



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

## Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Daniel Klamrt

Školitel: doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D  
Obor: Lékařská elektronika a bioinformatika  
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) Proveďte 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 reálizace systému pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety, mezi měřené parametry patří rychlosť šíření pulzní vlny, centrální aortální tlak a krevní tlak. První část je zaměřena na teoretickému popisu hemodynamických parametrů a řešení přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové krvinky. V další části je hardwarový návrh a dokumentace systému. Na to navazuje popis pneumatické části, realizace desky plošného spoje a technické parametry systému. Na zavěr je ukázána naměřených tlakových pulzací dobrovolníka 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 sensing blood pressure pulsations using an arm cuff, the measured parameters include pulse wave velocity, central aortic pressure and blood pressure. The first part is focused on a theoretical description of hemodynamic parameters and description of devices for measuring hemodynamic parameters of the bloodstream determined non-invasively using pulse wave analysis. In the next part is the hardware design and documentation of the system. This is followed by a description of the pneumatic part, the implementation of the printed circuit board and the technical parameters of the system. Finally, the measured pressure pulsations of the volunteer at suprasystolic pressure 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 .....	15
3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji.....	16
3.2 Modul měření krevního tlaku...	17
3.3 Sensory.....	19
3.3.1 Sensor tlaku .....	19
3.3.2 Diferenční sensor tlaku .....	20
3.3.3 Převodní charakteristika .....	22
3.3.4 Vstupní filtr .....	22
3.4 Vzduchové ventily .....	23
3.4.1 Uzavírací ventil .....	24
3.4.2 Regulační ventil .....	25
3.5 Digitalizace analogových signálů .....	30
3.5.1 Snímání signálů z tlakových sensorů větví pneumatického systému .....	30
3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému .....	31
3.6 Datové úložiště .....	34
3.7 Nouzové zastavení .....	35
3.8 Napájení .....	36
Regulátor napětí.....	37
<b>4 Software</b>	<b>39</b>
4.1 Vývojové prostředky .....	39
4.2 Komunikace s nadřazeným systémem .....	42
<b>5 Realizace</b>	<b>43</b>
5.1 Deska plošného spoje.....	43
5.2 Pneumatická část .....	46
5.2.1 Metoda měření .....	46
5.2.2 Měření těsnosti pneumatické části .....	48
5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem .....	49
5.3 Vyhodnocení dat z AD převodníků.....	51
5.3.1 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32 .....	51
5.3.2 Charakteristika MCP3561 ...	55
5.4 Měření pulzní tlakové vlny .....	57
<b>6 Závěr</b>	<b>59</b>
<b>A Literatura</b>	<b>61</b>
<b>B Schéma DPS</b>	<b>63</b>

# Obrázky

2.1 Průběh tlakové křivky pro výpočet středního arteriálního tlaku [7] .....	4
2.2 Graf oscilometrických pulzací [10] .....	5
2.3 Postup odražené krevní tlakové vlny v těle [1] .....	6
2.4 Krevní tlaková vlna s vyznačenými parametry pro výpočet parametru PWV. [5] .....	6
2.5 SphygmoCor XCEL PWA/PWV [2] .....	7
2.6 Uscom BP+ [22] .....	8
2.7 Tensiomed Arteriograph [19] .....	9
2.8 Fukuda Denshi VaSera VS-1500N [17] .....	10
3.1 Blokové schéma zařízení .....	11
3.2 Model STM32F407ZGT6 [14] .....	12
3.3 Schéma zapojení STM32F407ZG .....	13
3.4 Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32 .....	14
3.5 Schéma zapojení referenčního napájení pro analogové periférie MCU .....	15
3.6 Aproximace frekvenční charakteristiky filtru pro referenční napájení analogové periférie MCU .....	16
3.7 Schéma ochranné ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda. [12] .....	17
3.8 Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP .....	18
3.9 Schéma připojení komunikační linky k MCU a napájení pro PAR NIBP 2020 UP .....	18
3.10 sensor tlaku NPX MP3V5050GC6U [15] .....	19
3.11 Doporučené schéma zapojení sensoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde $V_S$ je vstupní napájecí napětí a $V_{out}$ je výstupní napětí. [15] .....	20
3.12 Graf převodní rovnice tlak na napětí pro sensor tlaku NPX MP3V5050GC6U. [15] .....	20
3.13 Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [16] .....	21
3.14 Schéma zapojení diferenčního sensoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku .....	22
3.15 Bodeho approximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4. [8] .....	23
3.16 Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1. [6] .....	24
3.17 Schéma zapojení uzavíracího ventilu .....	24
3.18 Schéma zapojení regulačních ventilů .....	25
3.19 Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde $f_{PWM}$ je frekvence PWM signálu a $T$ je jeho perioda. [18] .....	27
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. [18] .....	27
3.21 Frekvenční charakteristika použitého RC filtru pro převod PWV na napětí. [8] .....	28
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. .....	29
3.23 Zapojení AD převodníku MCP3561 .....	32
3.24 Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0 .....	35
3.25 Schéma zapojení nouzového tlačítka .....	35
3.26 Schéma zapojení vstupního napájení .....	36
3.27 Schéma zapojení regulátoru napětí AZ1084-3.3 z 5V na 3.3V .....	37
4.1 Diagram připojených periférii k MCU .....	39
4.2 Ukázka vývojového prostředí STM32CubeIDE pro mikroprocesory STM32 .....	40

4.3 Konfigurace GPIO pinů MCU .....	40	5.17 Graf počtu hodnot LSB 24 bit	
4.4 Programátor ST-LINK V2/ISOL .....	41	AD převodníku MCP3561 při	
4.5 Programovací kabel TagConnect		připojení kanálu pro diferenční	
TCP2030 .....	41	tlakový sensor k 1.63 V .....	56
5.1 Realizovaná deska plošného spoje.	43	5.18 Pulzní tlaková vlna při	
5.2 Horní pohled desky plošného spoje		manžetním tlaku 200 mmHg .....	58
z výroby. ....	44	5.19 Pulzní tlaková vlna při	
5.3 Spodní pohled desky plošného		manžetním tlaku 275 mmHg .....	58
spoje z výroby. ....	44		
5.4 Blokové schéma pneumatického			
systému .....	46		
5.5 První fáze měření oscilometrických			
pulzací [23] .....	46		
5.6 Druhá fáze měření oscilometrických			
pulzací [23] .....	47		
5.7 Mechanické kyvadlo pro vytvoření			
jednotkového impulsu na			
pneumatický systém. [21] .....	49		
5.8 Odezva pneumatického systému na			
jednotkový impuls. [21] .....	49		
5.9 Odezva pneumatického systému na			
jednotkový impuls. [21] .....	50		
5.10 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro první tlakový sensor k referenční			
zemí.....	51		
5.11 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro první tlakový sensor k 1.63 V. .	52		
5.12 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro první tlakový sensor k 3.29 V. .	52		
5.13 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k referenční			
zemí.....	53		
5.14 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k 1.63 V. .	54		
5.15 Graf počtu hodnot LSB 12 bit			
AD převodníku při připojení kanálu			
pro druhý tlakový sensor k 3.29 V. .	54		
5.16 Graf počtu hodnot LSB 24 bit			
AD převodníku MCP3561 při			
připojení kanálu pro diferenční			
tlakový sensor k referenční zemi. . .	55		

## Tabulky

2.1 Kritéria rychlosti pulzní vlny u člověka [10] .....	7
3.1 Charakteristiky sensoru NPX MP3V5050GC6U. [15] .....	19
3.2 Charakteristiky diferenčního tlakového sensoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [16] .	21
3.3 Charakteristika vestavěného AD převodníku v STM32F407ZG6 . . . . .	31
3.4 Charakteristika AD převodníku MCP3561. . . . .	34
3.5 Celkový proudový odběr přístroje	36
5.1 Celkový počet součástek a výrobní cena .....	45
5.2 Test těsnosti pneumatického systému .....	48

# Kapitola 1

## Úvod

Cílem bakalářské práce je návrh a realizace systému pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety. Systém je pojmenován CarDi(Cardiovascular Diagnostic), který měří krevní tlak, centrální aortální tlak a rychlosť šíření pulzní vlny, který splňuje normy ISO 81060–1:2013 a ISO 81060–2:2013 [3].

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

Další část se zaměří na návrh elektronického systému pro ovládání terapie a její dokumentaci.

V části realizace systému CarDi je popsána deska plošného spoje, popis pneumatického části systému, parametry přístroje, 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 krevního tlaku, centrálního aortálního tlaku, středního arteriálního tlaku, rychlosti šíření pulzní vlny, metod měření krevního tlaku a na rešerší přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určovaných neinvazivně z tvaru tlakové křivky.

#### 2.1 Krevní tlak

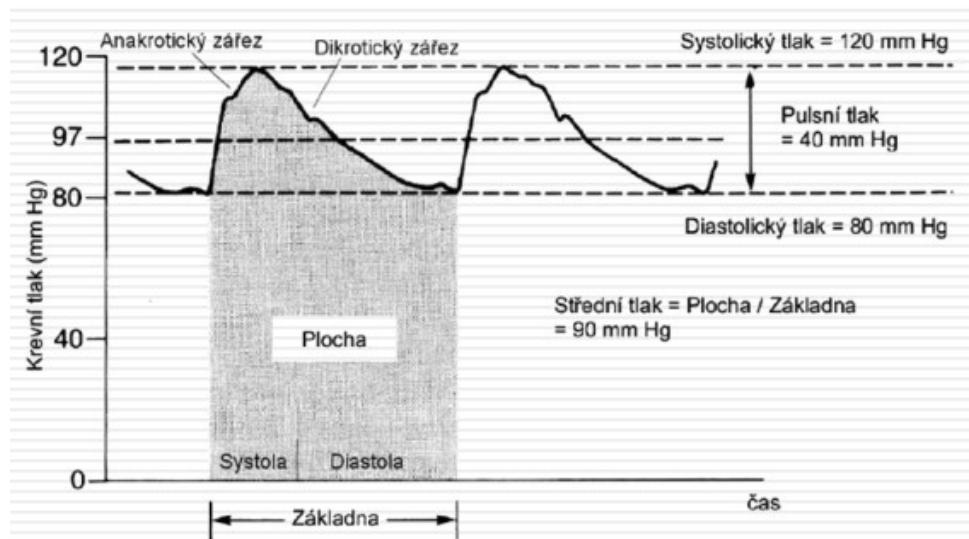
Krevní tlak je veličina, která vyjadřuje velikost síly proudící krve působící na stěnu cévy. Velikost krevního tlaku závisí na síle kontrakce srdce, objemu krve v krevní řečišti a oddajnosti cév. Krevní tlak se uvádí dvěma parametry, první systolický vyjadřuje vyšší tlak při jednom srdečním cyklu a druhý diastolický vyjadřuje nižší tlak při jednom srdečním cyklu. Krevní tlak se uvádí v jednotkách milimetru rtuti ( $mmHg$ ), co odpovídá  $133.32\text{ Pa}$ . Jako běžný lidský krevní tlak se považuje do  $120\text{ mmHg}$  systolického a do  $80\text{ mmHg}$  diastolického tlaku. [4]

##### 2.1.1 Centrální aortální tlak

Centrální aortální tlak je tlak v aortě, do které krev putuje při kontrakci srdce, který je možné měřit neinvazivním způsobem, připevněním manžety na horní část ruky nebo zápěstí a ze snímaných tlakových pulzací je ho možné určit.[20]

##### 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 [7]

Rovnice pro přesný výpočet je

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

Rovnice pro approximaci je

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

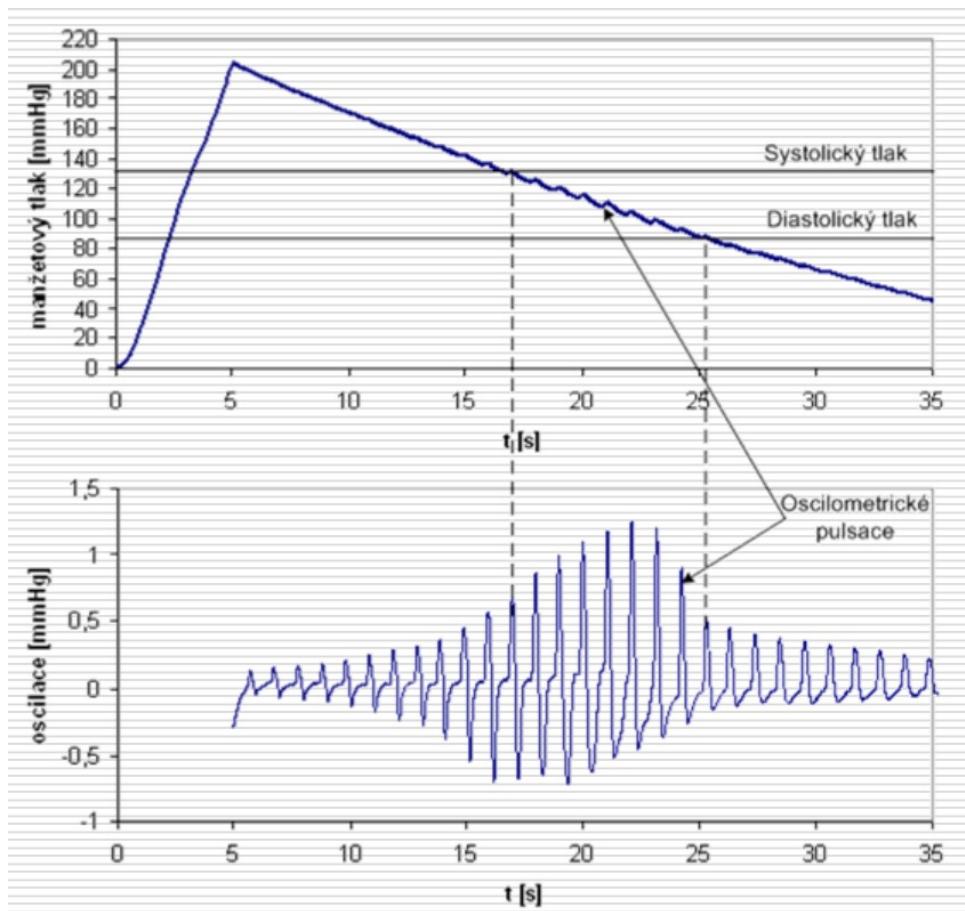
Kde  $DP$  je diastolický tlak a  $SP$  je systolický tlak.

