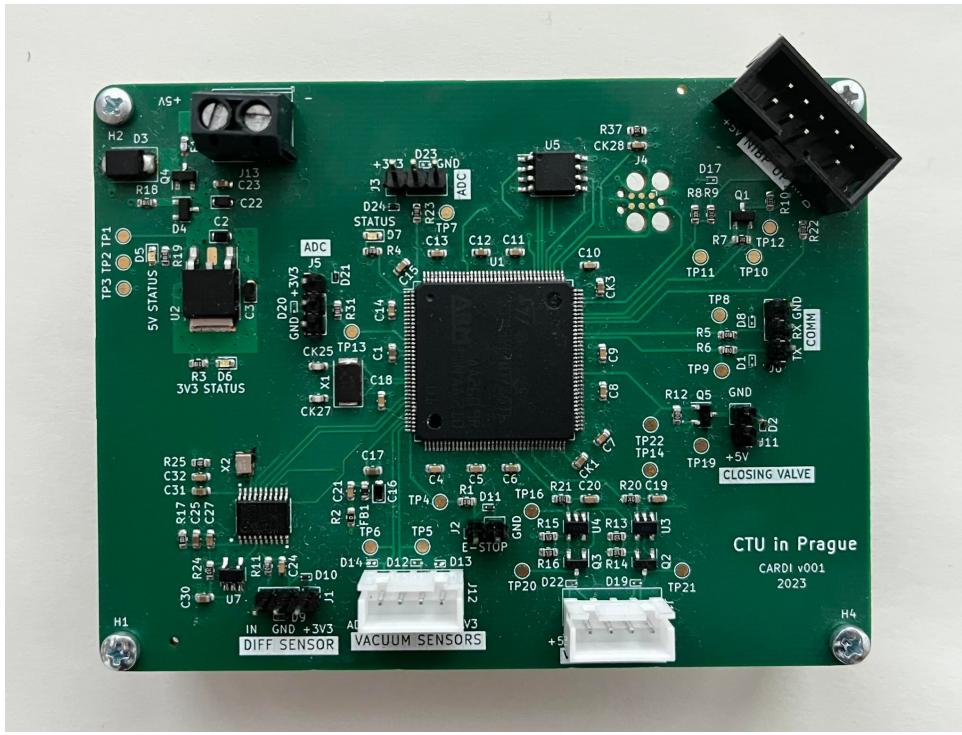
# Kapitola 5

## Realizace

V této kapitole je popsána realizace systému CarDi a jeho parametrů. Je popsána metoda měření, charakterizace pneumatického systému a analýza analogově digitálních převodníků.

### 5.1 Deska plošného spoje

Na desce plošného spoje (DPS) sídlí všechny elektrické komponenty pro řízení systému, sběr a vyhodnocení dat. DPS a schéma je navržena v otevřeném freeware KiCad EDA.



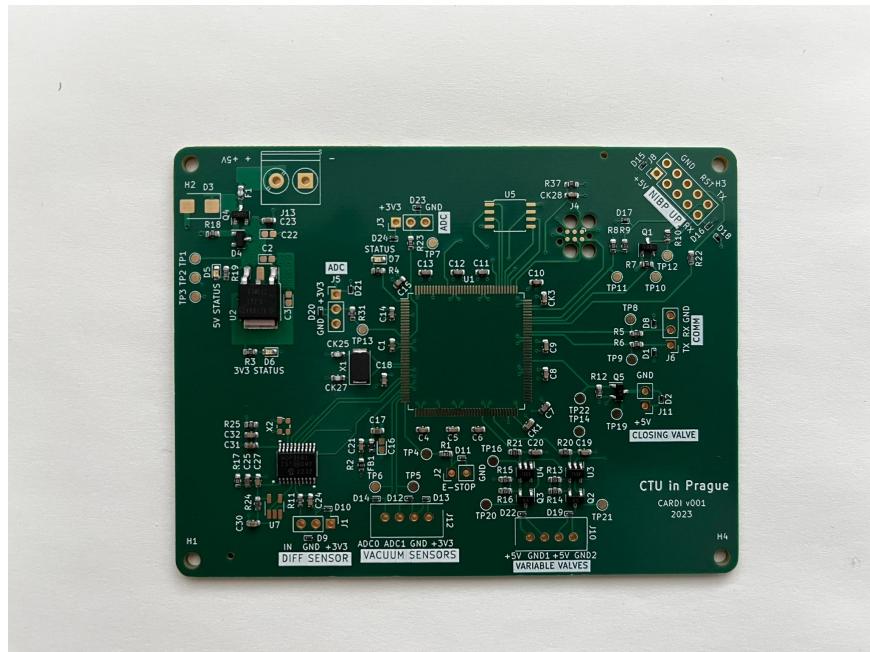
**Obrázek 5.1:** Realizovaná deska plošného spoje.

DPS je čtyřvrstvá deska o výšce 1.6 mm s dvěma signálovými vrstvami a dvěma silovýma vrstvami. Kde první(horní) vrstva je signálová a nachází

## 5. Realizace

se na ní veškeré elektronické komponenty. Druhá je společná zem, třetí je napájecí 3.3 V a poslední spodní vrstva je také signálová. Základní materiál je FR-4 a povrchová úprava je ENIG(Electroless nickel immersion gold).

DPS je vyrobena a z části osazena firmou JLCPCB.



