



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

## Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Daniel Klamrt

Školitel: 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) 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**

## **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

Rozvíjíme ...

**Klíčová slova:** slovo, klíč

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

## Abstract

We develop ...

**Keywords:** word, key

**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 šírenia pulzných vln .....	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+ .....	7
2.4.3 Arteriograph .....	8
<b>3 Hardware</b>	<b>9</b>
3.1 Řídící jednotka .....	10
3.1.1 Externí hodiny .....	12
3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie .....	12
3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji .....	14
3.2 Modul měření krevního tlaku...	14
3.3 Senzory .....	16
3.3.1 Senzor tlaku .....	16
3.3.2 Diferenční senzor tlaku .....	17
3.4 Vzduchové ventily .....	20
3.4.1 Uzavírací ventil .....	20
3.4.2 Regulační ventil .....	21
3.5 Digitalizace analogových signálů	27
3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému .....	27
3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového senzoru pneumatického systému .....	28
3.6 Datové úložiště .....	31
3.7 Nouzové zastavení .....	32
3.8 Napájení .....	33
<b>4 Software</b>	<b>35</b>
<b>5 Implementace</b>	<b>37</b>
5.1 Deska plošného spoje .....	37
5.2 Pneumatická část .....	40
5.2.1 Měření těsnosti pneumatické časti .....	40
5.2.2 Zkreslení signálu pneumatickým systémem .....	41
<b>6 Závěr</b>	<b>43</b>
<b>A Literatura</b>	<b>45</b>
<b>B Zadání práce</b>	<b>47</b>

# Obrázky

2.1 Průběh tlakové křivky pro výpočet středního arteriálního tlaku .....	4
2.2 Graf oscilometrických pulzací....	5
2.3 Postup odražené krevní tlakové vlny v těle .....	6
2.4 Krevní tlaková vlna s vyznačenými parametry pro výpočet parametru PWV.....	6
2.5 SphygmoCor XCEL PWA/PWV .	7
2.6 Uscom BP+ .....	8
2.7 Tensiomed Arteriograph .....	8
3.1 Blokové schéma zařízení .....	9
3.2 Model stm32f407 .....	10
3.3 Schéma zapojení SMT32F407ZG	11
3.4 Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32 .....	12
3.5 Schéma zapojení referečního napájení pro analogové periférie MCU.....	13
3.6 Aproximace frekveční odezvy filtru pro refereční napájení analogové periférie MCU. ....	13
3.7 Schéma ochrané ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda.....	14
3.8 Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP .....	15
3.9 Schéma připojení komunikační linky k MCU a napájení pro PAR NIBP 2020 UP .....	15
3.10 Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U .....	16
3.11 Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde $V_S$ je vstupní napájecí napětí a $V_{out}$ je výstupní napětí. ....	17
3.12 .....	17
3.13 Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4....	18
3.14 Schéma zapojení diferenčního sensoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku. ....	19
3.15 Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4.....	20
3.16 Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1 .....	21
3.17 Schéma zapojení uzavíracího ventilu .....	21
3.18 Schéma zapojení regulačních ventilů .....	22
3.19 Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde $f_{PWM}$ je frekvence PWM signálu a $T$ je jeho perioda.....	24
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. ....	24
3.21 Frekveční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky <a href="http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php">http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php</a> .....	25
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. ....	26
3.23 Zapojení AD převodníku MCP3561 .....	29
3.24 Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0 ...	32
3.25 Schéma zapojení nouzového tlačítka .....	32
3.26 Schéma zapojení vstupního napájení .....	33
3.27 Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V.....	34
5.1 Realizovaná deska plošného spoje.	37
5.2 Deska plošného spoje z výroby. .	38
5.3 Deska plošného spoje z výroby. Spodní vrstva.....	38
5.4 Blokové schéma pneumatického systému .....	40

## Tabulky

5.5 Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém. ....	41	3.1 Properties of nxp sensor .....	16
5.6 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. ....	41	3.2 properties of an amphenol .....	18
5.7 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls. ....	42	3.3 Charakteristika vestavěného AD převodníku v SMT32F407ZG6....	28
		3.4 Charakteristika AD převodníku MCP3561. ....	31
		3.5 Celkový proudový odběr přístroje	33
		5.1 Celkový počet součástek a výrobní cena .....	39
		5.2 Test těsnosti pneumatického systému .....	40



# Kapitola 1

## Úvod



## Kapitola 2

### Hemodynamické parametry

Tato kapitola se zaměří na popis hemodynamických parametrů krevního řečiště.

#### ■ 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 *mmHg* milimetrů rtuti, co odpovídá 133.32 *Pa*. Jako normální lidský krevní tlak se považuje méně jak 120 *mmHg* systolického a méně jak 80 *mmHg* diastolického tlaku.

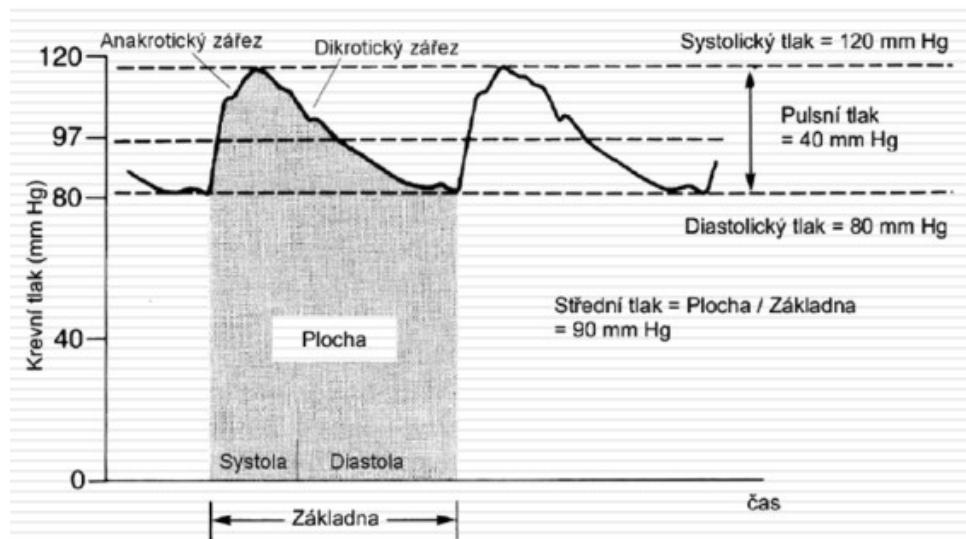
##### ■ 2.1.1 Centrální aortální tlak

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

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.

##### ■ 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

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.

### ■ 2.2.1 Oscilometrická metoda

Oscilometrická 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.



**Obrázek 2.2:** Graf oscilometrických pulzací

## 2.3 Rychlosť šírenia pulzných vĺn

Rychlosť šírenia pulzných vĺn (PWV) je rýchlosť, s ktorou sa tlaková vlna premenyva v dĺžke arterií. Je to jeden základných ukazovateľov arteriálnej elasticitosti. Čím je hodnota PWV väčšia, tím sú cévy menej poddajné a výsledkom je zvýšená tuhost artérií.