## 2.2 Metody měření krevního tlaku

Metody měření tlaku můžou být invazivní nebo neinvazivní, manuální či automatizované. Jedním z nejčastěji používaných metod pro neinvazivní měření krevního tlaku patří auskultační metoda, která používá rtufového sphygmomanometru a stetoskopu pro poslech Korotkovových zvuků, další často používaná metoda je oscilometrická metoda. [10]

### 2.2.1 Oscilometrická metoda

Oscilometrická metoda 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, kdy největší amplituda je při nulovém transmurální tlaku, to je při středním arteriálním tlaku. [10]



Obrázek 2.2: Graf oscilometrických pulzací [10]

### 2.3 Rychlosť šírenia pulzných vĺn

Rychlosť šírenia pulzných vĺn (PWV) je rychlosť, během systolické kontrakce srdce, při které tlaková vlna krve se propaguje arteriami. Parametr PWV je jeden ze základních ukazatelů tuhosti cév. Čím je hodnota PWV větší, tím jsou cévy méně poddajné a výsledkem je zvětšená tuhost artérií.[13]

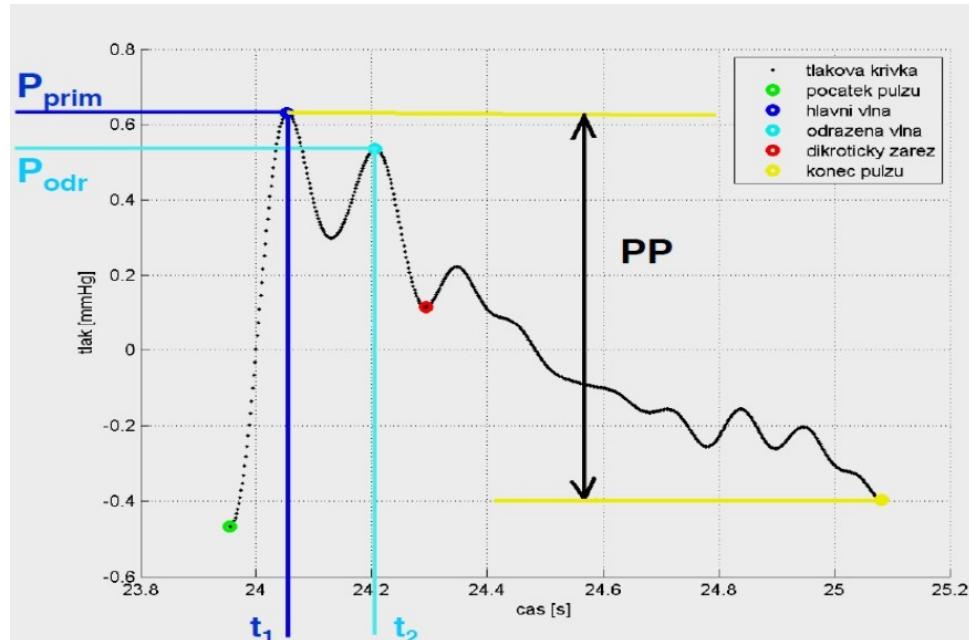
## 2. Hemodynamické parametry



Obrázek 2.3: Postup odražené krevní tlakové vlny v těle [1]

Jeden ze způsobů určení parametru PWV je poměr dvojnásobné vzdálenosti od hrudního zářezu ke stydce 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. [5]

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 [10]

## 2.4 Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

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

### 2.4.1 SphygmoCor XCEL PWA/PWV

SphygmoCor XCEL PWA/PWV je automatický systém pro analýzu krevní tlakové vlny pomocí pažní manžety. [2]



**Obrázek 2.5:** SphygmoCor XCEL PWA/PWV [2]

Mezi měřené parametry patří centrální aortální tlak, augmentační index a

## 2. Hemodynamické parametry

PWV. Pro měření parametru PWV je potřeba přidaná manžeta na stehno. [2]

Ovládání přístroje je pomocí připojeného osobního počítače přes USB s nainstalovaným softwarem od firmy SphygmoCor. Software spouští terapii a následně i vyhodnocuje naměřené hodnoty. Samostatný přístroj bez osobního počítače a dedikovaného softwaru není schopný spustit terapii. [2]

### ■ 2.4.2 Uscom BP+

Uscom BP+ je automatizovaný systém pro měření centrálního aortálního tlaku, augmentačního indexu a analýzy křivky krevního tlaku a dalších parametrů pomocí pažní manžety při suprasystolickém tlaku. Pro použití a operaci přístroje není zapotřebí speciální školení uživatelům a najde uplatnění při hypertenzi, srdečním selhání, intenzivní péči a všeobecné praxi [22]



**Obrázek 2.6:** Uscom BP+ [22]

Systém BP+ provádí terapii a analýzu naměřených hodnot v jednom systému tj. bez potřeby nadřazeného systému. [22]

### ■ 2.4.3 Arteriograph

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

2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště



Obrázek 2.7: Tensiomed Arteriograph [19]

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 vyvinutým softwarem od Tensiomed. Po připojení k nadřazenému systému, Arteriograph zasílá naměřené data během terapie v reálném čase, kde se naměřené výsledky zpracují a zobrazí. [19]

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

VaSera VS-1500N je diagnostický přístroj měřící stav cévního systému a provádějící screening aterosklerózy. Přístroj pracuje na principu měření pulzové tlakové vlny. Data jsou snímána ze čtyř tlakových manžet z končetin, dvou EKG elektrod a mikrofonu zaznamenávajícího srdeční ozvy. Mezi měřené parametry patří srdeční frekvence, tlak ve všech čtyřech končetinách, preejekční periodu, ejekční čas, čas dosažení maximálního tlaku a určuje biologický věk cév.[17]



**Obrázek 2.8:** Fukuda Denshi VaSera VS-1500N [17]

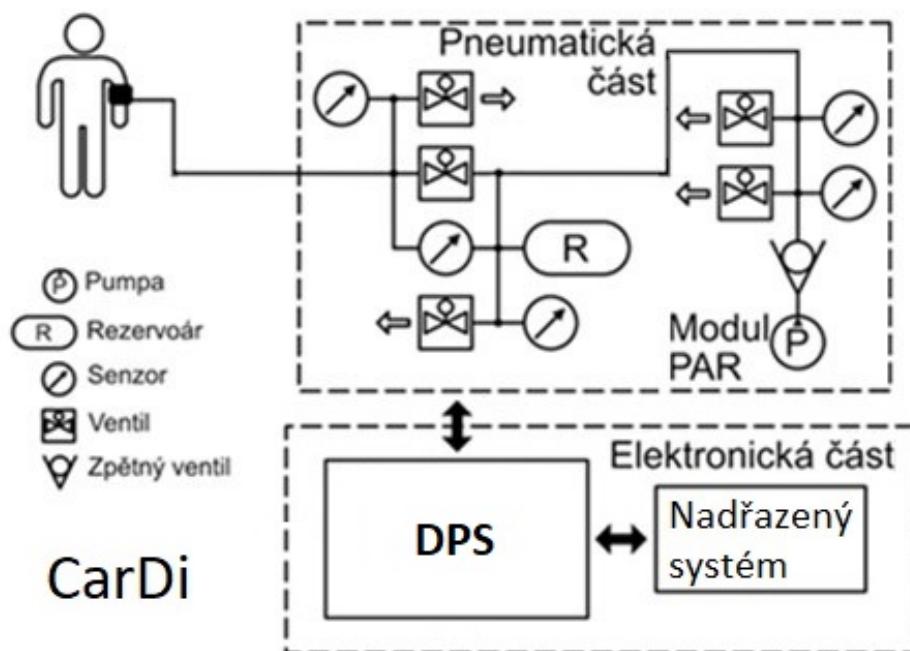
Mezi dopočítávané parametry patří rychlosť šírenia pulzných vln, CAVI, ABI a ďalšie. Možnosť mēřenia PWV, EKG je možné, až po pripojení voliteľných modulov.[17]

Systém sa dá použiť samostatne bez nadzrezeného systému, ale môže sa pripojiť k softwaru VSS-10, ktorý umožňuje archiváciu pacientských dát, porovnávanie a export dát na pamäťovú kartu Compact Flash. Uvnitri systému je vestavěná barevná tiskárna zapisující na termopapír o šířce 145 mm.[17]

## Kapitola 3

### Hardware

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



Obrázek 3.1: Blokové schéma zařízení

Součástí pneumatické části je uzavírací ventil, regulační ventily na obou částí uzavíracího ventilu, sensory tlaku, diferenčního sensoru tlaku, rezervoáru a klinicky validovaného modulu pro měření tlaku. K elektrické části patří obvody pro ovládání regulačních a uzavíracího ventilů, komunikace s modulem pro měření tlaku, sběr dat ze sensorů tlaku na obou částí uzavíracího ventilu, komunikace a sběr dat z 24 bitového analogově digitálního převodníku, na který je připojen diferenční sensor tlaku, 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, sběr a vyhodnocení dat ze sensorů, komunikaci s modulem pro měření krevního tlaku a komunikaci s nadřazeným systémem.

Jako řídící jednotka je vybrán mikroprocesor STM32F407ZG6 (dále jenom MCU) od firmy ST Microelectronics. Jádro MCU je Arm Cortex-M4 na 32bit architektuře, jehož taktovací 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 desetinnými čísly a také řadou instrukcí určené specificky na zpracování signálu.



Obrázek 3.2: Model STM32F407ZGT6 [14]

MCU je v obalu se 144 piny, ze kterých jsou 114 vstupně/výstupní piny, 1 MB FLASH paměti, 256 kB paměti SRAM, 3x 12 bit AD převodníky s až 24 kanály a 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

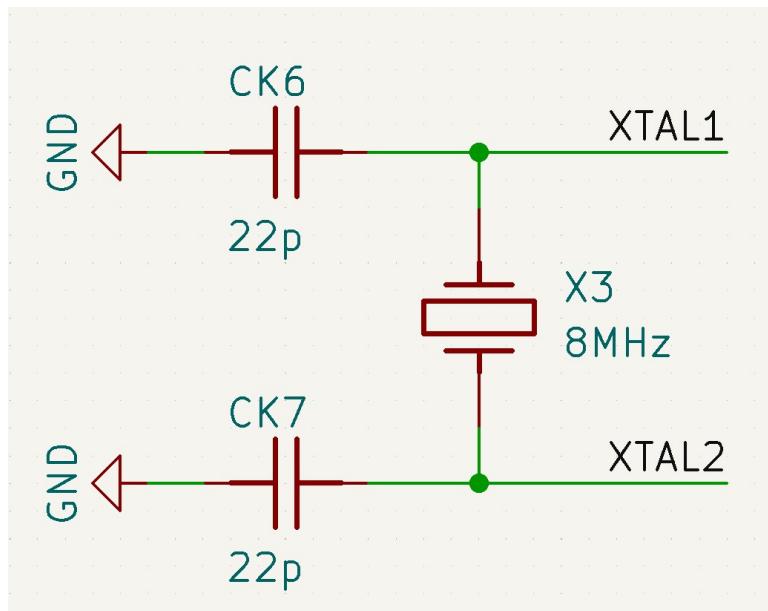


Obrázek 3.3: Schéma zapojení STM32F407ZG

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

### ■ 3.1.1 Externí hodiny

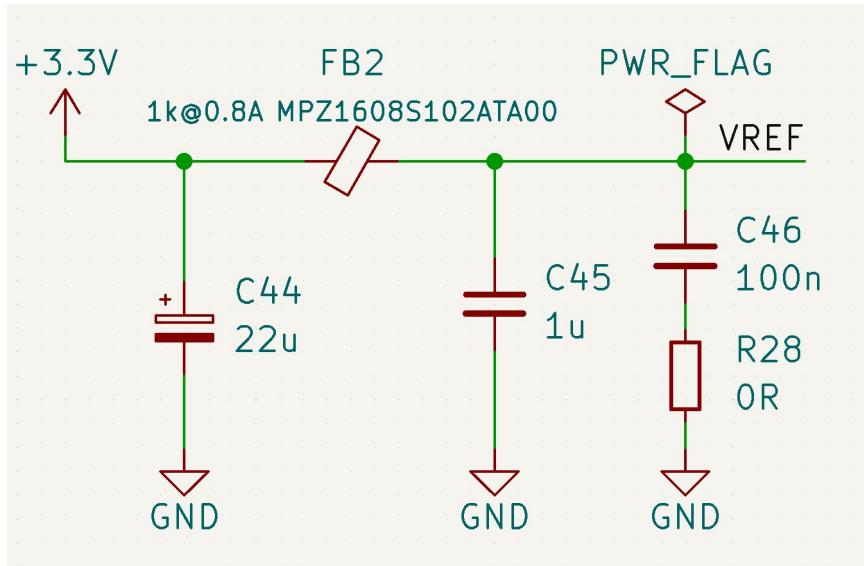
MCU obsahuje interní vysokorychlostní RC oscilátor, ale pro maximální přesnost a spolehlivost byl zvolen externí vysokorychlostní oscilátor Abracon ABM3 o frekvenci  $8 \text{ MHz}$ . Externí oscilátor slouží jako taktovací hodiny pro jádro. Pomocí vnitřní smyčky fázového závěsu (Phase Locked Loop) jádro může být taktováno až na frekvenci  $168 \text{ MHz}$ . Snížení frekvence externích taktovacích hodin omezíme vysokofrekvenčního rušení, případného přeslechu na vodičích a celkové zlepšení signálové integrity.



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

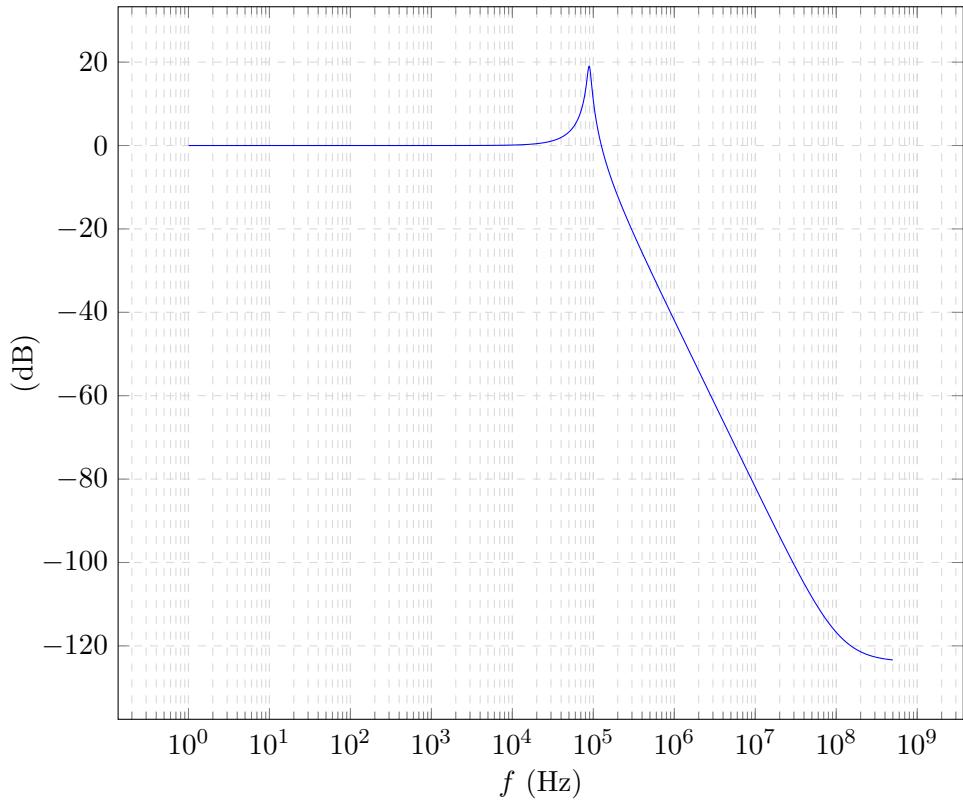
### 3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie

Pro dosáhnutí nejpřesnějšího měření, je třeba, aby analogová část byla co nejméně zarušena. Díky vysokým kmitočtům digitální části 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 referenčního 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  $88.8 \text{ kHz}$ . Frekvenční charakteristika se může nastavit změnou použitých kondenzátorů a zvýšit útlum pomocí rezistoru R28.