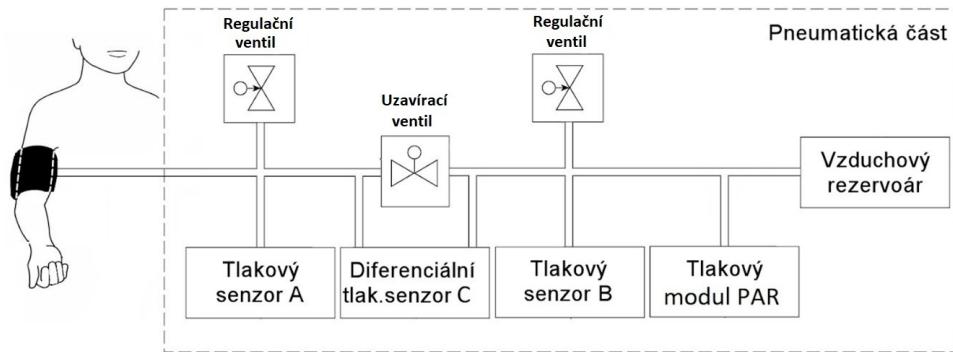
5.1. Deska plošného spoje

Typ	Název	Hodnota	Počet	Cena	Jednotky
Kondenzátor		100 nF	10	0.022	
Kondenzátor		22 pF	2	0.0174	
Kondenzátor		1 uF	4	0.018	
Kondenzátor		2.2 uF	2	0.0096	
Kondenzátor		4.7 uF	1	0.0091	
Kondenzátor		10 uF	1	0.006	
Kondenzátor		22 uF	3	0.015	
Resistor		51 Ω	4	0.5688	
Resistor		10 Ω	2	0.0032	
Resistor		20 kΩ	5	0.005	
Resistor		10 kΩ	7	0.0056	
Resistor		0 Ω	1	0.001	
Resistor		1 kΩ	10	0.005	
Resistor		100 kΩ	2	0.002	€
Dioda	BZX84C10VLT116		1	0.2264	
Dioda	D5V0F1U2S9-7		19	3.0837	
Dioda	SM6T6V8AY		1	0.1372	
Dioda	LED Green		3	0.0717	
IO	AZ1084CD-3.3TRG1		1	0.2395	
IO	MCP3561-E/ST		1	5.5941	
IO	MCP6001RT-I/OT		2	0.486	
IO	MCP6V91T-E/OT		1	1.81	
IO	MX25R3235FM2IL0		1	0.88	
IO	STM32F407ZGT6		1	1.02	
MOSFET	TPM9305PS3-1		1	0.0958	
MOSFET	BSS138		4	0.09	
Ferritový korálek	MPZ1608S102ATA00		1	0.0196	
Oscilátor	ABM3-8.000MHZ-D2Y-T	8 MHz	1	0.5783	
Oscilátor	ECS-2520M VLC-049	4.9152 MHz	1	1.23	
Pojistka	F0603FF4000V032TM	4 A	1	0.0762	
Σ			94	16.3262	€
Služba	Výroba PCB od JLCPCB		1	5	€
Služba	Osazení PCB od JLCPCB		1	16	€
Σ			2	21	€
Programátor	ST-LINK/V2-ISOL		1	76.99	€
Kabel na programování	Tag Connect TC2030 IDC		1	40.37	€
Σ			2	117.36	€
Σ	Bez DPH			154.6862	€

**Tabulka 5.1:** Celkový počet součástek a výrobní cena

## 5.2 Pneumatická část

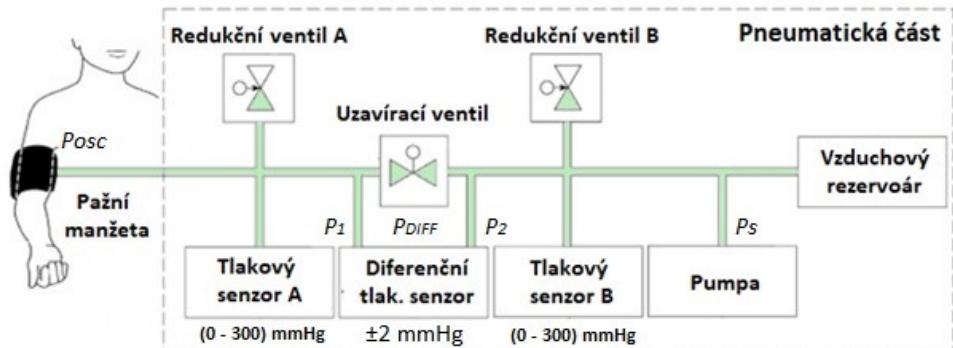
Pneumatická část systému je část ve které probíhá měření hemodynamických parametrů srdce pacienta. Je to jediná část systému, která přichází v přímý kontakt s pacientem. Tato část je sestavena podle patentu [FV19, US Patent US10251567]



Obrázek 5.4: Blokové schéma pneumatického systému

### 5.2.1 Metoda měření

Měření probíhá ve dvou fázích. V první fázi se systém natlakuje na suprasystolický tlak  $P_s$  při otevřeném uzavíracím ventilu a zavřených regulačních ventilech. Suprasystolický tlak  $P_s$  je  $\approx 50 \text{ mmHg}$  nad systolickým tlakem pacienta.



Obrázek 5.5: První fáze měření oscilometrických pulzací [V.23]

V celé pneumatické části bude suprasystolický tlak a tlak v jednotlivých bodech je

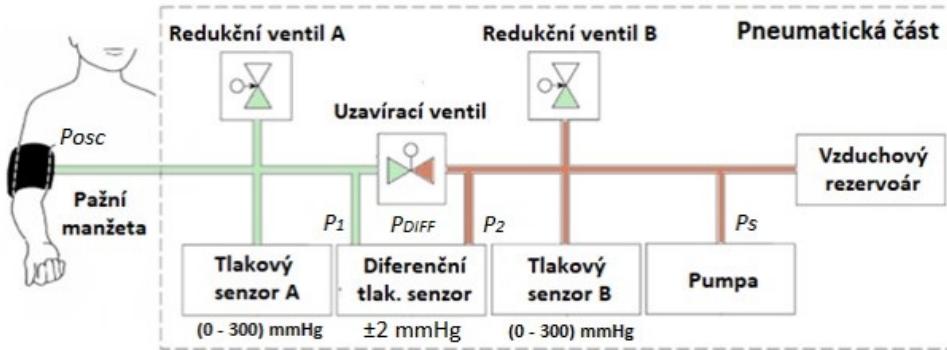
$$P_1 = P_{osc} + P_s$$

$$P_2 = P_{osc} + P_s$$

$$P_{DIFF} = P_1 - P_2 = 0$$

Na výstupu diferenčního senzoru tlaku je nulový signál.

V druhé fázi měření po natlakování systému na suprasystolický tlak, se uzavírací ventil uzavře.