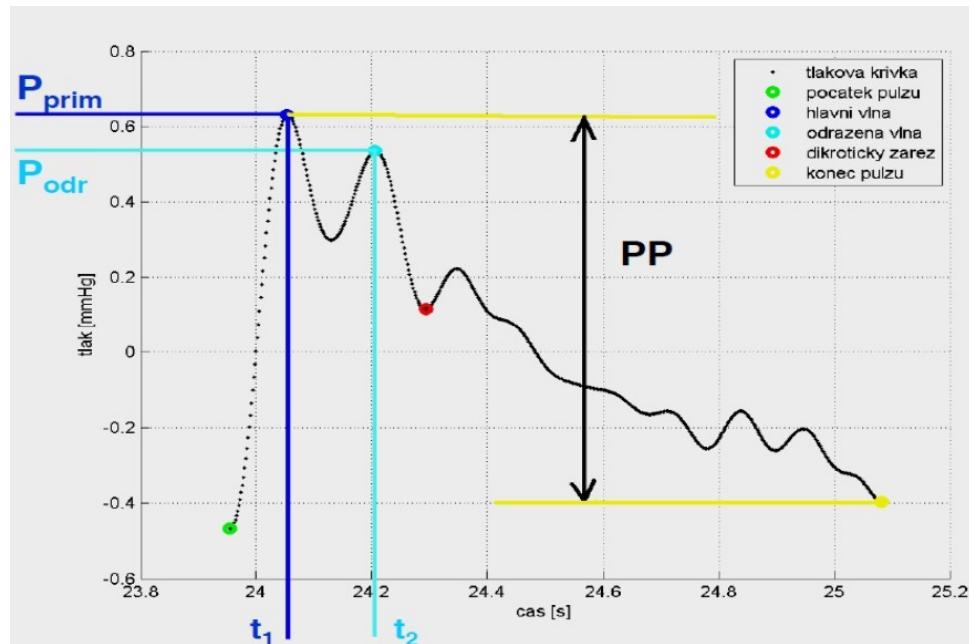
## 2. Hemodynamické parametry



Obrázek 2.3: Postup odražené krevní tlakové vlny v těle

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.

- 2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

## 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 a to zejména na měření parametru PWV.

### 2.4.1 SphygmoCor XCEL PWA/PWV

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



Obrázek 2.5: SphygmoCor XCEL PWA/PWV

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

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

Systém SphygmoCor XCEL je validován pro použití a prodej v Evropské unii a USA. Patří do třídy II.

### 2.4.2 Uscom BP+

Uscom BP+ je automatizový systém pro měření centrálního krevního tlaku, augmentačního indexu a analýzy křivky krevního tlaku a dalších parametrů.

## 2. Hemodynamické parametry

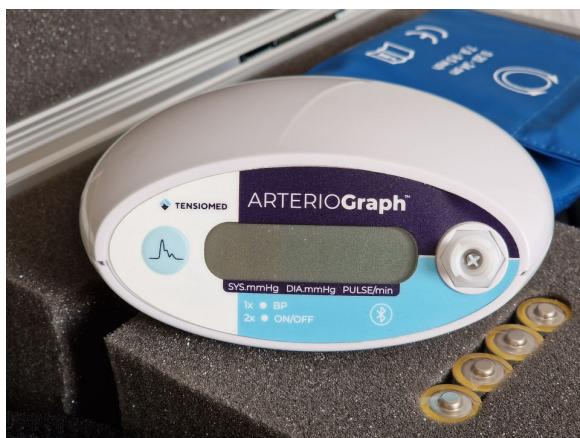


Obrázek 2.6: Uscom BP+

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

### 2.4.3 Arteriograph

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



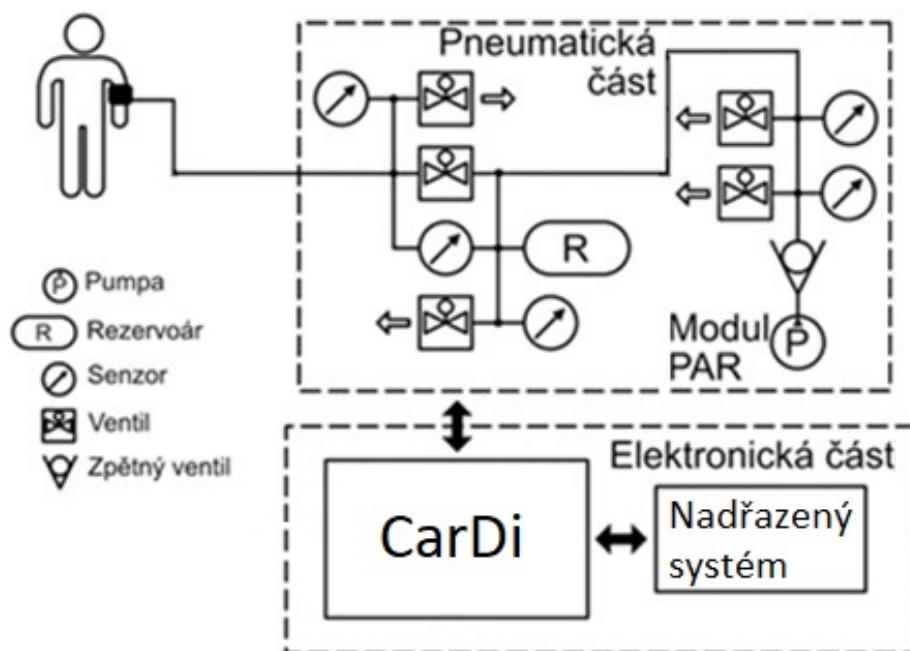
Obrázek 2.7: Tensiomed Arteriograph

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

## Kapitola 3

### Hardware

V této sekci je popsáná elektro-mechanická část systému pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště pacienta.



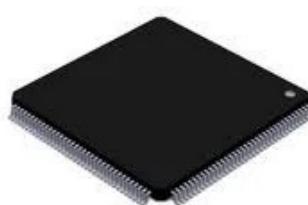
Obrázek 3.1: Blokové schéma zařízení

Součástí pneumatické časti je uzavírací ventil, regulační ventily na obou částí uzavíracího ventilu, rezervoáru a klinicky validovaného modulu pro měření tlaku. K elektrické části patří obvody pro ovládání regulačních a uzavíracího ventilu, komunikace s modulem pro měření tlaku, sběr dat ze senzorů tlaku na obou částí uzavíracího ventilu, 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 systémů, sběr a vyhodnocení dat ze senzorů a komunikaci s nadřazeným systémem.

Jako řídící jednotka byl vybrán mikroprocesor SMT32F407ZG (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.