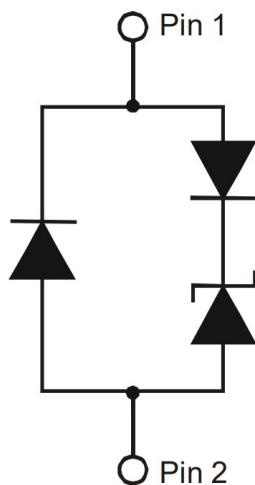
**Obrázek 3.6:** Aproximace frekvenční charakteristiky filtru pro referenční napájení analogové periférie MCU.

Feritový korálek je pasivní součástka, který se používá pro filtraci vysokofrekvenčního rušení přes širokou část frekvenčního rozsahu. Největší impedanční 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 hrozbu elektrickým komponentům ve formě trvalého, nevratného poškození. Nejčastější místa probití jsou zejména místa, kterých se často dotýkáme například konektory.

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



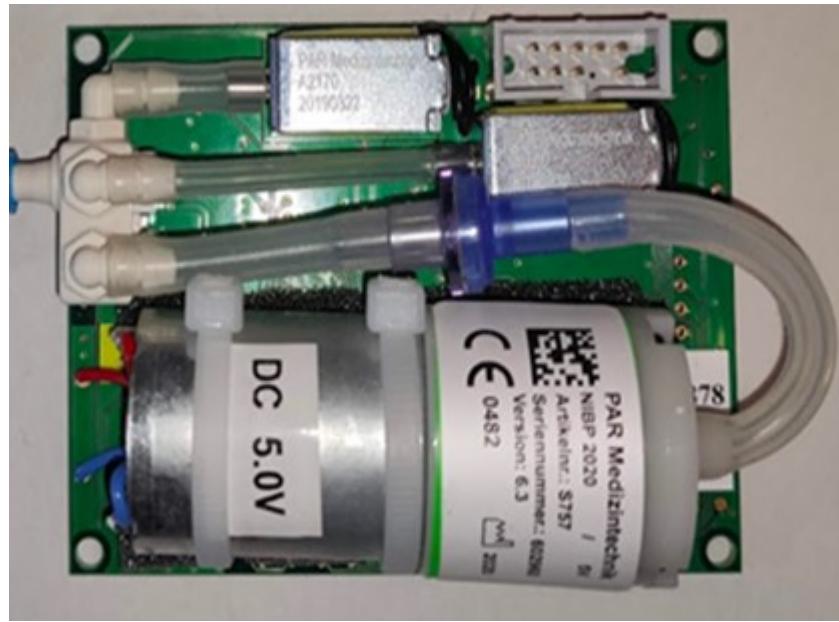
**Obrázek 3.7:** Schéma ochranné ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda.  
[12]

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

## 3.2 Modul měření krevního tlaku

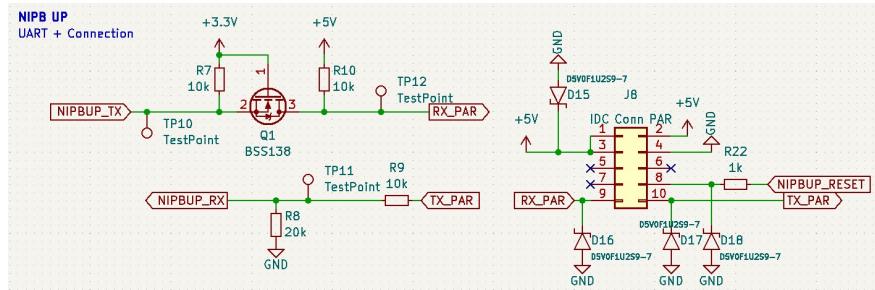
Součástí pneumatické části je modul PAR Medizintechnik NIBP 2020 UP, který umožňuje validované měření krevního tlaku oscilometrickou metodou v průběhu nafukování, také vyfukování, a následné nafouknutí na suprasystolický tlak. Samotné tlakování pneumatického systému je realizováno z elektromechanické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

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 rychlosťí 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 Sensory

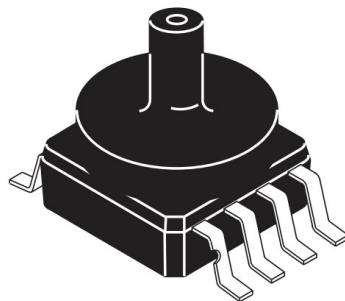
Tato sekce se zaměří na popis a použití sensorů tlaku. Tlakové sensory tvoří nezbytnou část celkového přístroje, rozhodují o přesnosti výsledné terapie.

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

### 3.3.1 Sensor tlaku

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

Použité sensory tlaku jsou NPX MP3V5050GC6U.



**Obrázek 3.10:** sensor tlaku NPX MP3V5050GC6U [15]

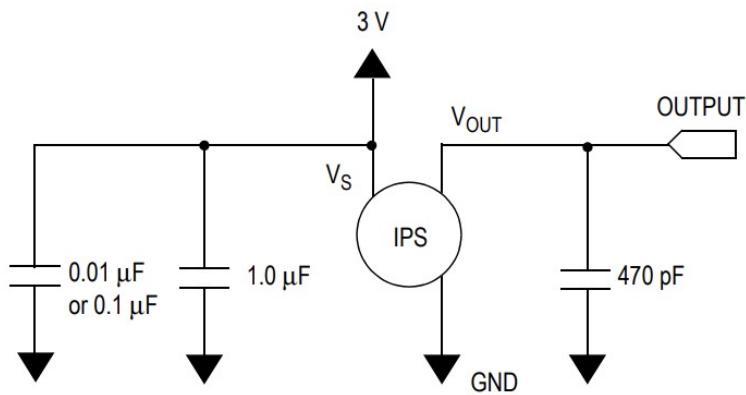
Je to analogový sensor tlaku od firmy NXP ze série peizorezistivních převodníků. Parametry jsou následovně:

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	-	$\frac{mV}{kPa}$

1. Maximální napětí při největším hodnoceném tlaku.

**Tabulka 3.1:** Charakteristiky sensoru NPX MP3V5050GC6U. [15]

Zapojení sensoru je na separátní DPS podle doporučeného zapojení (3.11) z katalogového listu.



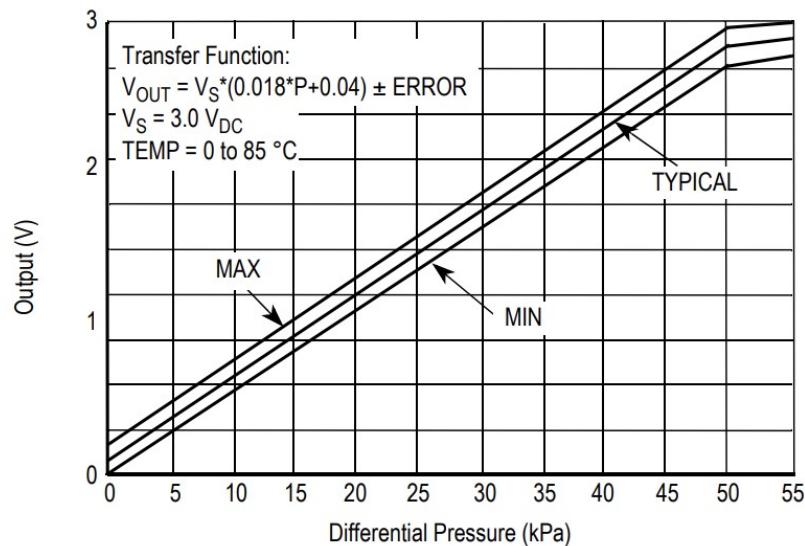
**Obrázek 3.11:** Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde  $V_S$  je vstupní napájecí napětí a  $V_{out}$  je výstupní napětí. [15]

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

### ■ Převodní charakteristika

Převodní charakteristika výstupního napětí  $U_o$  na tlak  $P \text{ kPa}$

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



**Obrázek 3.12:** Graf převodní rovnice tlak na napětí pro senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U. [15]

### ■ 3.3.2 Diferenční senzor tlaku

Diferenční senzor tlaku slouží na snímání malých tlakových pulzací. Porovnává tlak mezi 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 sensor tlaku určený na snímání velmi nízkých tlaků.



**Obrázek 3.13:** Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [16]

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>	$UFSS$		$\pm 40\% U_s$		V
Přesnost	-	-	-	$\pm 0.25$	%
Citlivost	-	-	0.2	-	%

1. Maximální tlak, který může být aplikován na jeden z portů sensoru a zachoval původní specifikace.
2. Maximální tlak, který může být aplikován na jeden z portů sensoru, 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 sensoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [16]

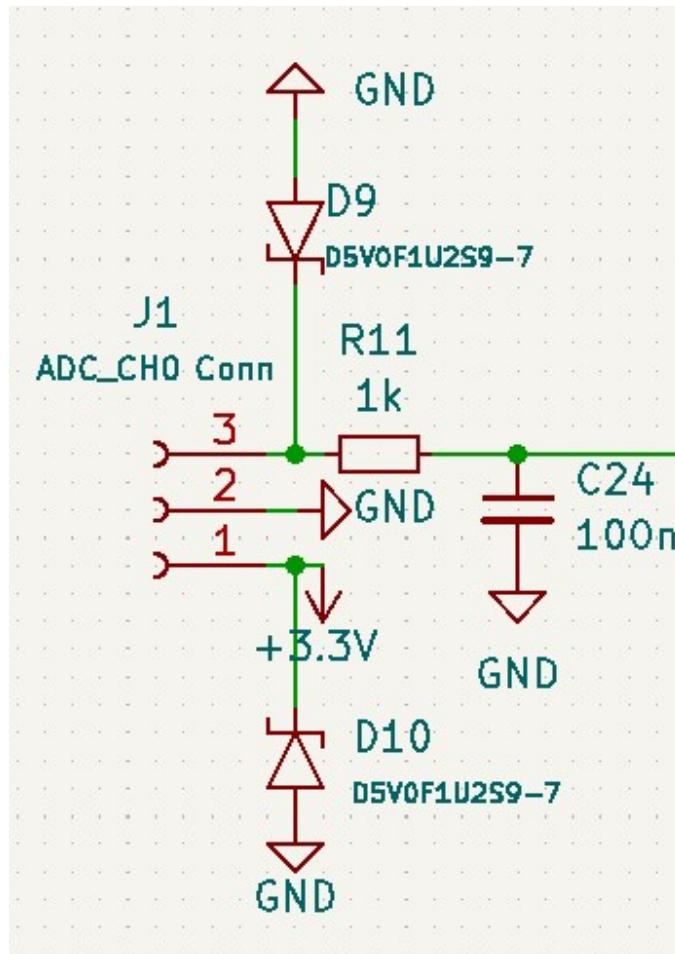
### 3.3.3 Převodní charakteristika

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

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

### 3.3.4 Vstupní filtr

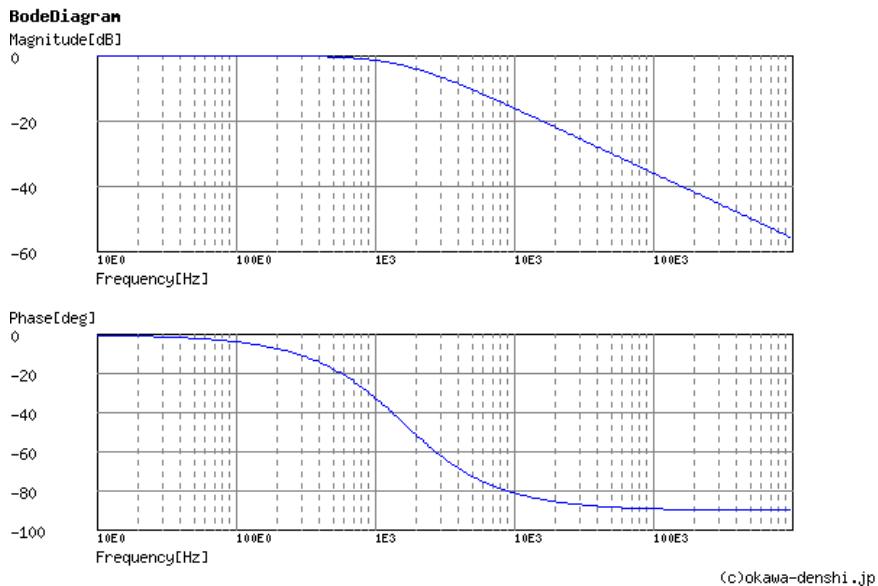
Analogový signál ze sensoru je připojen k 24 bit AD převodníku přes RC článek. Schéma zapojení k AD převodníku je (3.14)



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

Při srdečním tepu např.  $120 \frac{\text{tepů}}{\text{min}}$  tj.  $2 \text{ Hz}$ , odpovídá 20. harmonická složka signálu frekvenci  $f = 40 \text{ Hz}$ . Pro dodržení Nyquistova vzorkovacího teorému

a zachování dynamických vlastností tlakové vlny je zvolena zlomová frekvence RC článku  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 1591 \text{ Hz}$ .



**Obrázek 3.15:** Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4. [8]

Podle Bodeho fázové approximace RC článku na obrázku (3.15) 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 regulační. Uzavírací ventil slouží pro oddělení manžety a pumpy. Vypouštěcí regulační ventily jsou na obou větvích pneumatického systému, slouží pro regulaci tlaku v systému během terapie a také jako nouzové vypouštěcí ventily.