**Obrázek 5.6:** Druhá fáze měření oscilometrických pulzací [V.23]

Tlak na větvích pneumatického systému bude následovný

$$P_1 = P_{osc} + P_s$$

$$P_2 = P_s$$

$$P_{DIFF} = P_1 - P_2 = P_{osc} \quad (5.1)$$

Jelikož na měříme rozdíl tlaků ve větvích na výstupním signálu diferenčního senzoru budou pouze tlakové oscilace  $P_{osc}$ . Pomocí regulačních ventilů se bude snižovat statický tlak v obou větví současně, aby nadále zůstala pouze oscilační složka. Tento způsob měření způsobí zvýšení citlivosti snímání tlakových pulzací pomocí diferenčního senzoru tlaku 75x až 150x. [V.23] Metoda je patentována v České Republice a USA [FV19]. Tato metoda měření splňuje kritéria normy ISO 81060-2:2013 [BD19].

### ■ 5.2.2 Měření těsnosti penumatické části

Pneumatická část musí být co nejlépe těsná, aby po dobu terapie byl co nejmešní úbytek tlaku v systému.

Test těsnosti probíhal pomocí přístroje FLUKE Biomedical BP pump 2, který natlakoval pneumatickou část na hodnotu 200  $mmHg$  a následně sledoval úbytek tlaku v systému po dobu 60 s. Měření bylo opakováno 10 krát po sobě.

Měření	Těsnost	Jednotky
1	0.9	
2	0.8	
3	1.1	
4	1.0	
5	0.9	$\frac{mmHg}{min}$
6	0.9	
7	1.1	
8	0.9	
9	0.8	
10	1.0	

**Tabulka 5.2:** Test těsnosti pneumatického systému

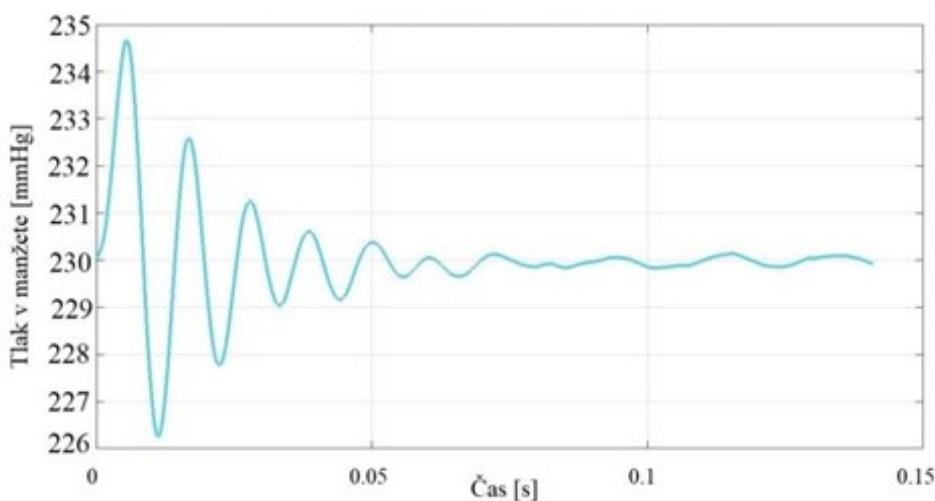
Průměrný pokles tlaku v důsledku úniku vzduchu z pneumatického obvodu je  $\mu = 0.94 \frac{mmHg}{min}$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 0.10 \frac{mmHg}{min}$ . Dle normy ISO 81060–1:2013 maximální úbytek tlaku v systému nesmí přesahovat  $P_{loss} = 6 \frac{mmHg}{min}$ .

### 5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem

Přenosová funkce systému byla identifikována měřením impulzní odezvy systému. Systém byl natlakován na průměrnou hodnotu suprasystolického tlaku 230 mmHg a poté byl aplikován jednotkový impuls pomocí mechanického kyvadla. [Tro19]



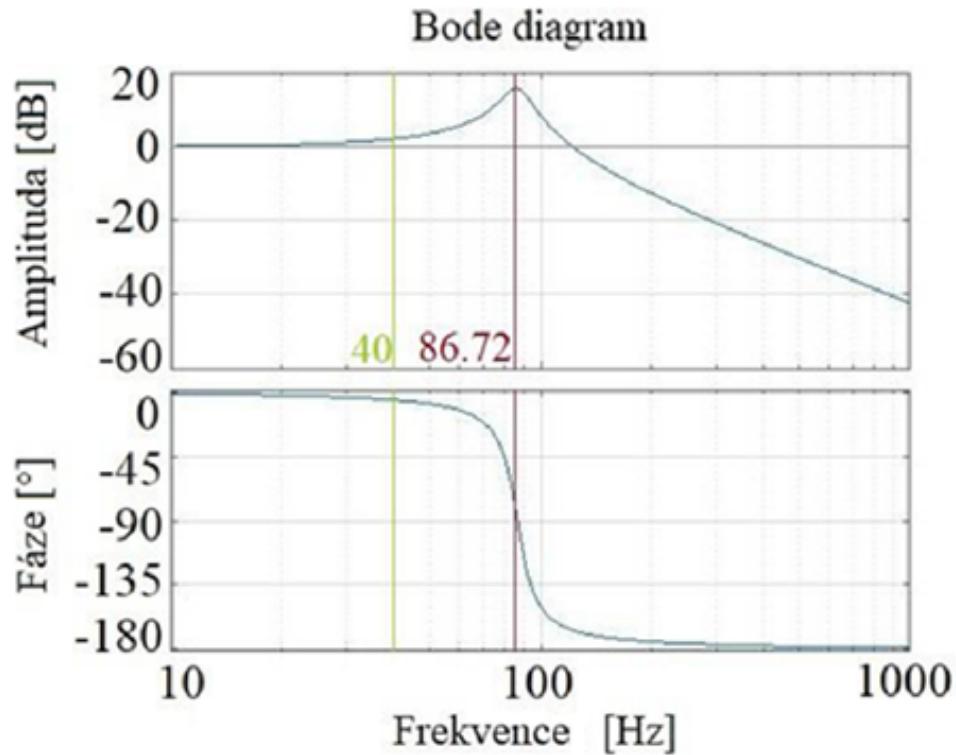
**Obrázek 5.7:** Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém. [Tro19]



**Obrázek 5.8:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [Tro19]

Z naměřené hodnoty impulzní odezvy byly vypočteny parametry vlastní

frekvence  $f_0$  [Hz] a poměrného útlumu  $\xi$  [–]. Pomocí těchto parametrů, za předpokladu, že se jedná o dynamický systém druhého řádu, bylo možné vypočítat přenosovou funkci systému.[Tro19]