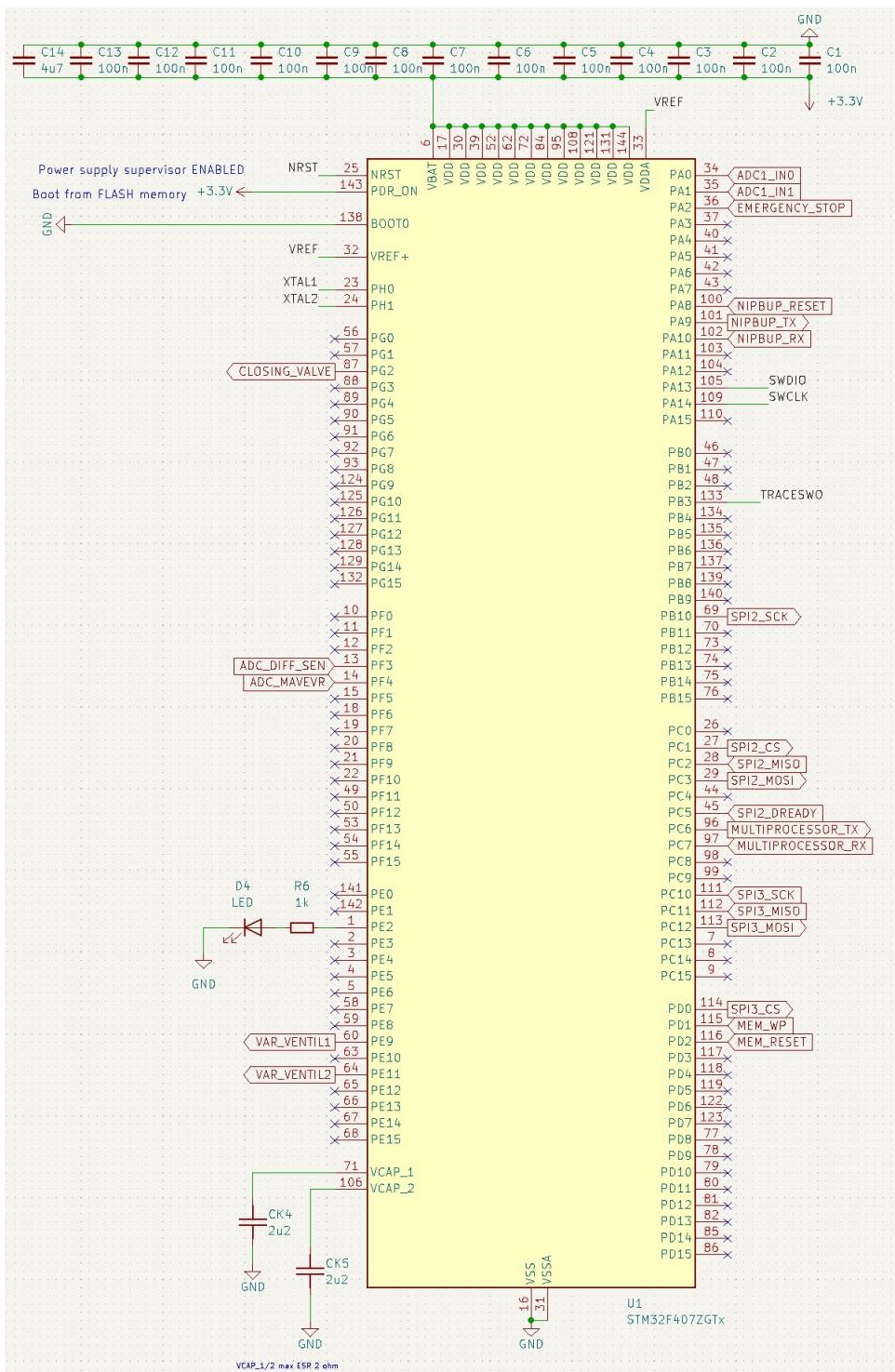


**Obrázek 3.2:** Model stm32f407

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 a další periferie.

Celkové zapojení MCU je na obrázku (3.3).

### 3.1. Řídící jednotka

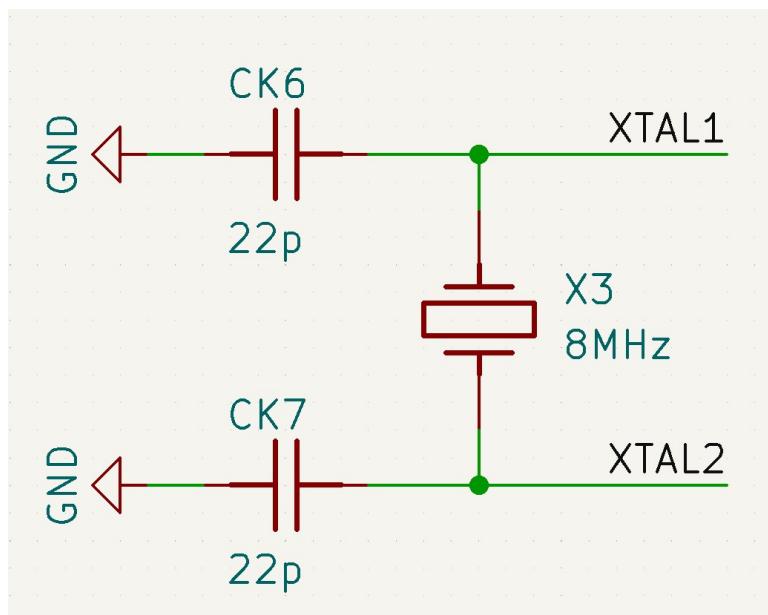


Obrázek 3.3: Schéma zapojení SMT32F407ZG

Zapojení MCU je podle doporučeného zapojení. 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 vysokorychlotní oscilátor Abraccon ABM3 o frekvenci  $8\text{ MHz}$ . Externí oscilátor slouží jako hlavní časovací hodiny pro jádro. Jádro může být na frekvenci až  $168\text{ MHz}$  a to pomocí vnitřní násobičky frekvence Phase Locked Loop (dále pouze PLL) můžeme dosáhnout z  $8\text{ MHz}$ .

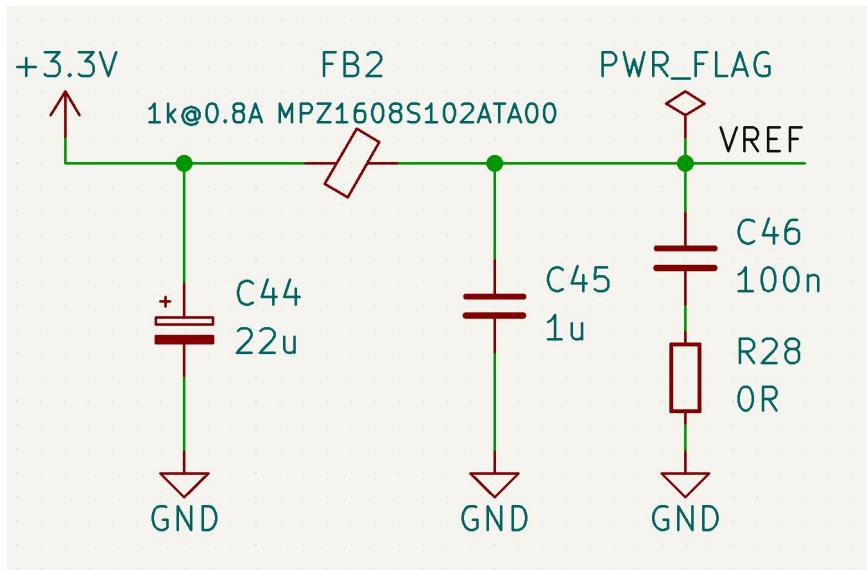


**Obrázek 3.4:** Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32

Snížení frekvence externích hodin omezíme vysoko frekvečního rušení, případněho přeslechu na vodičích a celkové signálové integritě.