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

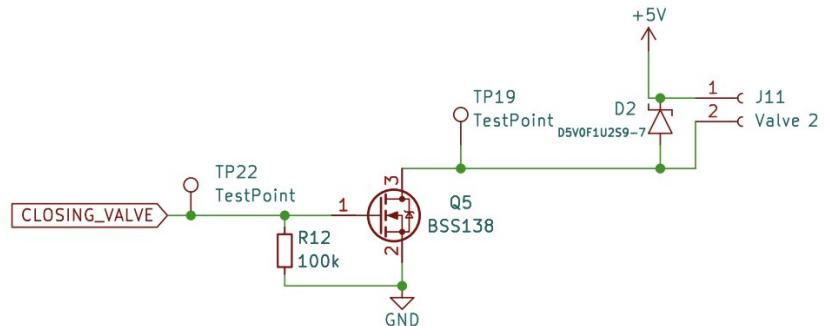
### 3.4.1 Uzavírací ventil

Uzavírací ventil je důležitou součástí systému, pneumatický systém rozdělí na dvě větve, kde jedna je část s manžetou, na které jsou tlakové pulzace a druhá větev je jako referenční.



**Obrázek 3.16:** Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1. [6]

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



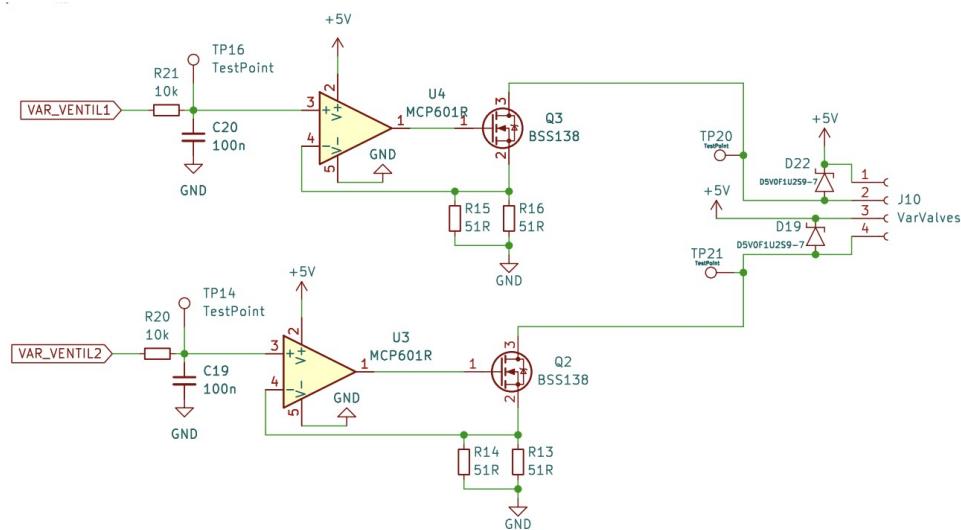
**Obrázek 3.17:** Schéma zapojení uzavíracího ventilu.

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  $I_D = 0.22 \text{ A}$ . Rezistor na gate tranzistoru 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 každé větvi 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.

Použité regulační ventily jsou JQF4-6A/DC6V. Je to normálně otevřený lineární solenoid ventil a maximálním povoleným tlakem  $350\text{mmHg}$ , řízený napětím  $U = 6\text{ V}$  a s proudovým odběrem  $I = 0.107\text{ A}$ .



Obrázek 3.18: Schéma zapojení regulačních ventilů.

Napájecí napětí o hodnotě  $5\text{ V}$  bylo zvoleno, po provedení testů, které ukázaly, že zvolené napájecí napětí vyhovuje požadavkům a únik tlaku při plném sevření nijak neovlivňuje terapii a přidáním  $6\text{ V}$  napájení by se zvýšila komplexita návrhu systému.

### Zdroj proudu

Regulační ventily jsou řízené napěťově řízeným zdrojem proudu (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 zapojené rezistory  $R_{||}$ , které určují maximální možný proud na regulačních ventilech. Výsledný proud je:

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

Paralelní rezistory  $R_1 = R_2 = 51 \Omega$  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:

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

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  $U_+ - U_- = 0$ , proto se na výstupu OZ 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  $U_i = 0.5 V$

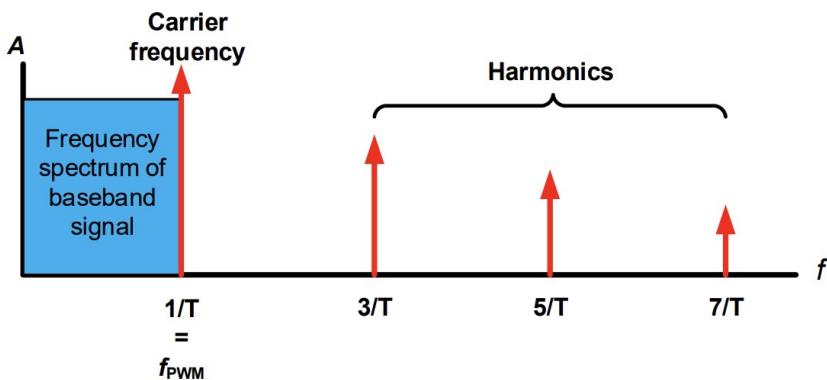
## ■ Řídící signál

Jako řídící signál pro řízení proudového zdroje je použit PWM signál. PWM je generován z MCU o frekvenci  $f_{PWM} = 168 kHz$ , který 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) je periodický čtvercový signál s fixní periodou a měnící se poměrem času v log.1 a log.0, také nazývané jako střída(Duty Cycle). Průměrné napětí PWM signálu je

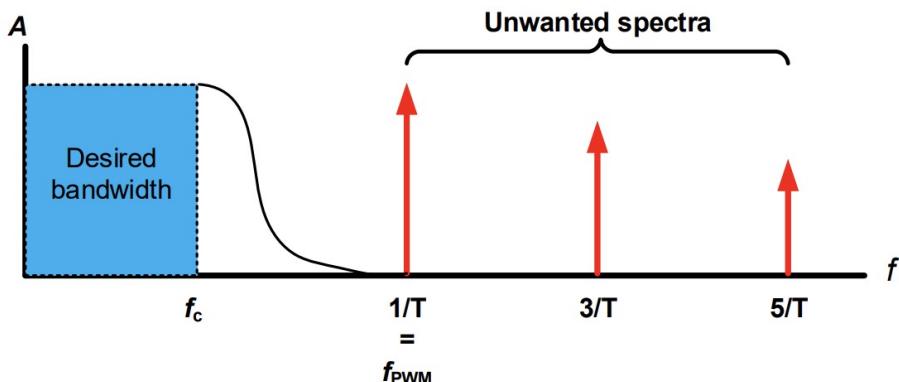
$$U_{out} = U_{max} \cdot DutyCycle \quad (3.5)$$

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



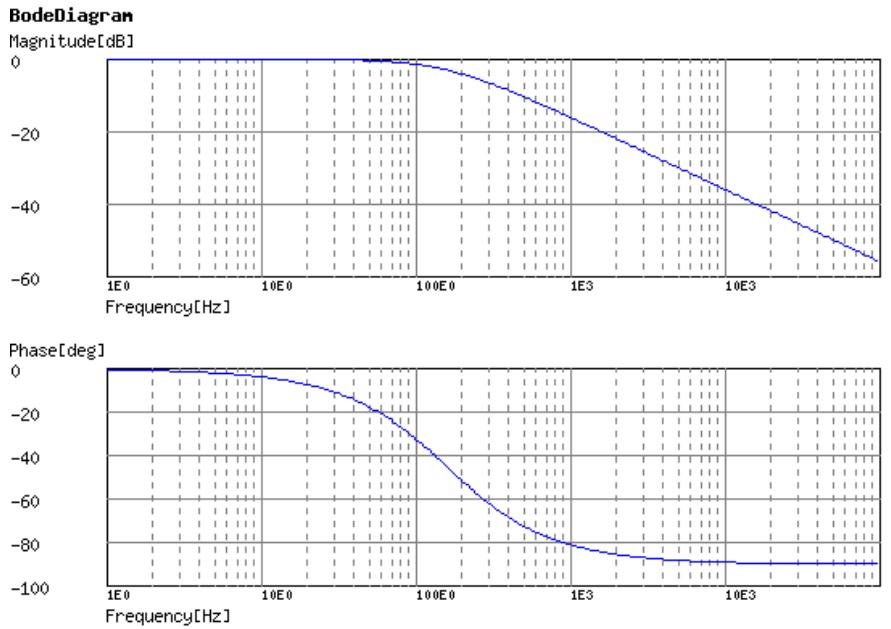
**Obrázek 3.19:** Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvence PWM signálu a  $T$  je jeho perioda. [18]

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



**Obrázek 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.[18]

Jako filtr typu dolní propust je použit RC článek, který je složen z odporu  $R = 10 \text{ k}\Omega$  a kondenzátoru  $C = 100 \text{ nF}$ , kde výsledná zlomová frekvence filtru je  $f_c = 159 \text{ Hz}$ .

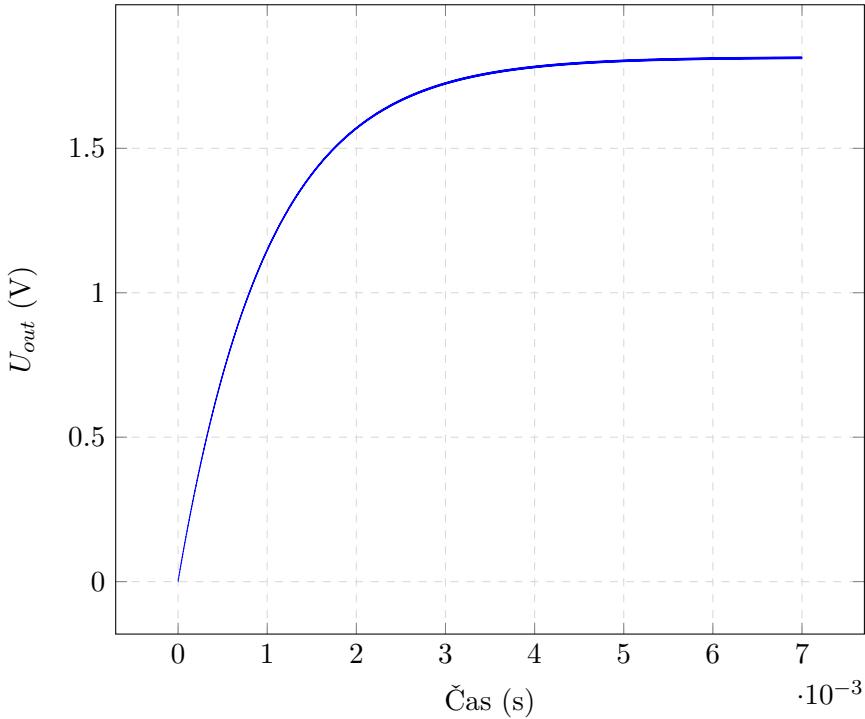


(c)okawa-denshi.jp

**Obrázek 3.21:** Frekvenční charakteristika použitého RC filtru pro převod PWV na napětí.[8]

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 konstantní 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 frekvenci  $f_{PWM} = 168 \text{ kHz}$ . 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  $N \doteq 9.96$  bit.

## 3.5 Digitalizace analogových signálů

Tato sekce popisuje typy použitých analogově digitálních převodníků, které jsou použity pro snímání analogových výstupů ze sensorů tlaku. Jsou použity dva typy AD převodníků, první je 12 bit AD převodník součástí MCU STM32F407ZG6 pro snímání napětí tlakových sensorů 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 sensorů větví pneumatického systému

Je použit AD převodník součástí periférii rodiny MCU STM32F4xx. Jedná se o 12 bitový AD převodník s postupnou approximací a maximální vzorkovací frekvencí  $f_{sample} = 2.4 \text{ MSPS}$ .

Díky měření pouze absolutní hodnoty tlaku ze sensorů 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  $1 \text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^N} = \frac{3.3}{2^{12}} = 805 \text{ } \mu\text{V}$  závisí na referenčním 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 impedance pro zaručení chyby převodu pod  $\frac{1}{4} \text{ LSB}$ .  $N = 12$  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
Difereční 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 tlakových pulzací. Při srdečním tepu např.  $120 \frac{\text{tepů}}{\text{min}}$  tj.  $2 \text{ Hz}$ , 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 PWM v závislosti na časovém kroku. Například ať  $l = 0.5 \text{ m}$ ,  $t_2 = 200 \text{ ms}$  a  $t_1 = 0 \text{ ms}$ , výsledné PWV bude  $PWV = 5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ . Pokud započítáme chybu  $t_e$  do výpočtu rychlosti šíření pulzní vlny bude

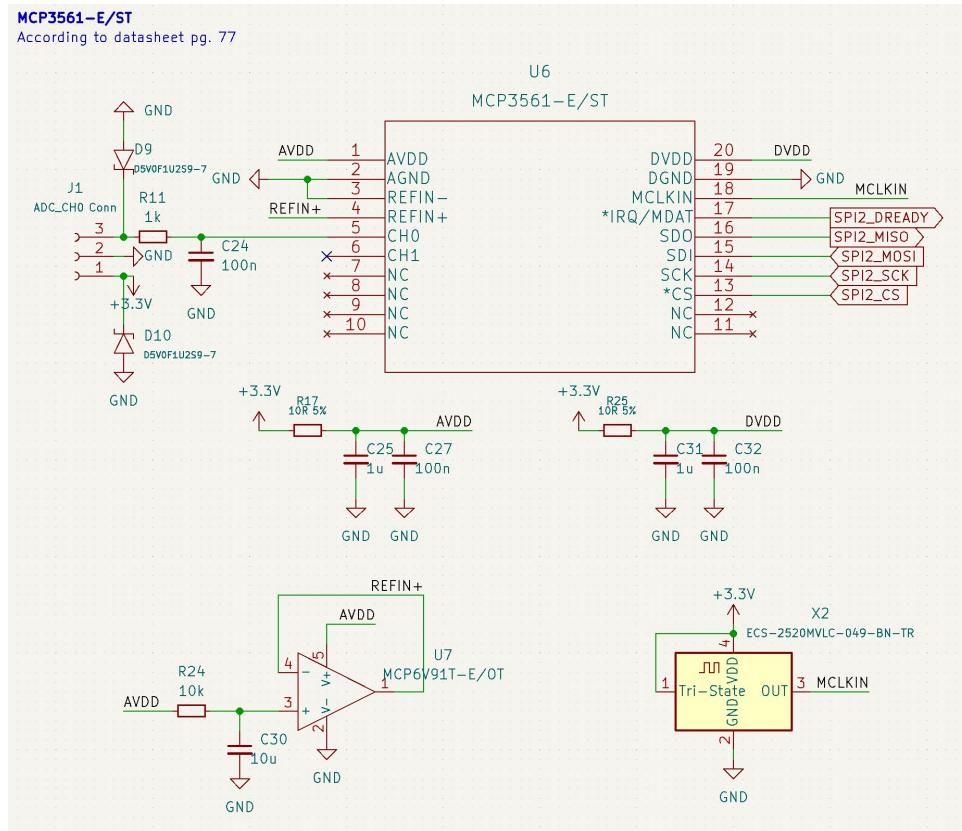
$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1 + t_e} = \frac{1}{0.2 - 0.0002} = 5.005 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

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

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

Byl vybrán 24 bit sigma-delta AD převodník MCP3561 od firmy Microchip s maximální vzorkovací frekvencí  $153.6 \text{ kHz}$ . Je to AD převodník s velmi nízkým šumem, s jedním diferenčním vstupem nebo dvěma jednotlivými vstupy analogových signálů, 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 rychlosťí  $20 \text{ MHz}$ . Komunikace probíhá 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

### ■ Napájení a napěťové reference

Zapojení obsahuje oddělené filtrování analogové a digitální napajecí reference, pro který je použit RC článek typu dolní propusti s parametry rezistoru  $R = 10 \Omega$  a kondenzátoru  $C = 1100 \text{ nF}$ , kde zlomová frekvence RC článku je  $f_c \doteq 14.5 \text{ kHz}$ .