**Obrázek 5.9:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [Tro19]

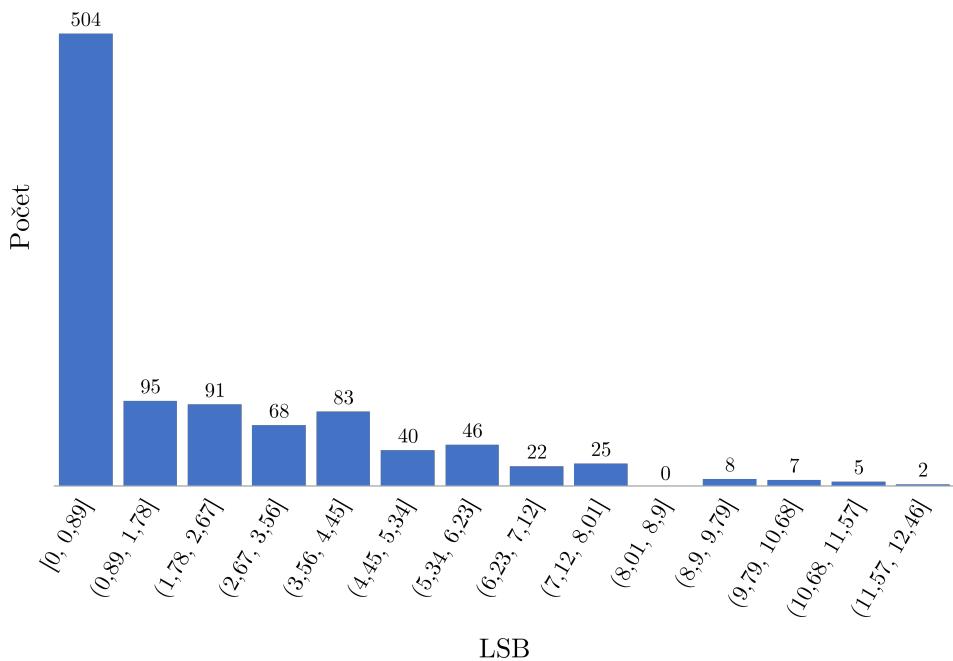
Při měření srdečních frekvencí např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka tepu frekvenci  $f = 40$  Hz. Podle obrázku (5.9) srdeční frekvence je amplituda zkreslena o +2 dB a fáze signálu o  ${}^{\circ}5$  [Tro19], což jsou akceptovatelné hodnoty.

## 5.3 Vyhodnocení dat z AD převodníků

Tato sekce se zaměří o popsání charakteristiky 12 bit AD převodníku a 24 bit AD převodníku MCP3561. Měření probíhalo na třech veličinách, vstupní piny byly zkratovány s refereční zemí, na napětí z DPS je  $U_{ref} = 3.29 \text{ V}$  a poté pomocí napěťového děliče ze  $U_{ref}$  na  $U_h = 1.63 \text{ V}$ . Všechny součástky a refereční hodnoty měření jsou napájené z napájecího napětí na DSP při hodnotě 3.3 V kde reálná hodnota je  $U_{ref} = 3.29 \text{ V}$ . Během měření nebyl brán v dotaz fluktuace okolní teploty ani teploty samostatných součástek. Dělič napětí pro hodnotu  $U_h = 1.63 \text{ V}$  bylo provedeno na vedlejším nepájivém poli.

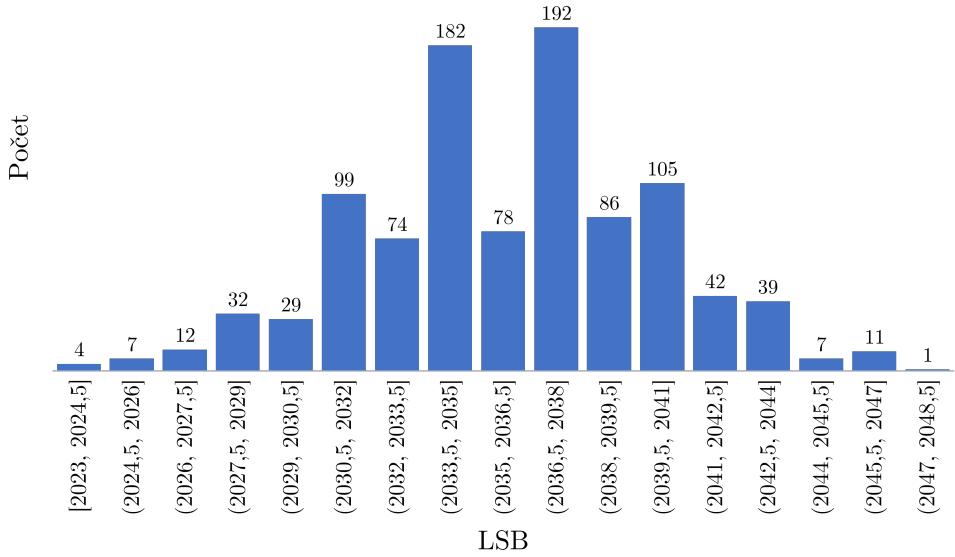
### 5.3.1 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32

12 bit AD převodník je součástí MCU STM32F407ZGT6. AD převodník slouží k měření absulutní hodnoty tlaku z tlakových sezorů na obou větví pneumatického systému. Vzorkovací frekvence byla zvolena  $f_s = 1 \text{ kHz}$ . Hodnota 1 LSB =  $\frac{U_{ref}}{2^{12}} = 802 \text{ } \mu\text{V}$ .