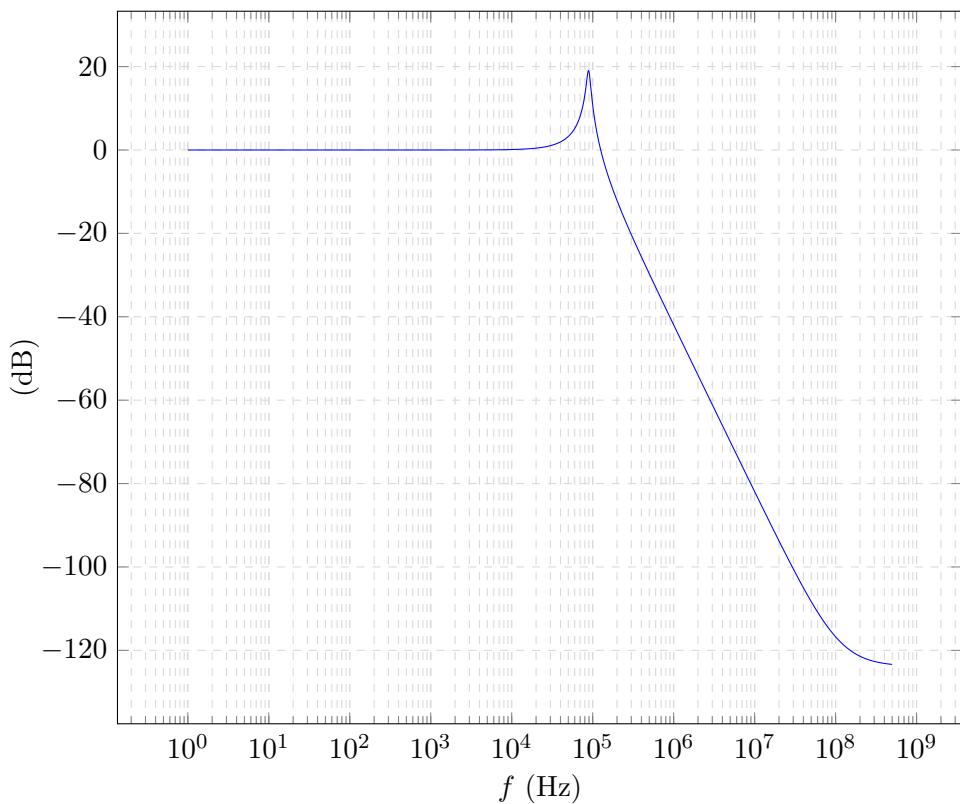
### ■ 3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie

Pro dosáhnutí nejpřesnějšího měření, je třeba, aby analogová část byla co nejméně zarušena. Díky vysokým kmitočtům digitální část MCU může zarušit analogové periférie a proto jsou v MCU digitální a analogové obvody oddělené. Jako refereční 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  $88.8 \text{ kHz}$



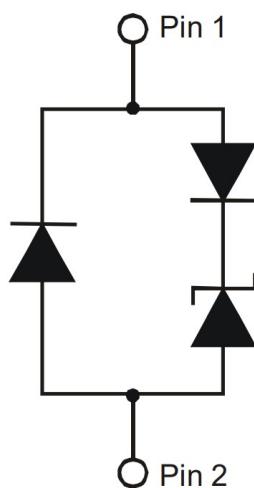
**Obrázek 3.6:** Aproximace frekveční odezvy filtru pro refereční napájení analogové periférie MCU.

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, nevratného poškození. Nejčastější místa probítí 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.

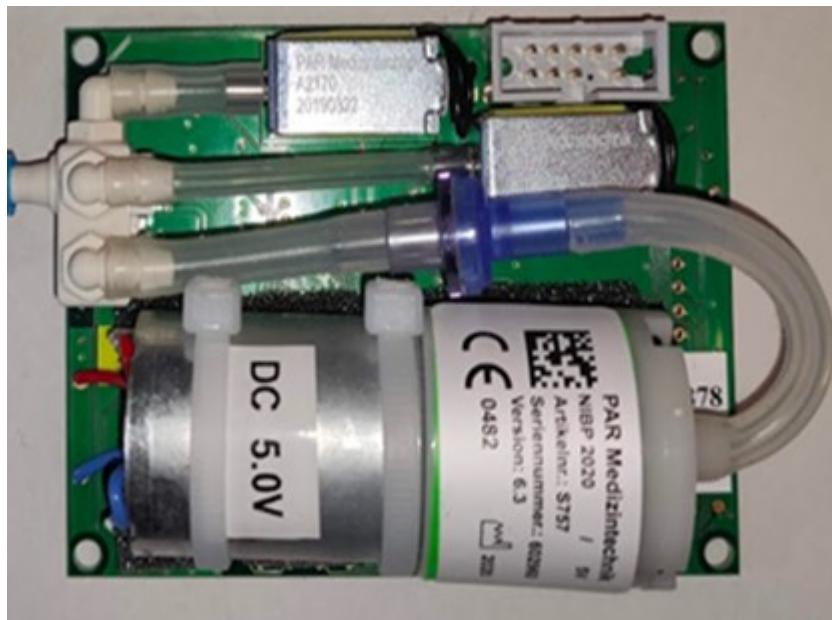
Tato dioda je určena pro ochranu proti elektrostatickým výbojům. Je připojena v závěrném směru na všechny kontektry. V závěrném směru bude otevřena při napětí  $U = 5.5 \text{ V}$  a napětí omezí na  $U_{BR} = 6.0 \text{ V}$ .

### ■ 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 zamezujeícím úniku tlaku, vypouštějícího ventilu, tlakového senzoru a také redundantním senzorem tlaku a vypouštěcím ventilem pro případ poruchy.

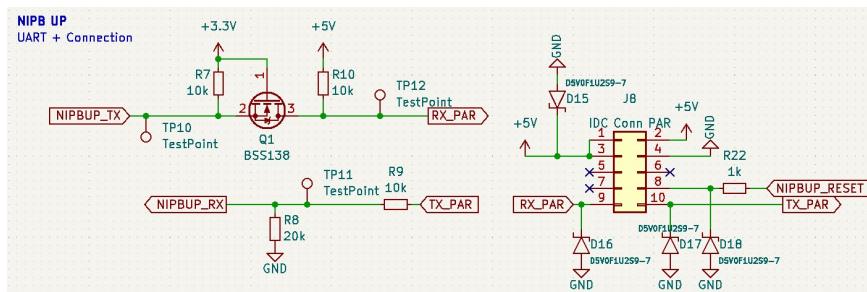
Modul PAR má klinickou validaci pro měření krevního tlaku dle norem EN 80601-2-30, EN 81060-2 a systém podle norem EN 60601-1 (2. a 3. edice),

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 Senzory

Tato sekce se zaměří na popis a použití senzorů a to zejména tlakových. Tlakové senzory tvoří nezbytnou část celkového přístroje a rozhodují o celkovém komfortu pacienta a také o přesnost výsledné terapie.