Referenční napájení AD převodníku obsahuje operační zesilovač v zapojení napěťového sledovače, protože vstupní reference AD převodníku není impedančně oddělená. Operační zesilovač je MCP6V91T od firmy Microchip s nízkou teplotně závislou napěťovou nesymetrií  $U_{OS\ Drift} = \pm 17 \frac{\text{nV}}{\text{°C}}$  a také nízkou napěťovou nesymetrií  $U_{OS} = 9 \mu\text{V}$ , 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-2520MVLIC 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, s frekvenčními rozdíly až  $\pm 30 \%$ , se mohou lišit čip od čipu a 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 parametrů 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  $N = 24$  bit AD převodníku, při referenčním napětí  $U_{ref} = 3.3 \text{ V}$  je  $1 \text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^{N-1}} \doteq 393.39 \text{ nV}$ . N-1 je protože rozsah snímaného napětí je  $\pm U_{ref}$  a největší bit je rezervován pro znaménko. 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. 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  $GAIN = 1$ , vzorkovací frekvence AD převodníku je  $DMCLK = \frac{f_{CLK}}{4 \times PRESCALE} = 1228800 \text{ Hz}$  a výsledná přenosová rychlosť je  $f_s = DRCLK = 4800 \text{ Hz}$  s  $ENOB = 19.5 \text{ bit}$  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 závislé 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	$\frac{\text{ppm}}{\text{°C}}$
Integrální nonlinearita	$INL^{(1)}$	-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. Full-Scale-Range(FSR) =  $2 \times U_{REF}/GAIN$

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

## 3.6 Datové úložiště

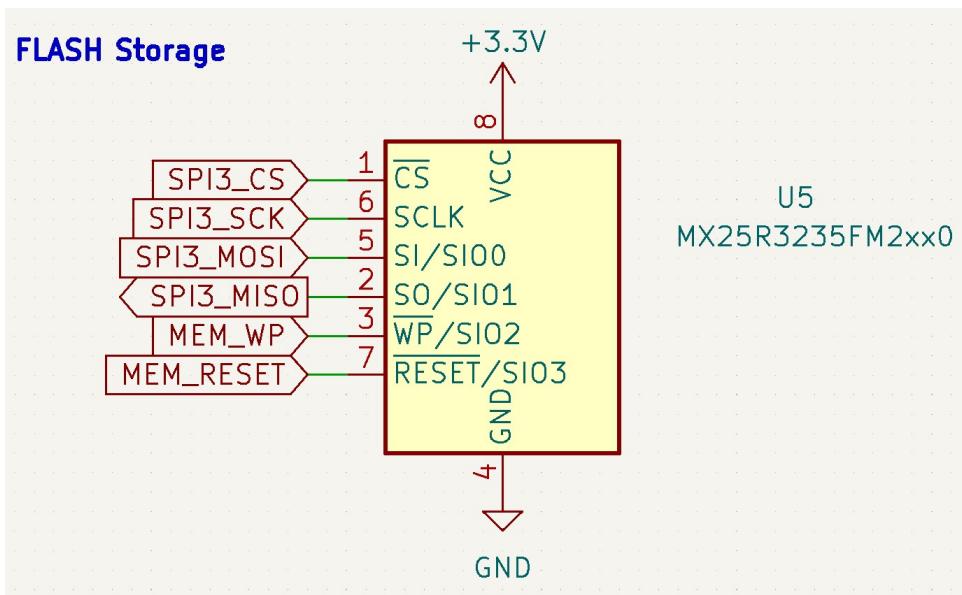
Přidané datové úložiště slouží jako úložiště dat z AD převodníku MCP3561. MCU příjmá data o velikosti  $N = 24 \text{ bit}$  při přenosové rychlosti  $f_s \approx 5000 \text{ Hz}$  po dobu  $T = 30 \text{ s}$ , minimální velikost úložiště je

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

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

Interní úložiště MCU STM32F407ZG6 typu FLASH je 1 MB, ale slouží pro umístění vektoru přerušení, bootloaderu a programu.

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

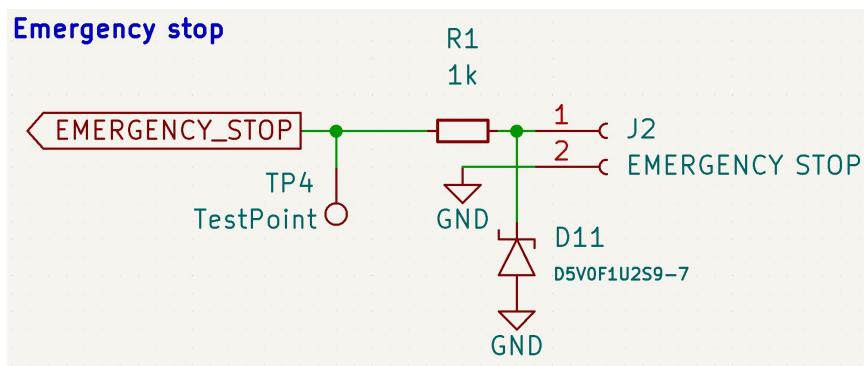


Obrázek 3.24: Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0

Paměť je rozdělena do 64 kB bloků, které jsou poté rozděleny do bloků po 32 kB a 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  $t_{PW} = 850 \mu s$ . 256 B příchozích z AD převodníku je za  $t_p = 256 \times \frac{t_s}{3} = 17.7 ms$ . Použitá paměť umožní 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.



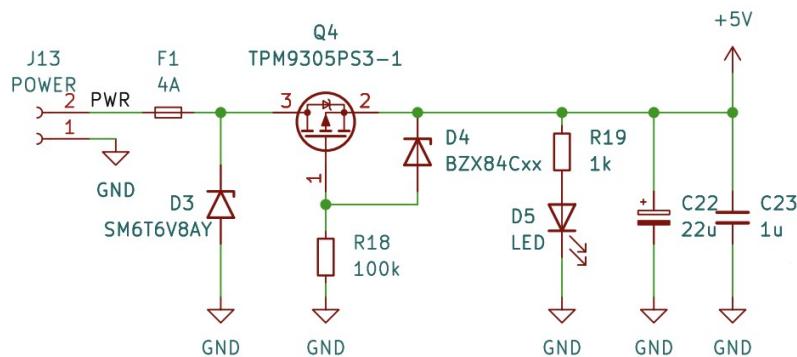
Obrázek 3.25: Schéma zapojení nouzového tlačítka

Nouzové tlačítko je připojeno ke vstupními pinu 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 napětí je  $U_{in} = 5 \text{ VDC}$  a poskytuje napájení celého systému. 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	
$\Sigma$			1.79	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

$$W = I^2 R$$

byl co nejmenší 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 prahové napětí tranzistoru bylo více něž

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

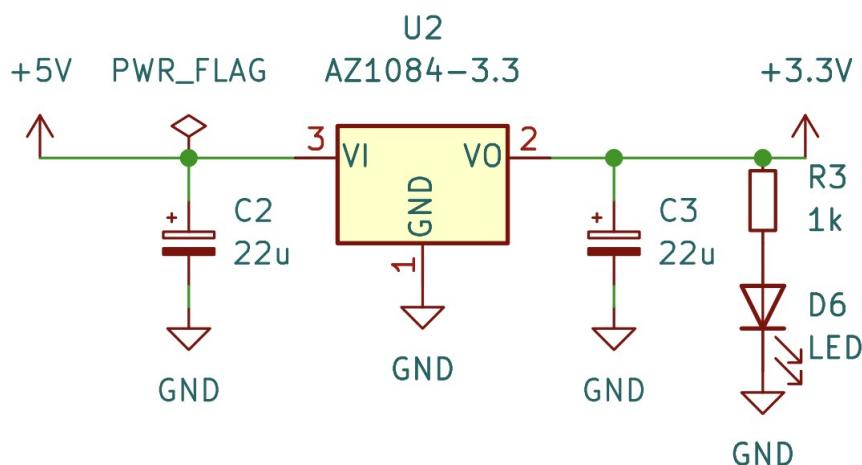
Při opačném zapojení napájení  $U_S = -U_{in}$  a  $U_G = 0 \text{ V}$ , tak  $U_{GS} = U_{in}$  tranzistor je vypnut a přes obvod neprotéká proud. V návrhu je použit tranzistor TPM9305PS3, který má  $U_{GS(ON)} = -2.5 \text{ V}$ ,  $I_{D(MAX)} = -4.1 \text{ A}$  a  $R_{DS(ON)} = 52 \text{ m}\Omega$  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 zlepšení EMC jsou připojeny paralelně dva blokovací kondenzátory.

## Regulátor napětí



Obrázek 3.27: Schéma zapojení regulátoru napětí AZ1084-3.3 z 5V na 3.3V

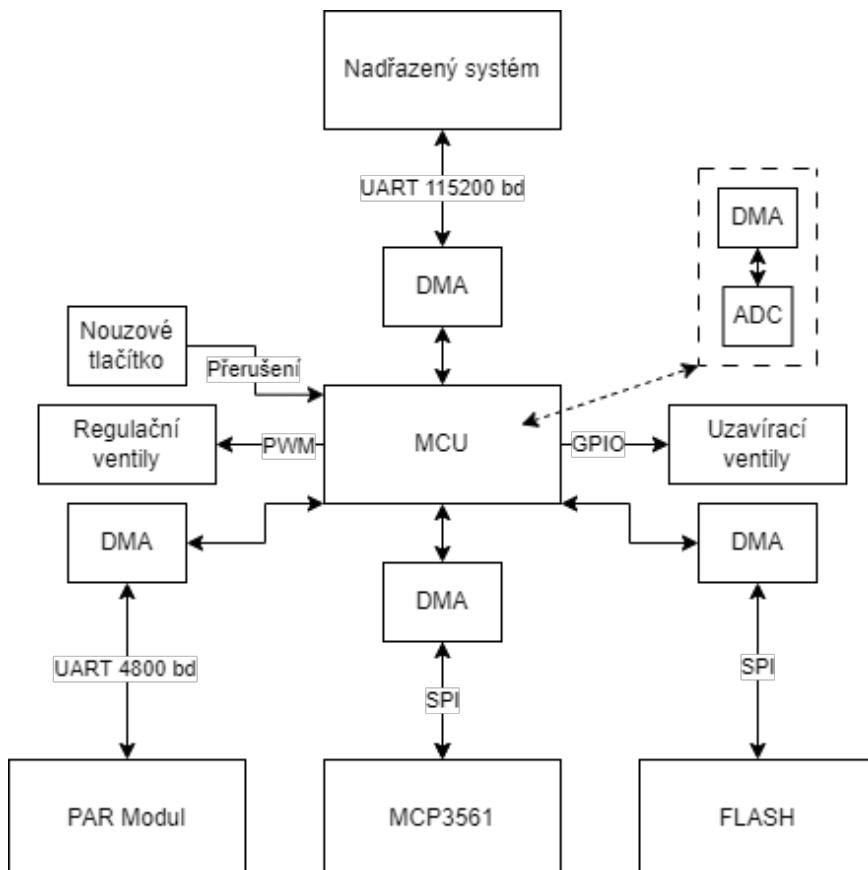
Je použit lineární regulátor napětí s nízkým úbytkem AZ1084-3.3 od firmy Diodes Incorporated. Vstupní napětí regulátoru je v rozmezí  $1.5 \text{ V} \leq U_{in} \leq 12 \text{ V}$ , výstupní napětí je fixní na  $U_{out} = 3.3 \text{ V}$  a maximální výstupní proud je  $I_{out(MAX)} = 5 \text{ A}$ . Zapojení 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 plovoucích čísel. Programování MCU