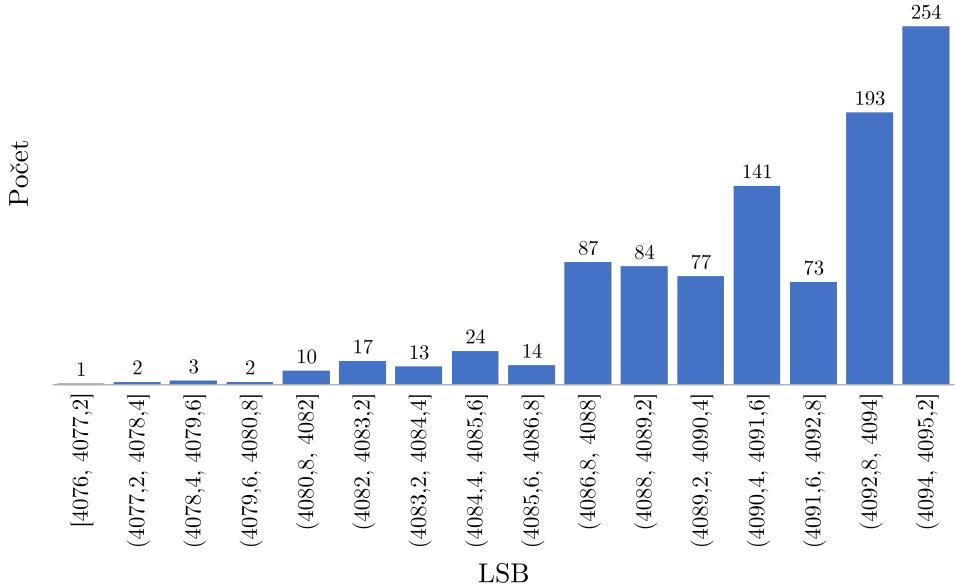
**Obrázek 5.10:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový sensor k refereční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k refereční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 1.87$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 2.55$ . Aktuální hodnoty se liší od čekávané o  $U_{offset} = 1.503 \pm 2.05 \text{ mV}$ .



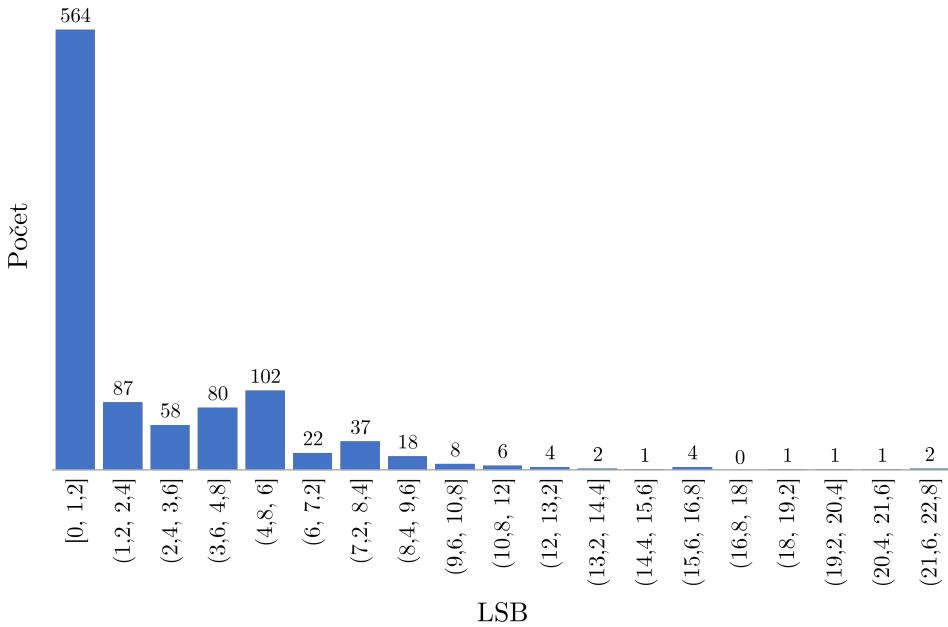
**Obrázek 5.11:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k 1.63 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k  $U_{in} = 1.63$  V jsou 2023.17. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 2036.15$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 4.14$ . Po převedení naměřených dat na napětí  $U_{out} = 1.63 \pm 0.0033$  V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty  $U_{in} = 1.63$  V  $U_{offset} = 10.41 \pm 3.32$  mV.



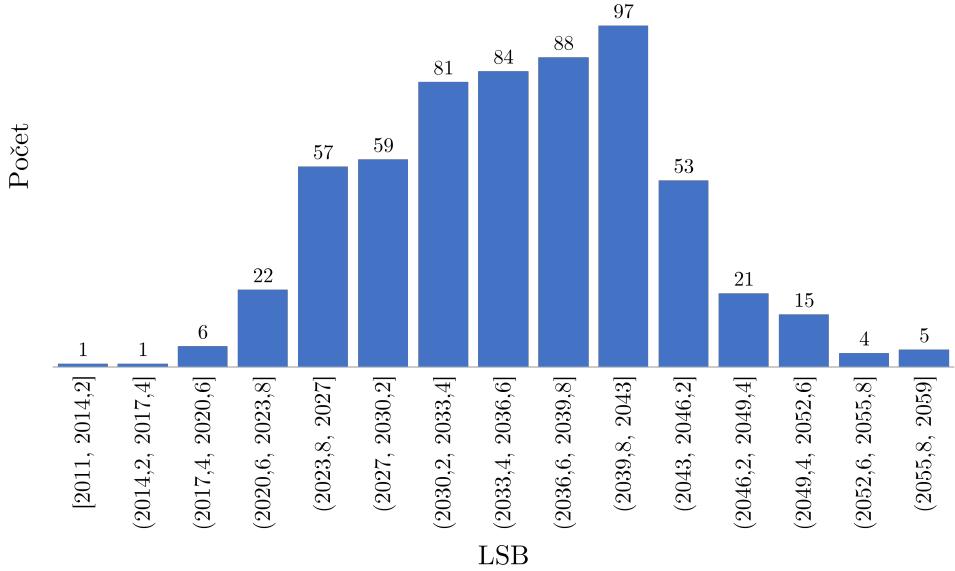
**Obrázek 5.12:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k 3.29 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k  $U_{in} = U_{ref}$  V jsou 4095. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 4091.36$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 3.46$ . Po převedení naměřených dat na napětí  $U_{out} = 3.28 \pm 0.0027$  V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty  $U_{in} = U_{ref} = 3.29$  V  $U_{offset} = -2.92 \pm 2.78$  mV.