Parametry senzorů tlaku vychází z parametrů terapie. Pneumatický systém může být pod tlakem až  $300 \text{ mmHg} = 40 \text{ kPa}$ , 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

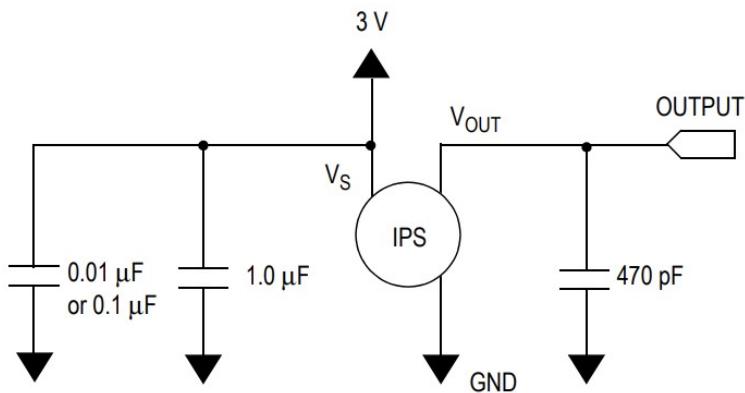
Je to analogový sensor tlaku od firmy NXP ze série peizorezistivních převodníků. Parametry jsou následovně:

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	$P$	0	-	50	$\text{kPa}$
Vstupní napětí	$U_s$	-	3.3	-	$V$
Vstupní proud	$I_s$	-	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:** Properties of npx sensor

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



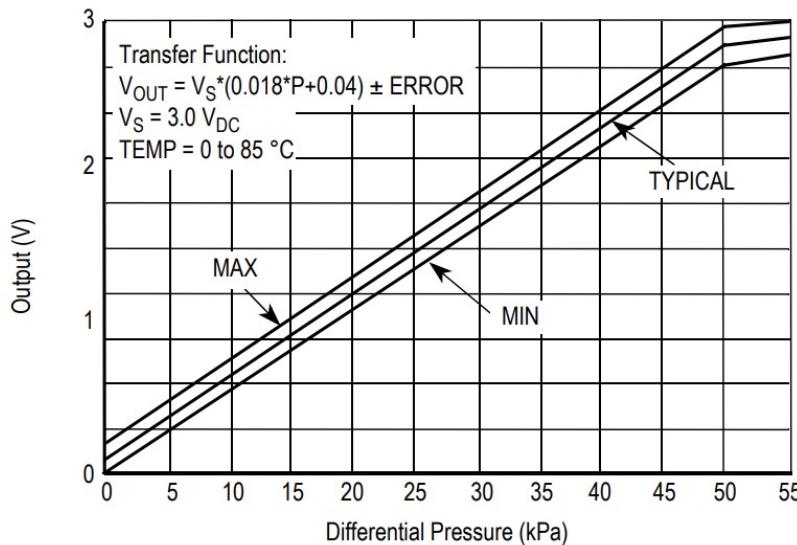
**Obrázek 3.11:** Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U.  
Kde  $V_S$  je vstupní napájecí napětí a  $V_{out}$  je výstupní napětí.

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:**

### ■ 3.3.2 Diferenční senzor tlaku

Diferenční senzor 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 ultra nízkých tlaků.



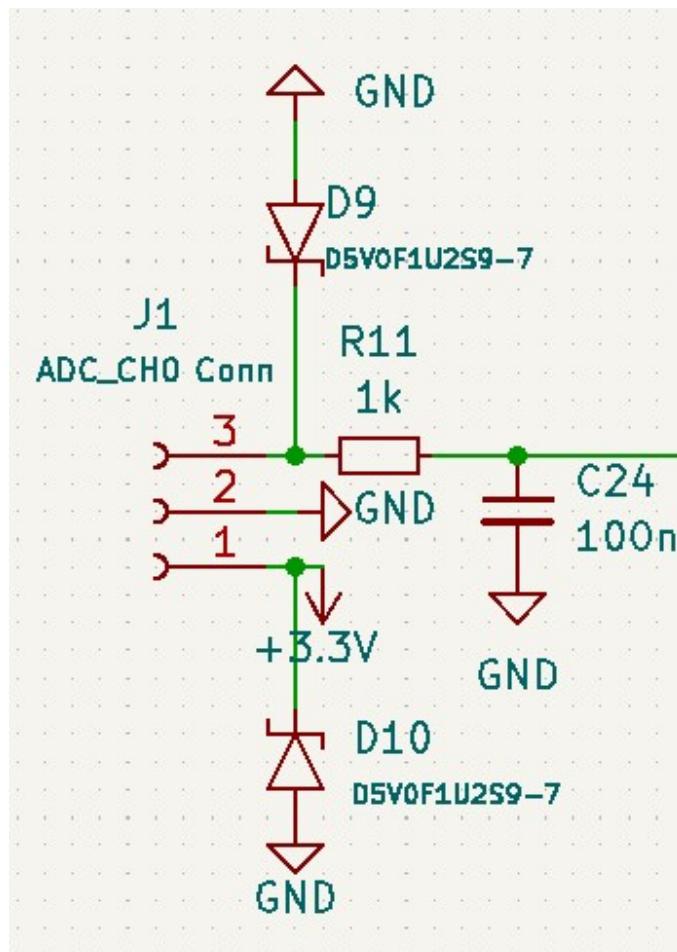
**Obrázek 3.13:** Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4

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	$U_s$	-	3.3	-	V
Vstupní proud	$I_s$	-	2.1	2.8	mA
Napěťový offset	$U_{off}$	-	1.65	-	V
Full Scale Span <sup>(4)</sup>	$U_{FSS}$		$\pm 1.32$		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.

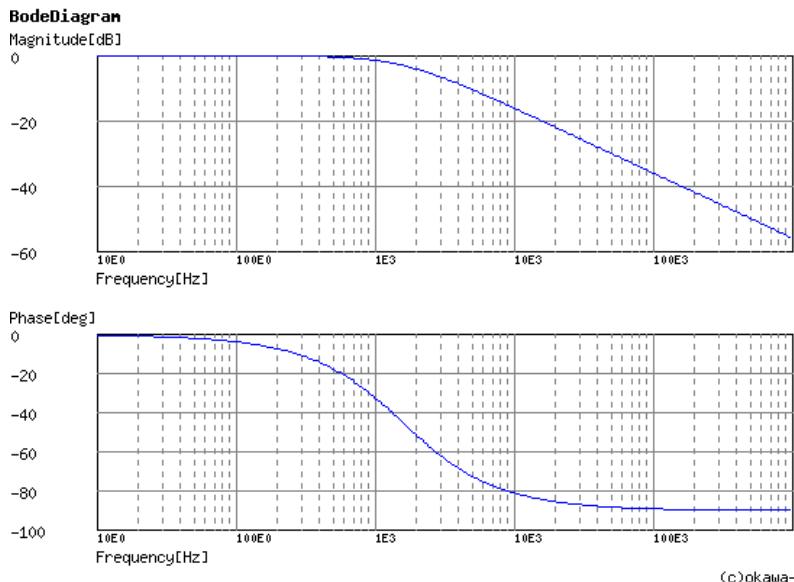
**Tabulka 3.2:** properties of an amphenol

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.



(c)okawa-denshi.jp

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

Podle Bodeho fázové approximace RC článku na obrázku (3.15) můžeme vidět, že fáze se začne měnit před  $\frac{f_0}{10}$ . Změna fáze snímaného signálu způsobí zkreslení výsledných hodnot a nepřesnou terapii.

## ■ 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.

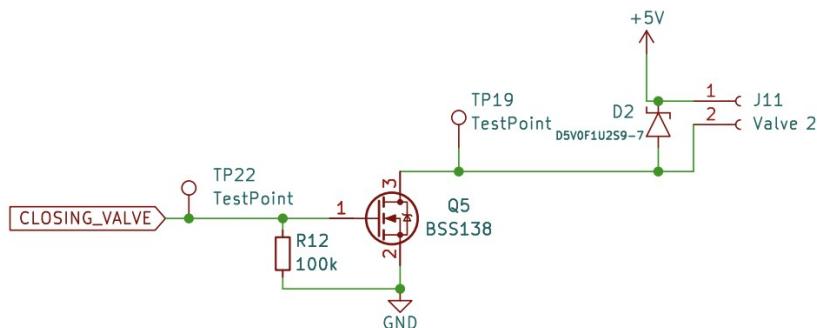
### ■ 3.4.1 Uzavírací ventil

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

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  $I = 204 \text{ mA} \pm 10\%$



**Obrázek 3.17:** Schéma zapojení uzavíracího ventilu

Pro řízení ventilu z výstupního pinu MCU je použitý NMOS tranzistor BSS138. BSS138 má spínací prah 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.