#### 4. Software

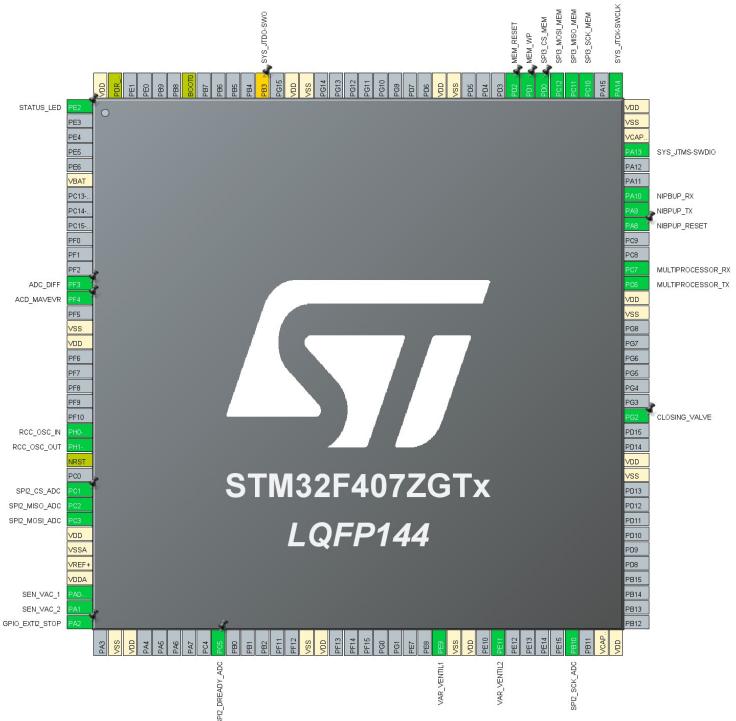
probíhá v programovacím prostředí od ST Microelectronics STM32CubeIDE, které má v sobě zabudovaný kompilátor pro jazyk C/C++, prostředky pro debugging a pro nahrání SW do MCU.

```
File Edit Source Refactor Navigator Search Project Run Windows Help
  | msp432e437f\src\main.c | 13m23hrs 6d ago | sm3204x.hal.spic
Project Explorer > msp432e437f\src\main.c | 13m23hrs 6d ago | sm3204x.hal.spic
  - [ ] Includes
    - [ ] Drivers
      - [ ] Communication
        - [ ] Controllers
          - [ ] Drivers
            - [ ] ADC
            - [ ] DAC
            - [ ] SPI
            - [ ] I2C
            - [ ] USART
            - [ ] SPI
            - [ ] I2S
            - [ ] DMA
            - [ ] STM32F4xx_HAL_Driver
            - [ ] Debug
            - [ ] CMSIS
            - [ ] HAL
            - [ ] RAK4211.h
            - [ ] STM32F407GTX_FLASH
            - [ ] STM32F407GTX_RAMM
            - [ ] Thermopyre
            - [ ] Thermopyre_General
            - [ ] Thermopyre_General.h
  - [ ] Main
  - [ ] Startup
  - [ ] main.cpp
  - [ ] main.h
  - [ ] match
  - [ ] Drivers
  - [ ] ADC
  - [ ] DAC
  - [ ] SPI
  - [ ] I2C
  - [ ] USART
  - [ ] SPI
  - [ ] I2S
  - [ ] DMA
  - [ ] STM32F4xx_HAL_Driver
  - [ ] Debug
  - [ ] CMSIS
  - [ ] HAL
  - [ ] RAK4211.h
  - [ ] STM32F407GTX_FLASH
  - [ ] STM32F407GTX_RAMM
  - [ ] Thermopyre
  - [ ] Thermopyre_General
  - [ ] Thermopyre_General.h

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
234     __HAL_DMA_DISABLE_IT(&hdma_usarts_tx, DMA_IT_HT);
235
236     HAL_UARTEx_ReceiveToIdle_DMA(&huart1, g_arrbyNlbpkRxBuffer, g_cnUsartBufferSize);
237     __HAL_DMA_DISABLE_IT(&hdma_usart1_rx, DMA_IT_HT);
238
239 // Power 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_SET);
243
244     /* Set up ADC */
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_DMA(&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 zprostředkovává ovladače pro komunikaci s interními periferiemi a prostředí pro konfiguraci MCU.



**Obrázek 4.3:** Konfigurace GPIO pinů MCU

Po zvolení konfigurace MCU, STM32CubeIDE vygeneruje základní softwa-

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 zprostředkovává 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 částím přístroje z hlediska hardware i vymezením příkazů na ovládání DPS.

Komunikace probíhá pomocí asynchronního sériového rozhraní UART s přenosovou rychlostí 115200 baud, která je 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, nevalidní přenos a nesplnění příkazů. UART umožňuje zasílaní jakýkoliv dat či provedení úkonů ze strany DPS, záleží na definici příkazů, které musí být z stejné ze strany DPS i nadřazeného systému.

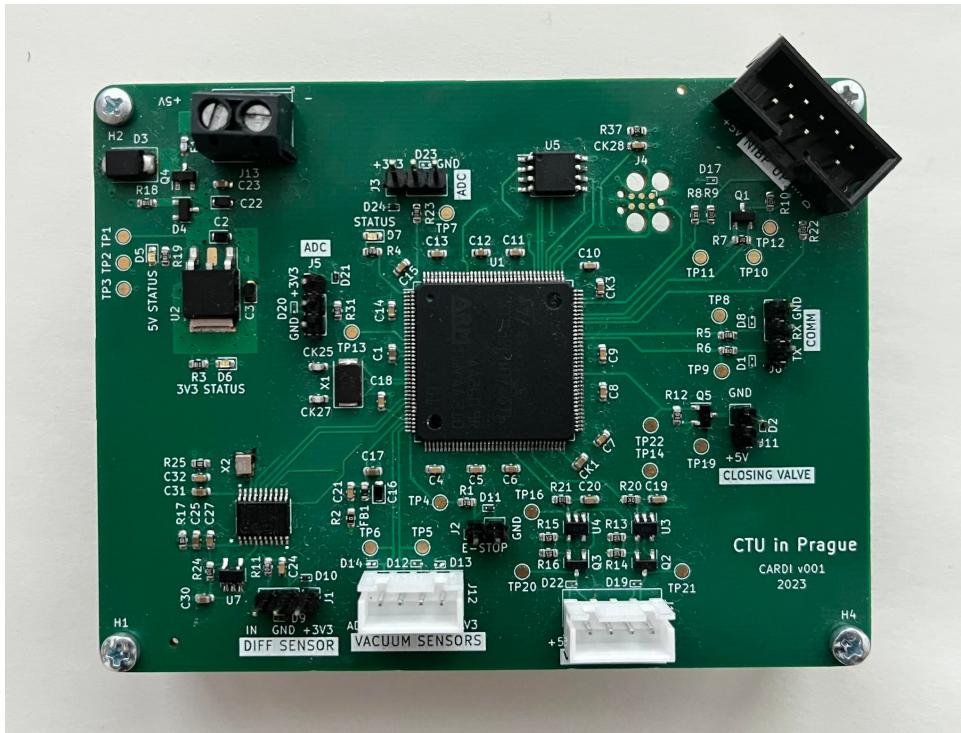
# Kapitola 5

## Realizace

V této kapitole je popsána metoda měření, charakterizace pneumatického systému, analýza analogově digitálních převodníků a ukázka naměřených pulzací systémem CarDi.

### 5.1 Deska plošného spoje

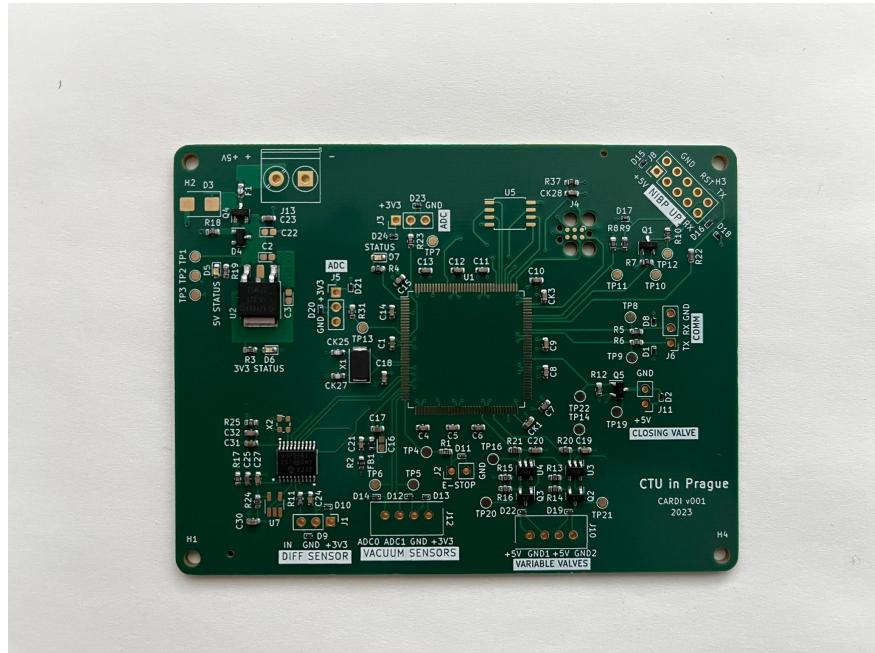
Na desce plošného spoje (DPS) sídlí všechny elektrické komponenty pro řízení systému, sběr a vyhodnocení dat.



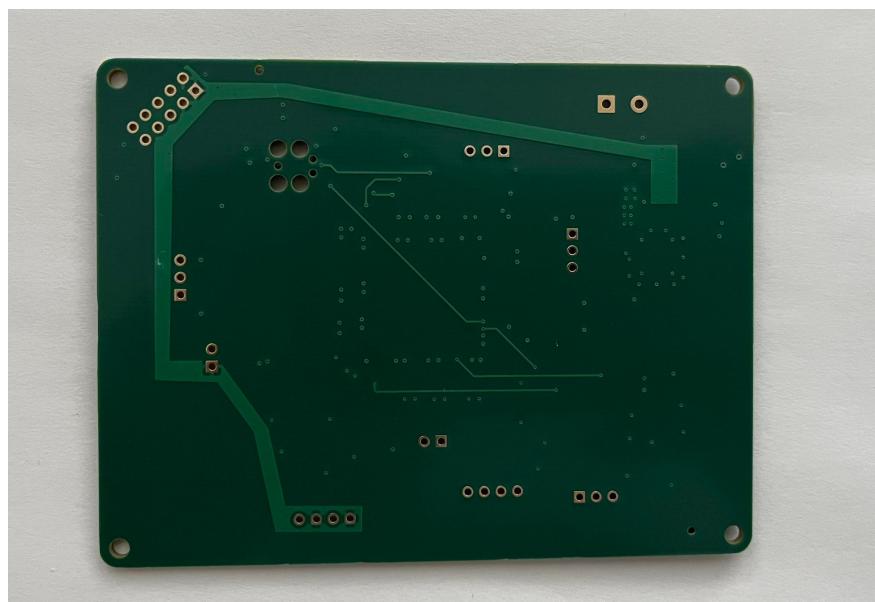
## 5. Realizace

dvě signálové a dvě silové vrstvy, kde první(horní) vrstva je signálová a nachází se na ní veškeré elektronické komponenty, druhá je společná zem, třetí je napájecí 3.3 V a poslední spodní vrstva je také signálová.

DPS a schéma je navržena v otevřeném freeware KiCad EDA a je vyrobena a z části osazena firmou JLCPCB.



Obrázek 5.2: Horní pohled desky plošného spoje z výroby.



Obrázek 5.3: Spodní pohled desky plošného spoje z výroby.

Celková cena DPS a potřebné materiály jsou:

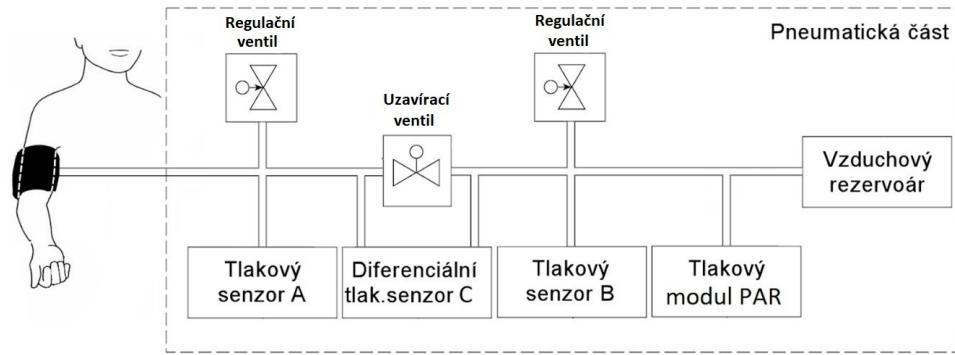
5.1. Deska plošného spoje

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	
Rezistor		51 Ω	4	0.5688	
Rezistor		10 Ω	2	0.0032	
Rezistor		20 kΩ	5	0.005	
Rezistor		10 kΩ	7	0.0056	
Rezistor		0 Ω	1	0.001	
Rezistor		1 kΩ	10	0.005	
Rezistor		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-2520MVLIC-049	4.9152 MHz	1	1.23	
Pojistka	F0603FF4000V032TM	4 A	1	0.0762	
Σ			94	16.3262	€
Služba	Výroba DPS od JLCPCB		1	5	€
Služba	Osazení DPS 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