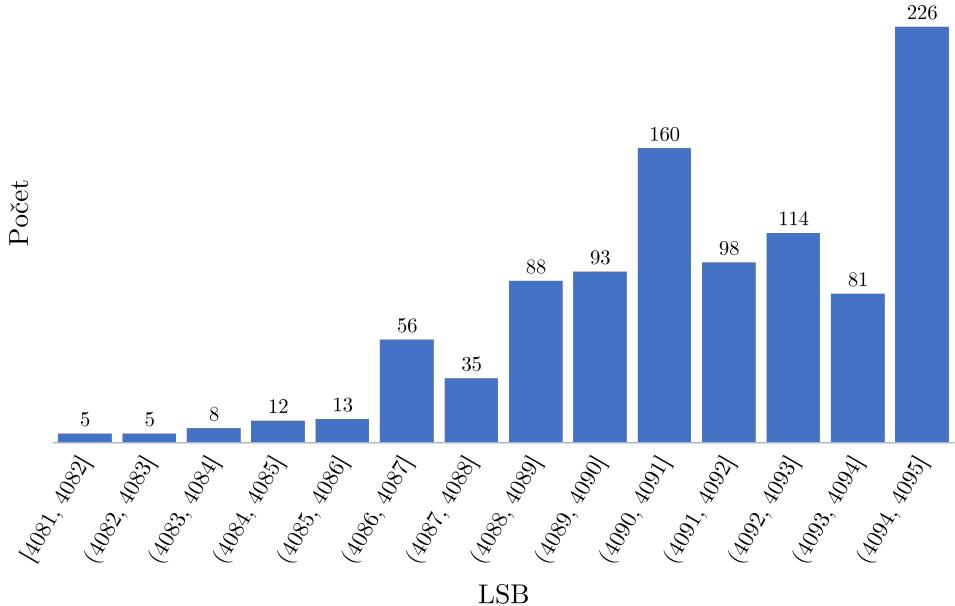
**Obrázek 5.13:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k referenční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k referenční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 2.33$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 3.31$ . Aktuální hodnoty se liší od čekávané o  $U_{offset} = 1.88 \pm 2.66$  mV.



**Obrázek 5.14:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k 1.63 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k  $U_{in} = 1.63$  V jsou 2023.17. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 2036.06$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 7.65$ . Po převedení naměřených dat na napětí  $U_{out} = 1.63 \pm 0.0061$  V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty  $U_{in} = 1.63$  V  $U_{offset} = 10.35 \pm 6.15$  mV.

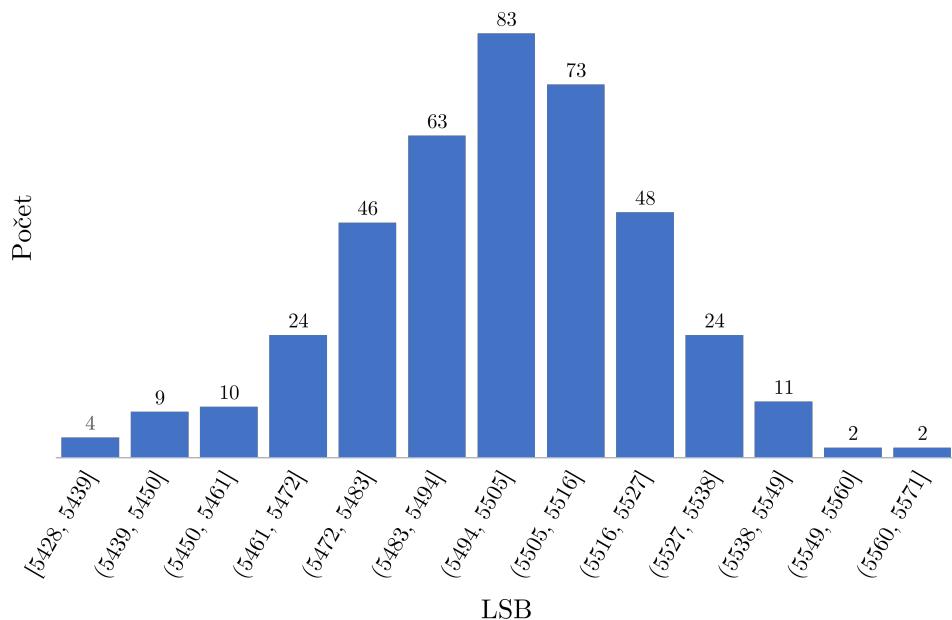


**Obrázek 5.15:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k 3.29 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k  $U_{in} = U_{ref}$  V jsou 4095. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 4091.59$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 2.85$ . Po převedení naměřených dat na napětí  $U_{out} = 3.28 \pm 0.0023$  V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty  $U_{in} = U_{ref} = 3.29$  V  $U_{offset} = -2.73 \pm 2.29$  mV.