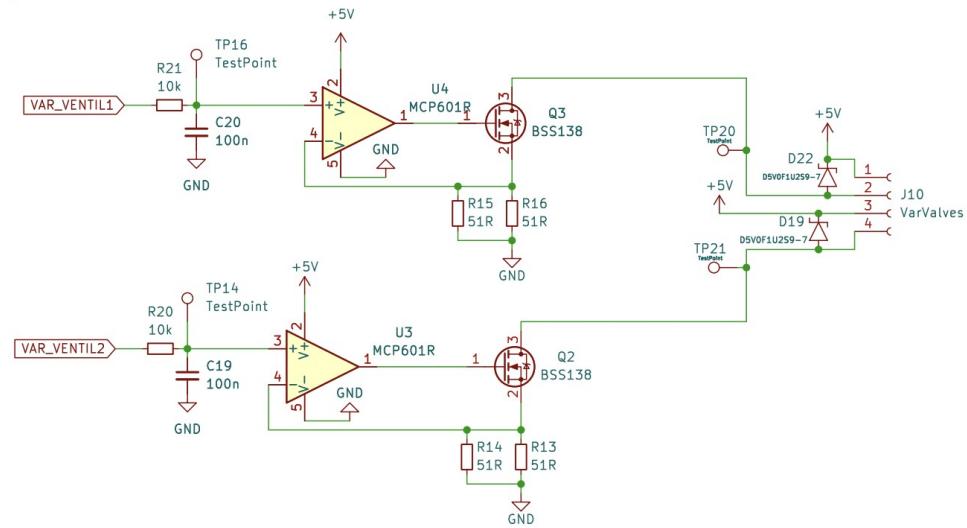
### 3.4.2 Regulační ventil

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 větví 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 zapojené resistory  $R_{||}$ , které určují maximální možný proud na regulačních ventilech. Výsledný proud je:

$$I = \frac{U_i}{R_{||}} \quad (3.2)$$

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

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

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

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

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

$$U_o = A(U_+ - U_-) \quad (3.3)$$

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 dáme řídící napětí třeba na  $U_i = 1V$ , 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 (3.2).

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

## ■ Řídící signál

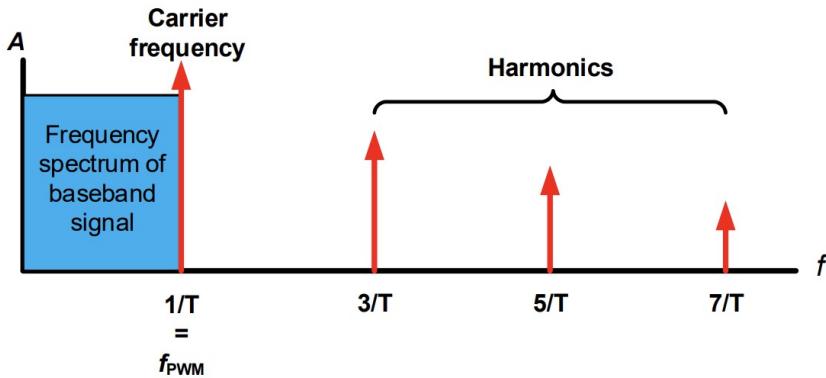
Řídící signál je čtvercový pro řízení proudového zdroje. PWM signál z MCU o frekvenci  $f_{PWM} = 25kHz$  je filtrován pomocí RC článku o zlomové frekvenci  $f_c = 159Hz$ , který slouží pro modulaci řídícího PWM signálu na konstatní napětí.

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 střída(Duty Cycle). Průměrné napětí PWM signálu je

$$U_{out} = U_{max} \cdot DutyCycle \quad (3.4)$$

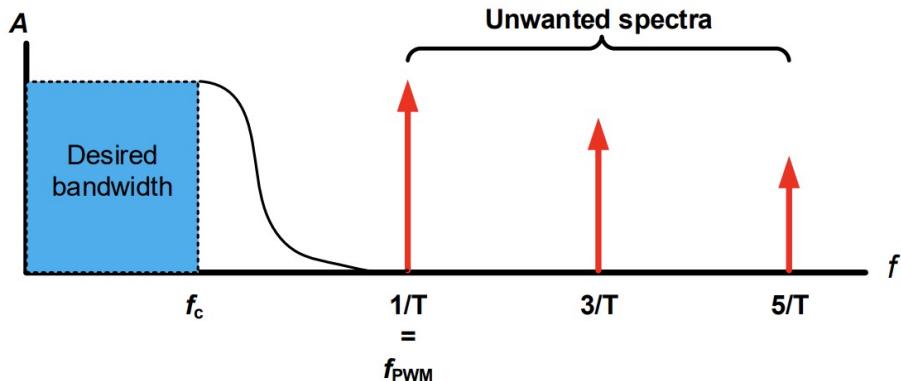
kde  $U_{max}$  je maximální amplituda PWM signálu.

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



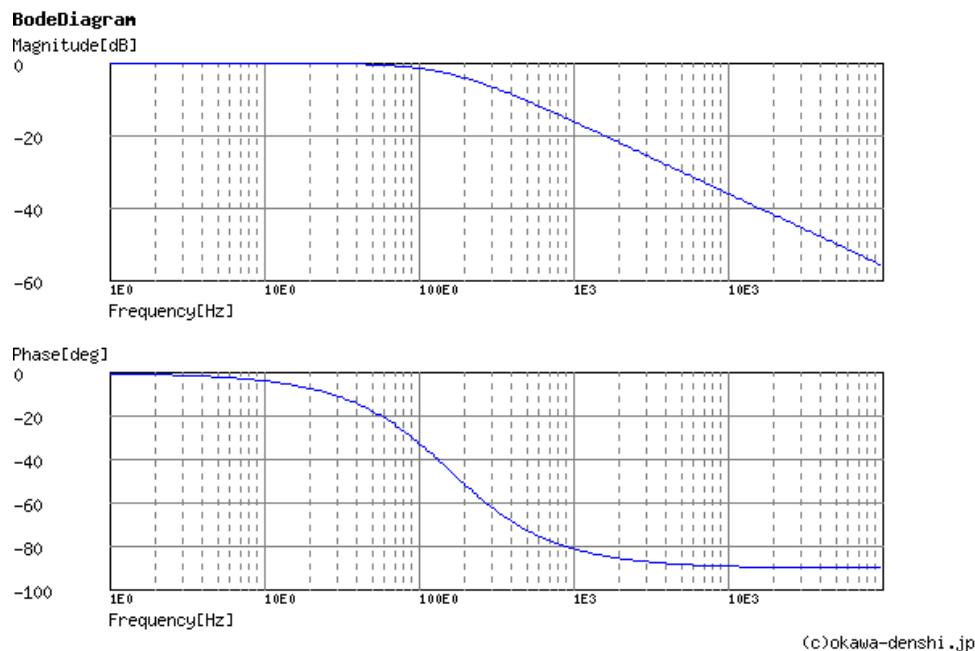
**Obrázek 3.19:** Spektrum PWM signálu prievzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvencia PWM signálu a  $T$  je jeho perioda.

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 odstraněné frekvence ve spektru PWM signálu prievzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvencia PWM signálu a  $T$  je jeho perioda,  $f_c$  je zlomová frekvencia filtru.