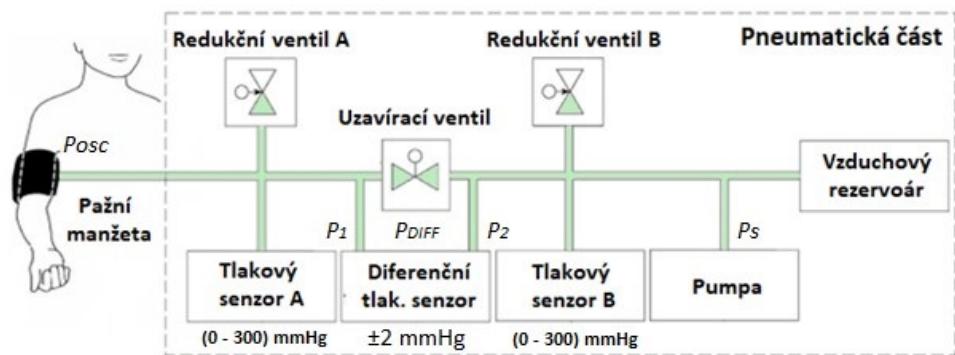
Pneumatická část systému je část, ve které probíhá měření hemodynamických parametrů srdce pacienta a je sestavena podle patentu [9, US Patent US10251567].



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, kde suprasystolický tlak  $P_s$  je  $\approx 50 \text{ mmHg}$  nad systolickým tlakem pacienta.



Obrázek 5.5: První fáze měření oscilometrických pulzací [23]

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

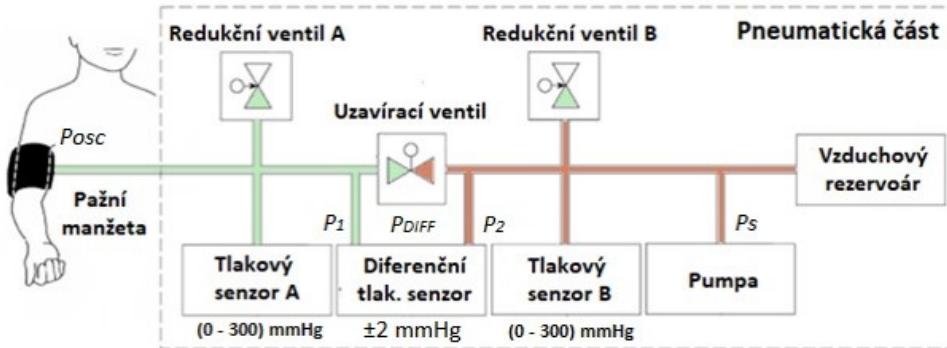
$$P_1 = P_{osc} + P_s$$

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

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

Na výstupu diferenčního sensoru 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 [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 měříme rozdíl tlaků ve větvích, na výstupním signálu diferenčního sensoru 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 sensoru tlaku 75x až 150x. [23] Metoda je patentována v České Republice a USA [9] a splňuje kritéria normy ISO 81060–2:2013 [3].

### ■ 5.2.2 Měření těsnosti penumatické části

Pneumatická část musí být co nejlépe těsná, aby po dobu terapie byl co nejmenší 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.

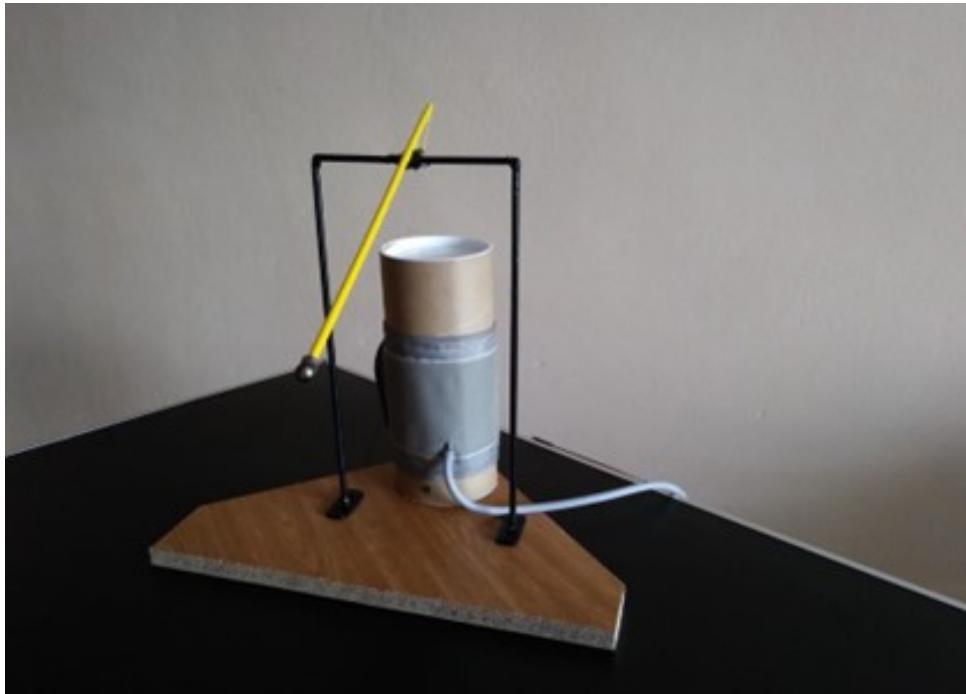
Měření	Těsnost	Jednotky
1	0.9	
2	0.8	
3	1.1	
4	1.0	
5	0.9	$\frac{mmHg}{min}$
6	0.9	
7	1.1	
8	0.9	
9	0.8	
10	1.0	

**Tabulka 5.2:** Test těsnosti pneumatického systému

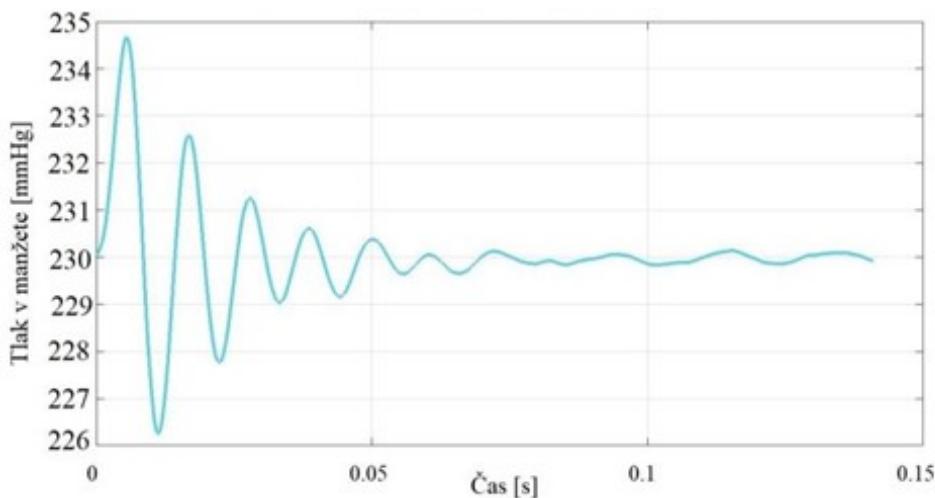
Průměrný pokles tlaku v důsledku úniku vzduchu z pneumatického obvodu je  $\mu = 0.94 \frac{mmHg}{min}$  se směrodatnou odchylkou  $\sigma = 0.10 \frac{mmHg}{min}$ . Dle normy ISO 81060–1:2013 maximální úbytek tlaku v systému nesmí přesahovat  $P_{loss} = 6 \frac{mmHg}{min}$ .

### 5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem

Přenosová funkce systému byla identifikována měřením impulzní odezvy systému. Systém byl natlakován na průměrnou hodnotu suprasystolického tlaku  $230\text{mmHg}$  a poté byl aplikován jednotkový impuls pomocí mechanického kyvadla. [21]



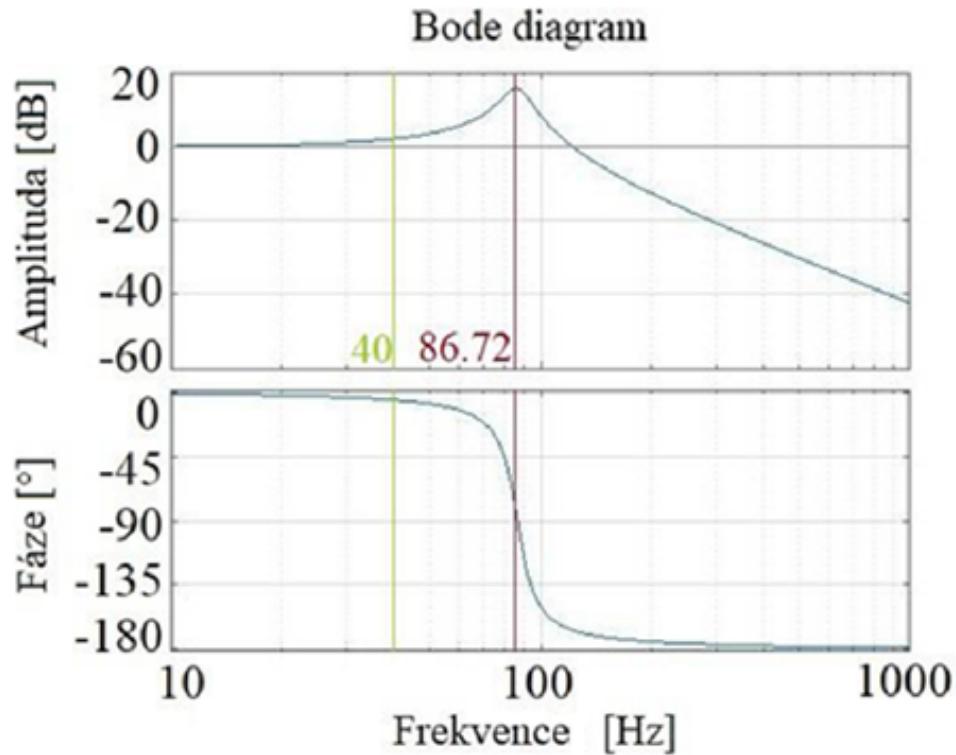
**Obrázek 5.7:** Mechanické kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém. [21]



**Obrázek 5.8:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [21]

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.[21]



**Obrázek 5.9:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. [21]

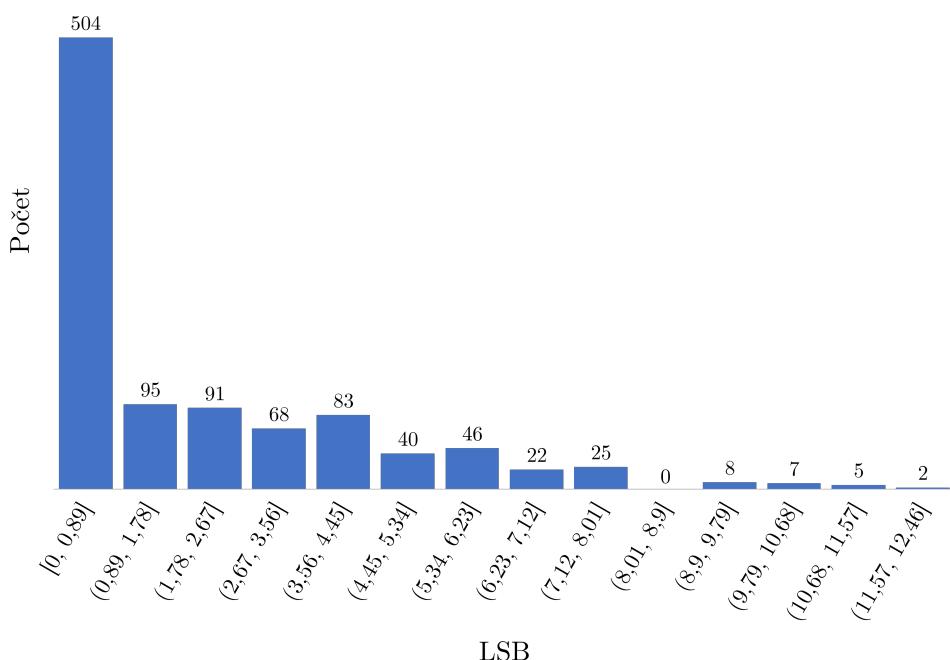
Při měření srdečních frekvencí např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka tepu frekvenci  $f = 40$  Hz. Podle obrázku (5.9) srdeční frekvence je amplituda zkreslena o +2 dB a fáze signálu o  ${}^{\circ}5$  [21], což jsou akceptovatelné hodnoty.

## 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 referenční zemí, na napětí z DPS  $U_{ref} = 3.3 \text{ V}$  a poté pomocí napěťového děliče ze  $U_{ref}$  na  $U_h = 1.63 \text{ V}$ . Všechny součástky a referenční 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 ambientní teploty, ani teploty samostatných součástek. Dělič napětí pro hodnotu  $U_h = 1.63 \text{ V}$  bylo provedeno na vedlejším nepájivém poli.

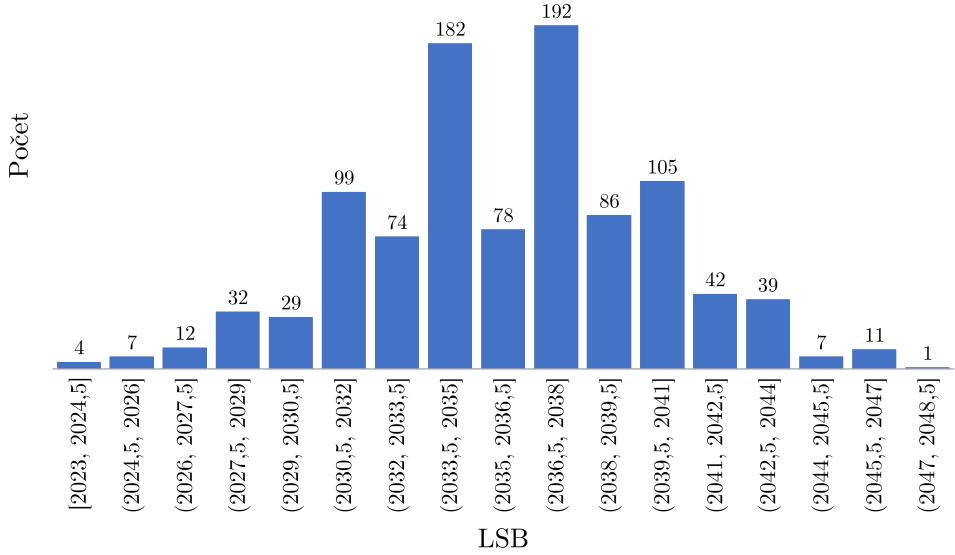
### 5.3.1 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32

12 bit AD převodník je součástí MCU STM32F407ZGT6. AD převodník slouží k měření absolutní hodnoty tlaku z tlakových sensorů na obou větví pneumatického systému. Hodnota 1 LSB =  $\frac{U_{ref}}{2^{12}} = 802 \mu\text{V}$ .



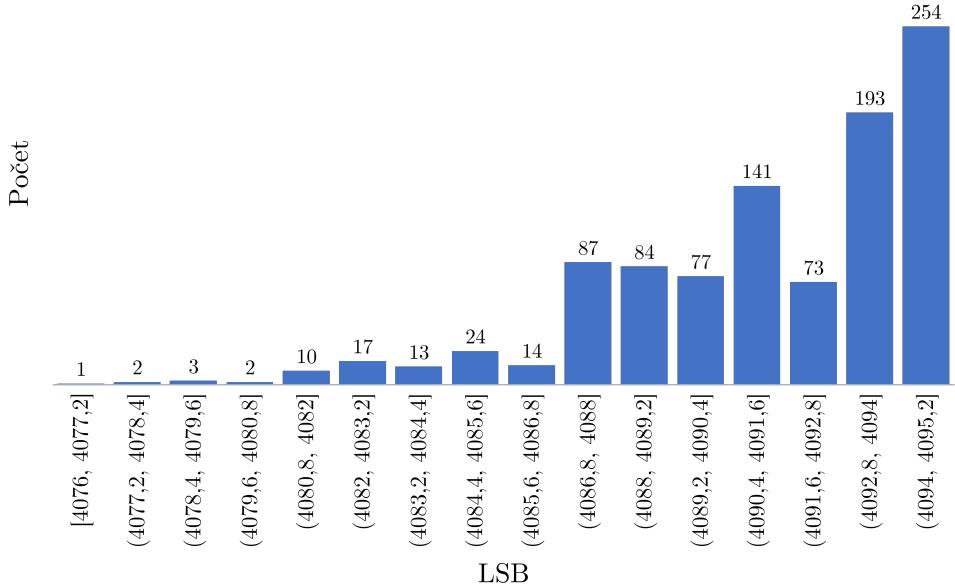
**Obrázek 5.10:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový sensor k referenční zemi.

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



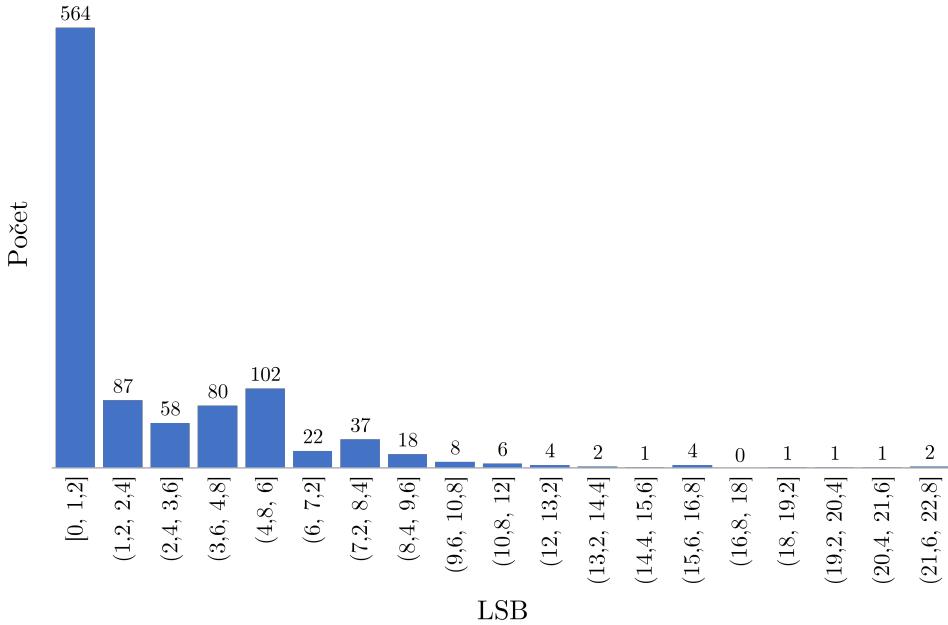
**Obrázek 5.11:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k 1.63 V.

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.



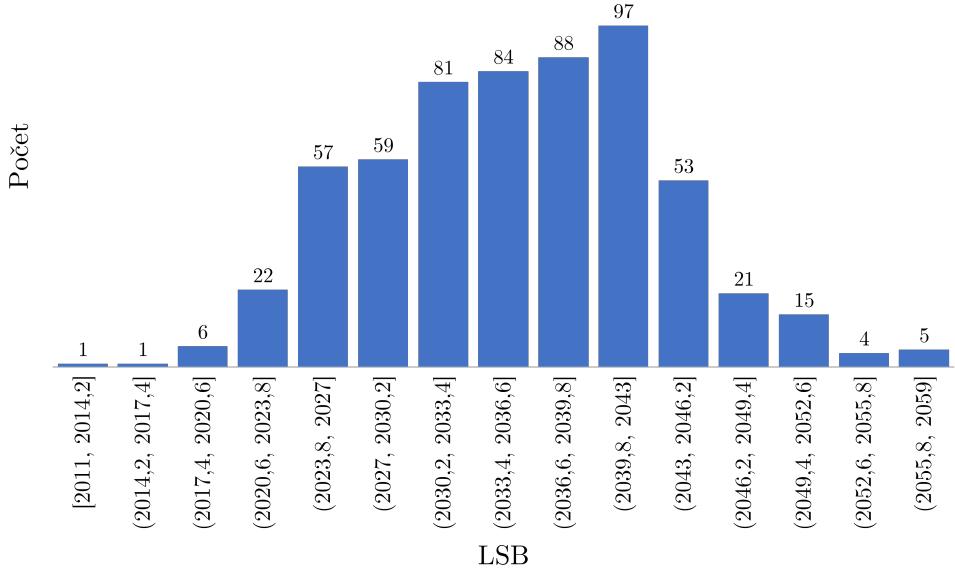
**Obrázek 5.12:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k 3.29 V.

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.



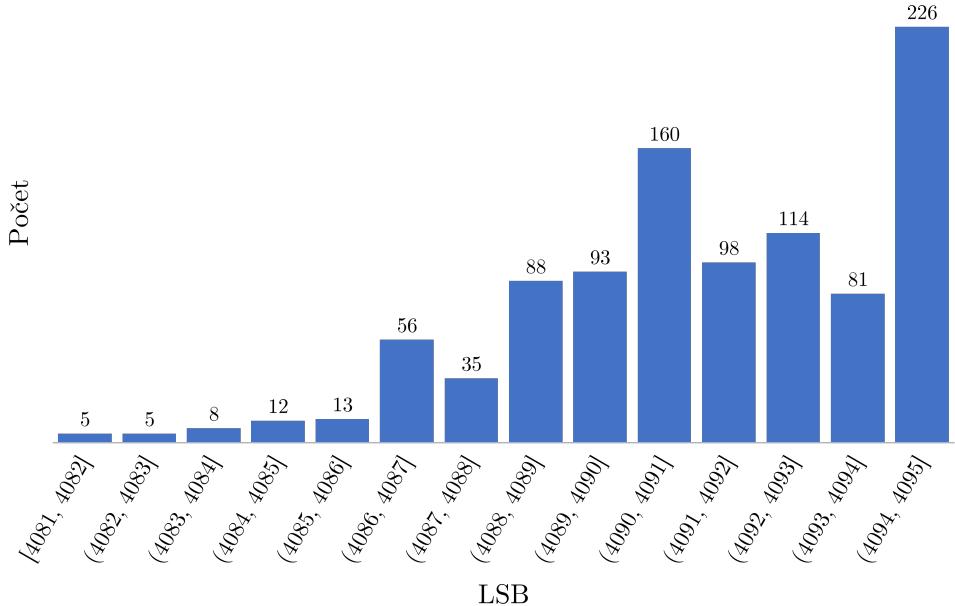
**Obrázek 5.13:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový sensor k referenční zemi.

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.