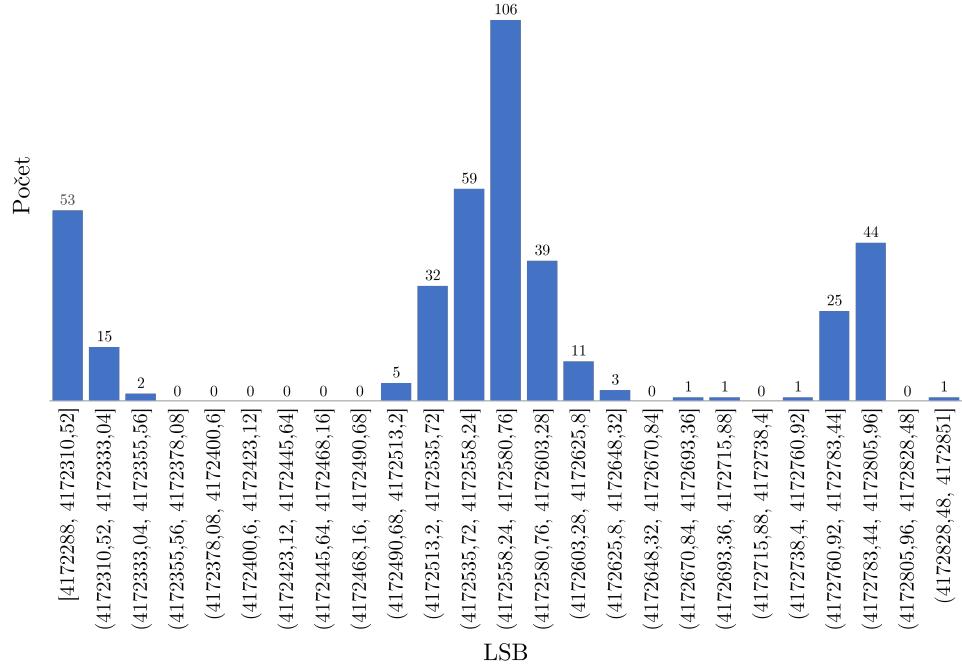
### ■ 5.3.2 Charakteristika MCP3561

24 bitový AD převodník MCP3561 převádí hodnoty z diferenčního senzoru tlaku. Během měření MCP3561 je zapojeno podle schéma (3.23) a vnitřní nastavení registrů je následovné  $OSR = 256$ ,  $GAIN = 1$ ,  $PRESCALE = 1$ ,  $GAIN = 1$ ,  $BOOST = 1$ . Při této konfiguraci registrů AD převodník má přenosovou rychlosť  $f_s = 4800$  kHz a efektivní počet bitů  $ENOB = 19.5$  bit. Hodnota 1 LSB =  $\frac{U_{ref}}{2^{24}-1} = 392.07$  nV.



**Obrázek 5.16:** Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový sensor k referenční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k referenční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 5499.17$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 23.09$ . Aktuální hodnoty se liší od čekávané o  $U_{offset} = 2.15 \pm 0.0090$  mV



**Obrázek 5.17:** Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový senzor k 1.63 V.

Očekáváné hodnoty pro připojení k  $U_{in} = 1.63$  V jsou 4168728.97. Střední hodnota naměřených dat je  $\mu = 4172558.10$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 145.82$ . Po převedení naměřených dat na napětí  $U_{out} = 1.63 \pm 0.000057$  V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty  $U_{in} = 1.63$  V  $U_{offset} = 5.99 \pm 0.057$  mV.

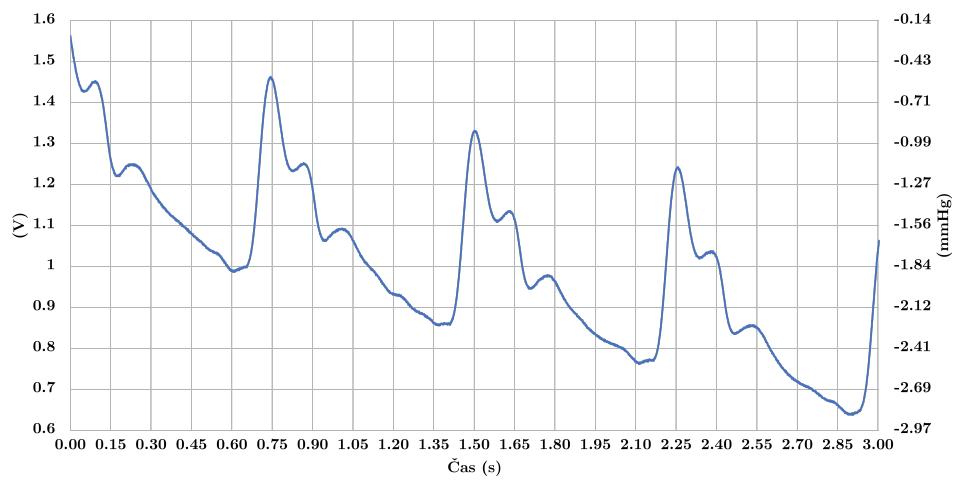
Po připojení napětí  $U_{in} = U_{ref}$  na kanál, AD převodník byl v saturaci a všechny naměřené vzorky byly s hodnotou  $U_{ref}$ .

## 5.4 Měření pulzní tlakové vlny

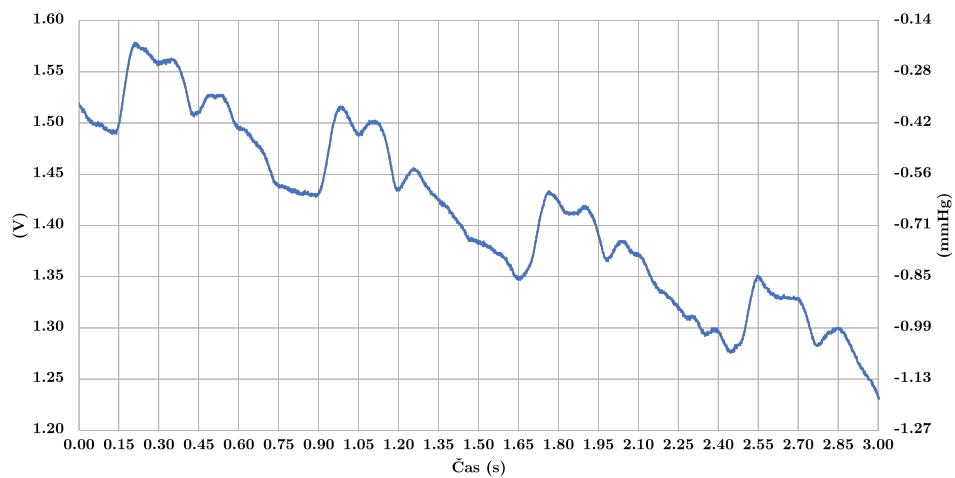
Pulzní tlaková vlna byla měřena na dobrovolníkovy pomocí navrženého systému CarDi na suprasystolickém tlaku 200 mmHg a 275 mmHg. Nastavení registrů 24 bitového AD převodníku MCP3561 je stejné jako v sekci (5.3.2). Postup měření probíhalo podle metody popsané v sekci (5.2.1). Postup tohoto měření je následovný

1. Nasazení manžety na levou paži.
2. Otevření uzavíracího ventilu.
3. Uzavření regulačních ventilů.
4. Natlakování pneumatického systému.
5. Prodleva 20 s na ustálení tlaku.
6. Uzavření uzavíracího ventilu.
7. Prodleva 3 s na ustálení tlaku.
8. Měření výstupního signálu diferenčního senzoru tlaku po dobu 3 s.

5. Realizace



**Obrázek 5.18:** Pulzní tlaková vlna při manžetním tlaku  $200 \text{ mmHg}$



**Obrázek 5.19:** Pulzní tlaková vlna při manžetním tlaku  $275 \text{ mmHg}$

## Kapitola 6

### Závěr

Úkolem práce bylo provést rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové křivky, navrhnu a realizovat systém pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety, vyhodnotit technické parametry navrženého řešení, vytvořit technickou dokumentaci navrženého řešení.