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

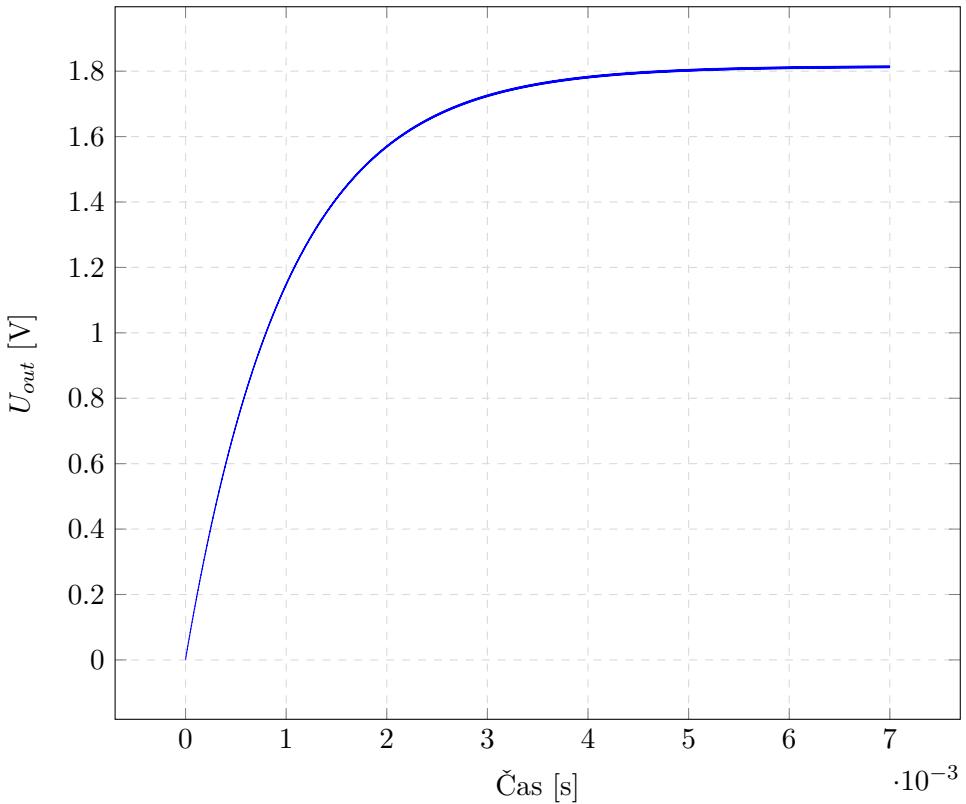


(c)okawa-denshi.jp

**Obrázek 3.21:** Frekveční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky <http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php>

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  $I = \frac{0.030}{25.5} = 11 \text{ mA}$ .

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

$$2^N = \frac{f_{TIMCLK}}{f_{PWM}} \quad (3.5)$$

můžeme získat přesnost střídy PWM signálu.  $f_{TIMCLK} = 168 \text{ MHz}$  je obnovovací frekvence periferie TIMER, který generuje PWM signál. Pokud rovnici (3.5) vyřešíme pro  $N$  získáme rovnici pro počet bitů a přesnosti střídy PWM signálu.

$$N = \frac{\log_2(\frac{f_{TIMCLK}}{f_{PWM}})}{\log_2(2)} = \frac{ARR}{\log_2(2)} \quad (3.6)$$

$ARR$  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 SMT32F407ZG6 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:

$$f_{sample} = \frac{f_{ADCCKL}}{vzorkovací čas + 15 \text{ cyklů}} = \frac{20.5 \text{ MHz}}{480 + 15} \approx 41.5 \text{ kHz} \quad (3.7)$$

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 časem, které jsou předem dané výrobcem. Minimální vzorkovací čas je 3 a maximální je 480.

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

$$R_{AIN} = \frac{k - 0.5}{f_{ADCCLK} \cdot C_{ADC} \cdot \ln(2^{N+2})} - R_{ADC} \quad (3.8)$$

Rovnice (3.8) 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
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 SMT32F407ZG6

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

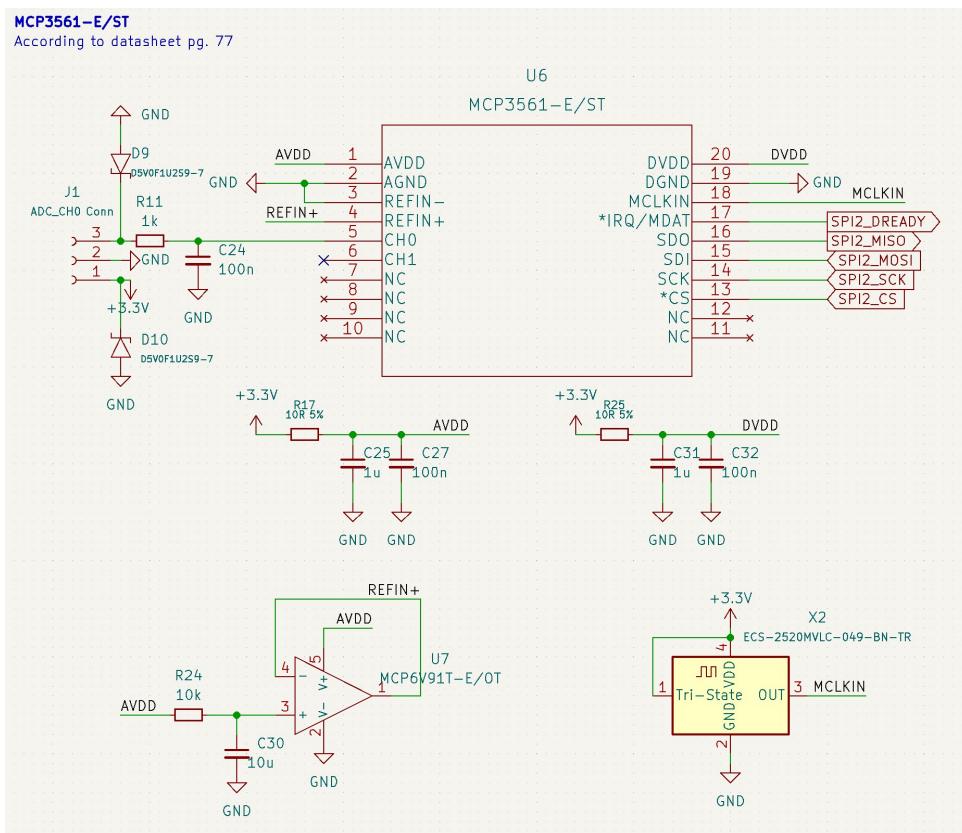
Diferenční sensor tlaku snímá dynamické jevy tlaku krevního řečiště. Při srdečním tepu např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka signálu frekvenci  $f = 40 \text{ Hz}$ . Aby byl tlakový analogový signál správně převeden do digitálního signálu, musí být dodržen Nyquistův teorém.

$$f_s \geq 2f \quad (3.9)$$

Rovnice (3.9) říká, že vzorkovací frekvence musí být alespoň dvojnásobek snímaného signálu.

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 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 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 prostředím.