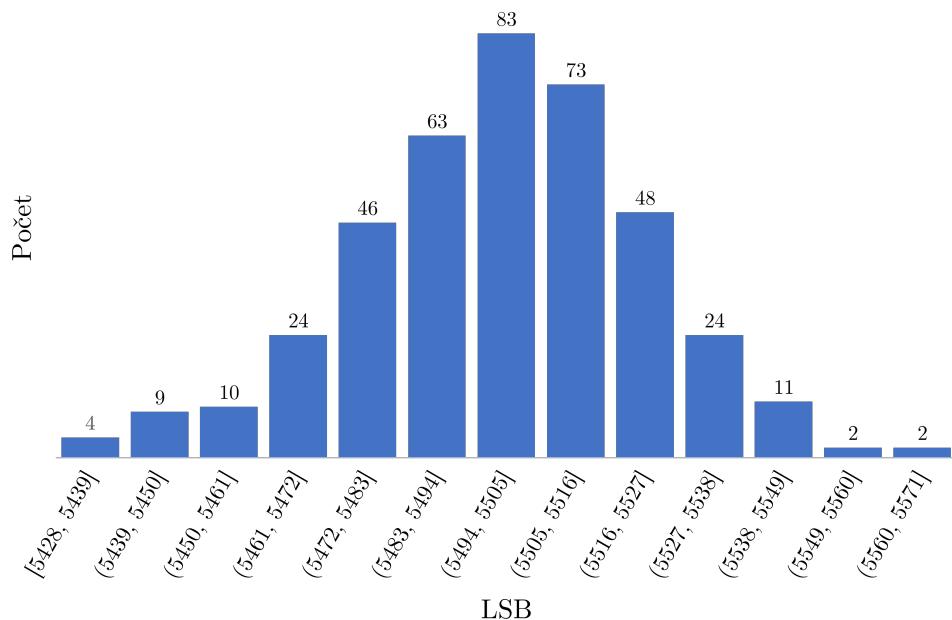


**Obrázek 5.15:** Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k 3.29 V.

Očekáváné 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.

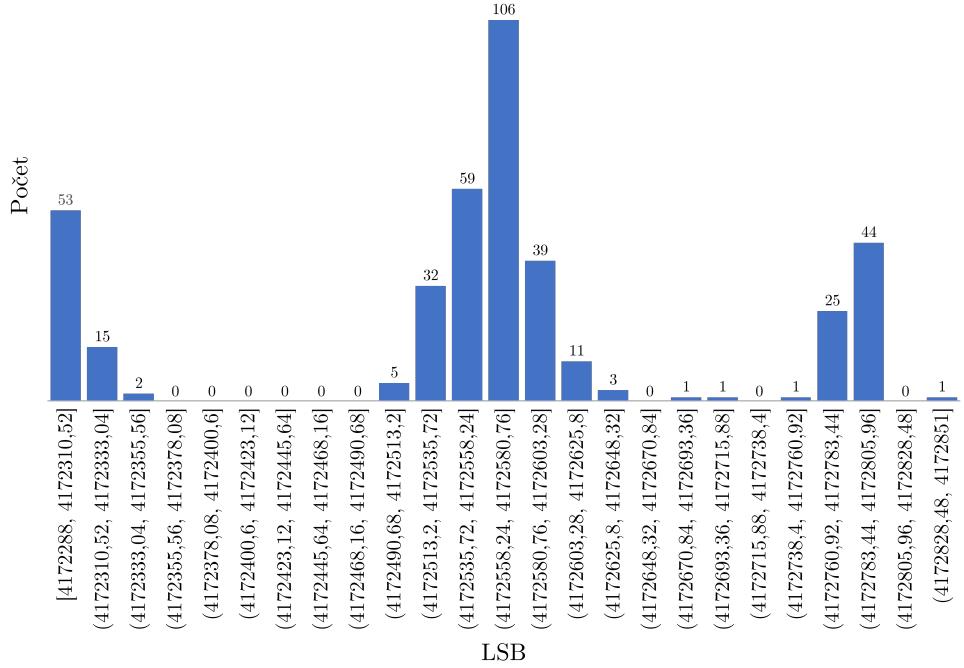
### ■ 5.3.2 Charakteristika MCP3561

24 bitový AD převodník MCP3561 převádí hodnoty z diferenčního sensoru 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.

Očekáváné 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.

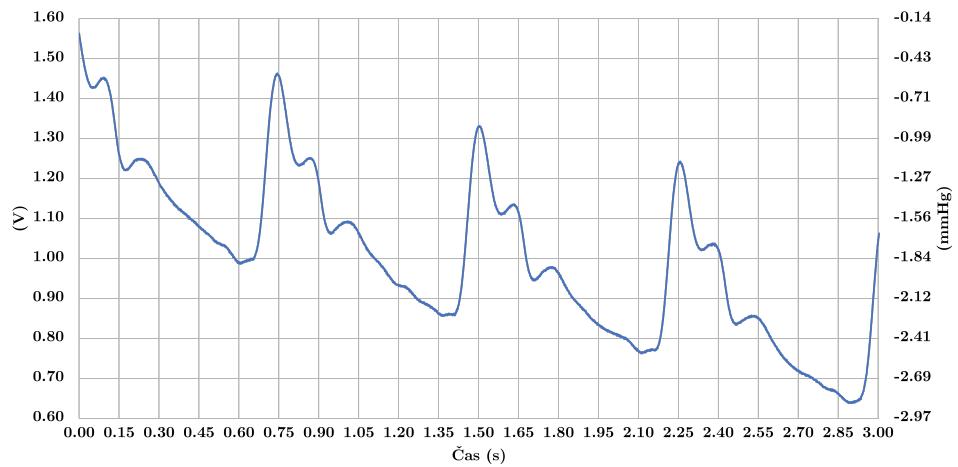
Po připojení napětí  $U_{in} = U_{ref}$  na kanál, AD převodník byl v saturaci a všechny naměřené vzorky byly s hodnotou  $U_{ref}$ .

## 5.4 Měření pulzní tlakové vlny

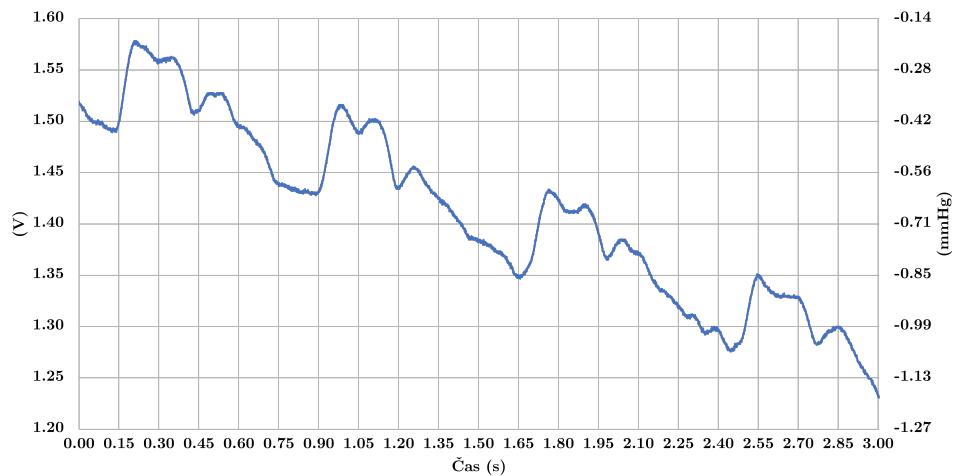
Pulzní tlaková vlna byla měřena na dobrovolníkovy pomocí navrženého systému CarDi na suprasystolickém tlaku 200 mmHg a 275 mmHg. Nastavení registrů 24 bitového AD převodníku MCP3561 je stejné jako v sekci (5.3.2). Postup měření probíhalo podle metody popsané v sekci (5.2.1). Postup tohoto měření je následovný

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 sensoru 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 a 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 těsnosti pneumatické části, 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.

Na realizovaném systému je potřeba zlepšit frekvenční odezvu filtru pro napájení analogové části mikroprocesoru, těsnost pneumatického systému, zvolené blokovací kondenzátory pro AD převodník MCP3561, kde jejich hodnota se liší od doporučených v katalogovém listu. 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 mikroprocesor STM32, dálkový upgrade firmware z uživatelského prostředí a vytvoření softwarového systému Board Support Package pro podporu více verzí desky plošného spoje jedním softwarem.

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



## Příloha A

### Literatura

- [1] Miklós Illyés a kolektiv. Tensiomed arteriograph brochure. tensiomed. <<http://www.tensiomed.com>>. 2011.
- [2] Atcor. Sphygmocor xcel <<https://atcormedical.com/technology/sphygmocor-xcel/>>. 2023.
- [3] 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.*, February 2019.
- [4] Whelton PK; Carey RM; Aronow WS; Casey DE; Collins KJ; Himmel-farb 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.
- [5] L. Chaloupka. Monitorování parametrů kardiovaskulárního systému z tvaru tlakových křivek, dp. ČVUT, 2011.
- [6] CONJOIN. Cjav08-2b05a <<https://www.aliexpress.com/item/33040651412.html>>.
- [7] Gloria Oblouk Darovic. Hemodynamic monitoring: Invasive and noninvasive clinical applications. *WB Saunders Co.*, 1, 1987.
- [8] OKAWA Electric Design. Webová aplikace pro design filtrů. <<http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRlowkeisan.htm>>.
- [9] 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*, December 2019.
- [10] V. Fabián. Přednášky z předmětu biofyzika bab02bfy. ČVUT, 2022.
- [11] Centers for Disease Control and Prevention. High blood pressure <<https://www.cdc.gov/bloodpressure/about.htm>>. 2023.

- [12] Diodes Incorporated. Katalogový list d5v0f1u2s9.
- [13] Pereira T.; Correia C.; Cardoso J. Novel methods for pulse wave velocity measurement. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2015.
- [14] ST Microelectronics. Online na <<https://octopart.com/stm32f407zgt6-stmicroelectronics-20570112>>.
- [15] NXP Semiconductors. Katalogový list mp3v5050.
- [16] All Sensors. Katalogový list elv series.
- [17] BIONIK STAPRO GROUP S.R.O. Fukuda denshi vasera vs-1500n <<https://bionik.cz/pristroje/vasera/vasera-vs-1500n/>>.
- [18] Microchip technology. Application note tb3250.
- [19] Tensiomed. Arteriograph <<https://www.tensiomed.com/devices/arteriograph/>>. 2022.
- [20] 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.
- [21] Bc. Patrícia Troppová. Measurement of pressure cuffs physical characteristics, dp. ČVUT, 2019.
- [22] Uscom. Uscom bp+ overview <<https://www.uscom.com.au/products/bp/overview/>>. 2023.
- [23] Fabián V. Okluzivní metoda měření krevního tlaku u pacientů s implantoanou srdeční podporou typu cf-lvad. ČVUT, 2023.

## 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