První část se věnovala popisu hemodynamických parametrů krevního řečiště, popsání metod měření parametrů a rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové křivky.

Druhá část je zaměřena na návrh a dokumentaci systému pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety.

Poslední část obsahuje popis a charakterizace parametrů navrženého systému, test těstnosti pneumatické časti, charakterizace analogově digitálních převodníků pro tlakové senzory a měření pulzní tlakové křivky dobrovolníka.

Výsledkem bakalářské práce je systém pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety, jeho dokumentace a charakterizace parametrů. Systém dokáže ovládat ventily, sběr dat z tlakových senzorů a ostatních periférií, jejich následné zpracování a komunikaci s nadřazeným systémem.

Tento systém přináší platformu pro další výzkumné činnosti z hlediska analýzy tlakových pulzací krevního řečiště a další krok k případnému převenení přístroje na trh. Na realizovaném systému je potřeba zlepšit frekveční odezvu filtru pro napájení analogové časti MCU. Chyby jsou ve zvolených blokovacích kondenzátorech pro MCP3561 jejich hodnota se liší od doporučených v katalogovém listu, těstnost pneumatického systému. Další zlepšení se může zaměřit na analýzu rušení senzorů a její potlačení, zlepšení odolnosti proti elektromagnetickému rušení, optimalizace návrhu desky plošného spoje, vytvoření uživatelského prostředí, vytvoření vlastních knihoven pro použitou řídící jednotku STM32, dálkový upgrade firmware z uživatelského prostředí a vytvoření softwarového systému tzv. Board Support Package pro podporu více verzí desky plošného spoje.

Vytvořený systém splňuje požadavky zadání bakalářské práce, systém je navrhnut, realizován, jsou popsané jeho parametry a je vytvořená jeho dokumentace.



## Příloha A

### Literatura

- [ak11] Miklós Illyés a kolektiv., *Tensiomed arteriograph brochure. tensiomed.* <<http://www.tensiomed.com>>.
- [Atc23] Atcor, *Sphygmocor xcel* <<https://atcormedical.com/technology/sphygmocor-xcel/>>.
- [BD19] Sajgalik P; Kremen V; Fabian V; Maltais S; Stulak JM; Kushwaha SS; Joyce LD; Schirger JA; Johnson BD, *Non-invasive blood pressure monitor designed for heart failure patients supported with continuous-flow left ventricular assist devices*, ASAIO J. (2019).
- [CD18] Whelton PK; Carey RM; Aronow WS; Casey DE; Collins KJ; Himmelfarb CD, 2017 acc/aha/aapa/abc/acpm/ags/apha/ash/aspc/nma/pcna guideline for the prevention, detection, evaluation, and management of high blood pressure in adults: A report of the american college of cardiology/american heart association task force on clinical practice guidelines, J Am Coll Cardiol. (2018).
- [Cha11] L. Chaloupka, *Monitorování parametrů kardiovaskulárního systému z tvaru tlakových křivek*, dp, ČVUT (2011).
- [CON] CONJOIN, *Cjav08-2b05a* <<https://www.aliexpress.com/item/33040651412.html>>.
- [Dar87] Gloria Oblouk Darovic, *Hemodynamic monitoring: Invasive and noninvasive clinical applications*, W B Saunders Co. 1 (1987).
- [Des] OKAWA Electric Design, *Webová aplikace pro design filtrů*. <<http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRlowkeisan.htm>>.
- [Fab22] V. Fabián, *Přednášky z předmětu biofyzika bab02bfy*, ČVUT (2022).
- [fDCP23] Centers for Disease Control and Prevention, *High blood pressure* <<https://www.cdc.gov/bloodpressure/about.htm>>.
- [FV19] DOBIAS M. ( CTU in Prague ) FABIAN V., KREMEN V., *Method for an accurate automated non-invasive measurement of blood*

- pressure waveform and apparatus to carry out the same*, United States Patent and Trademark Office, US Patent US10251567 (2019).
- [Inc] Diodes Incorporated, *Katalogový list d5v0f1u2s9*.
  - [J.15] Pereira T.; Correia C.; Cardoso J., *Novel methods for pulse wave velocity measurement.*, Journal of Medical and Biological Engineering (2015).
  - [Mic] ST Microelectronics, *Online na <<https://octopart.com/stm32f407zgt6-stmicroelectronics-20570112>>*.
  - [Sem] NXP Semiconductors, *Katalogový list mp3v5050*.
  - [Sen] All Sensors, *Katalogový list elv series*.
  - [S.R] BIONIK STAPRO GROUP S.R.O, *Fukuda denshi vasera vs-1500n <<https://bionik.cz/pristroje/vasera/vasera-vs-1500n/>>*.
  - [tec] Microchip technology, *Application note tb3250*.
  - [Ten22] Tensiomed, *Arteriograph <<https://www.tensiomed.com/devices/arteriograph/>>*.
  - [TR16] Nichols WW Townsend RR, Rosendorff C, *American society of hypertension 10(5) (2016) 467–468 society of hypertension position paper: central blood pressure waveforms in health and disease.*, J Am Soc Hypertens. (2016).
  - [Tro19] Bc. Patrícia Troppová, *Measurement of pressure cuffs physical characteristics*, dp, ČVUT (2019).
  - [Usc23] Uscom, *Uscom bp+ overview <<https://www.uscom.com.au/products/bp/overview/>>*.
  - [V.23] Fabián V., *Okluzivní metoda měření krevního tlaku u pacientů s implantovanou srdeční podporou typu cf-lvad*, ČVUT (2023).
  - [Ví10] Záhlava Vít, *Návrh a konstrukce desek plošných spojů principy a pravidla praktického návrhu*, BEN - technická literatura 1 (2010).
  - [WEB09] John G. (ed.) WEBSTER, *Medical instrumentation: application and design*, John Wiley & Sons Inc. 4 (2009).

## Příloha B

### Schéma DPS

Následující stránky obsahují.

- Schéma zapojení DPS
- Elektrické spoje zadní strany DPS
- Maska zadní strany DSP
- Elektrické spoje přední strany DSP
- Maska přední strany DSP
- Silkscreen přední strany DSP
- Druhá vrstva GND DPS
- Třetí vrstva 3V3 DPS