### 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  $N = 24$  bit AD převodníku při referenčním napětí  $U_{ref} = 3.3 \text{ V}$  je  $1 \text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^N} \doteq 196,695 \text{ nV}$ . 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  $\overline{IRQ}$ . Rovnice po výpočet přenosové rychlosti:

$$f_s = DRCLK = \frac{DMCLK}{OSR} = \frac{f_{CLK}}{4 \times OSR \times Prescale} \quad (3.10)$$

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 množstvý 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. Full-Scale-Range(FSR) =  $2 \times U_{REF}/GAIN$

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

## 3.6 Datové úložiště

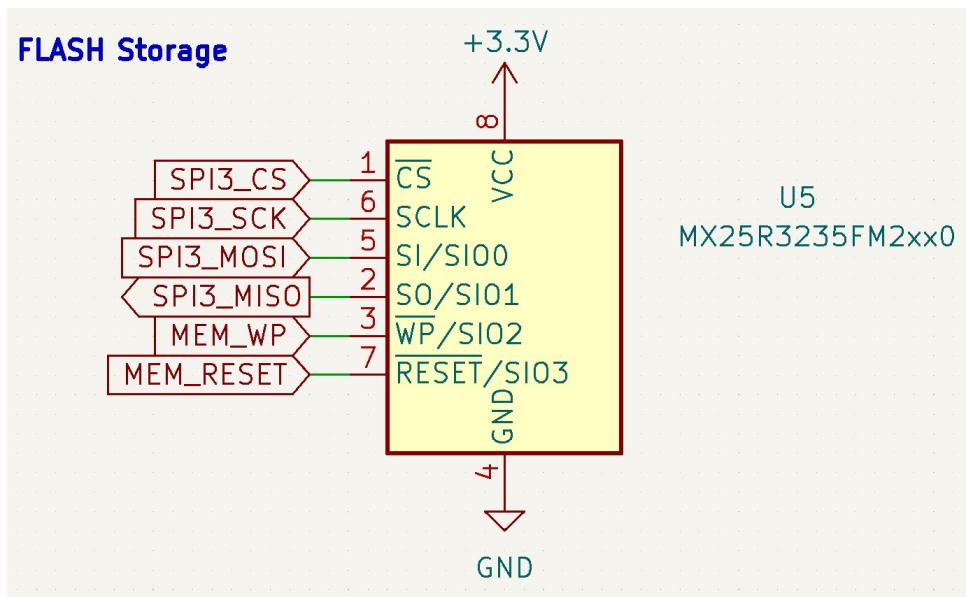
Přidané datové úložiště slouží jako úložiště dat z AD převodníku MCP3561. MCU příjmá data o velikosti  $N = 24\text{bit}$  při přenosové rychlosti  $f_s \approx 5000 \text{ Hz}$  po dobu  $T = 30 \text{ s}$ . Velikost úložiště je potřeba alespoň

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

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

Interní úložiště MCU SMT32F407ZG6 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.

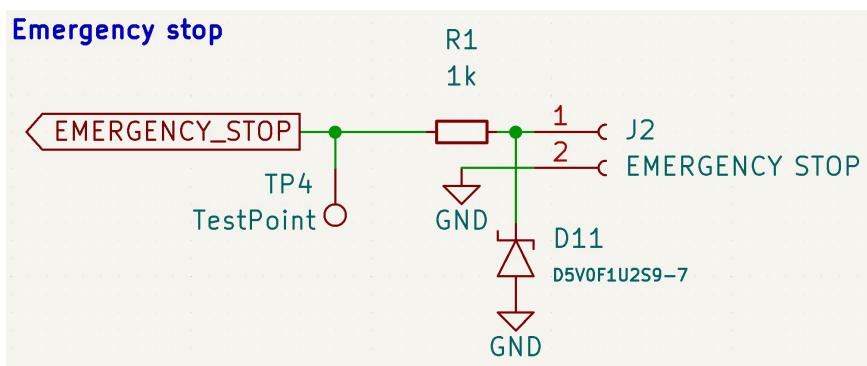


Obrázek 3.24: Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0

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.

## 3.7 Nouzové zastavení

V situaci, kdy pacient se během terapie cítí v ohrožení nebo kdy se děje s přístrojem něco mimo běžného stavu, je přístroj vybaven obvodem pro připojení nouzového tlačítka.



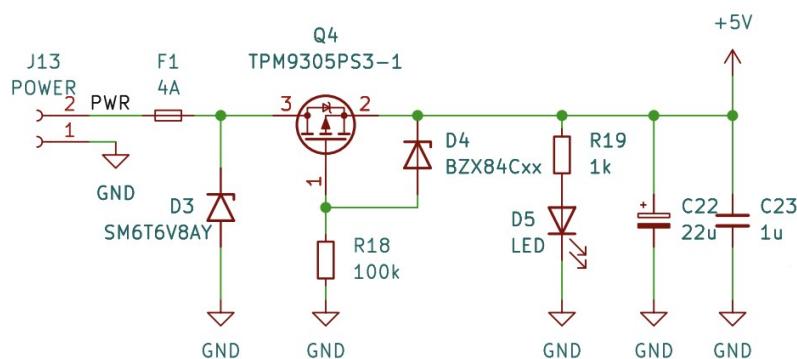
Obrázek 3.25: Schéma zapojení nouzového tlačítka

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  $U_{in} = 5VDC$ , které poskytuje napájení pro všechny součástky na přístroji. Vstupní napětí je poté pomocí regulátoru napětí s nízkým úbytkem usměrněno na 3.3V 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 SMT32F407ZG6		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] pojistikou 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, který . Gate tranzistoru je připojena k zemi a mezi Drain a Source protéká proud při správném zapojení napájecího zdroje. Protože  $U_G = 0[V]$  a  $U_S = U_{in}$ , tak

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

$U_{GS} = -U_{in}$ , proto je potřeba, aby

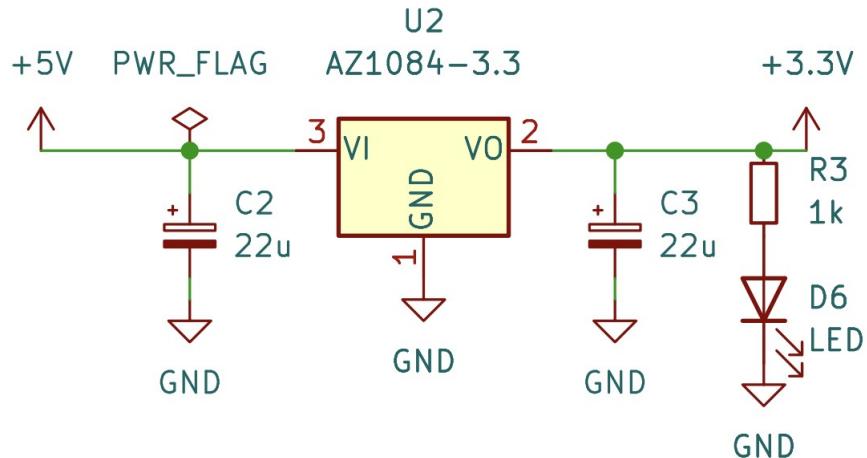
$$U_{GS(ON)} > -U_{in}$$

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

$$W_{loss} = I^2 R \approx (3)^2(0.053) = 159mW$$

Na obrázku (3.26) je ještě 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 braní ohledu na 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  $1.5V \leq U_{in} \leq 12V$ . Výstup regulátoru je fixní na  $U_{out} = 3.3V$  a maximální výstupní proud je  $I_{out(MAX)} = 5A$ . Zapojení regulátoru je podle doporučeného zapojení v datasheet.



## **Kapitola 4**

### **Software**



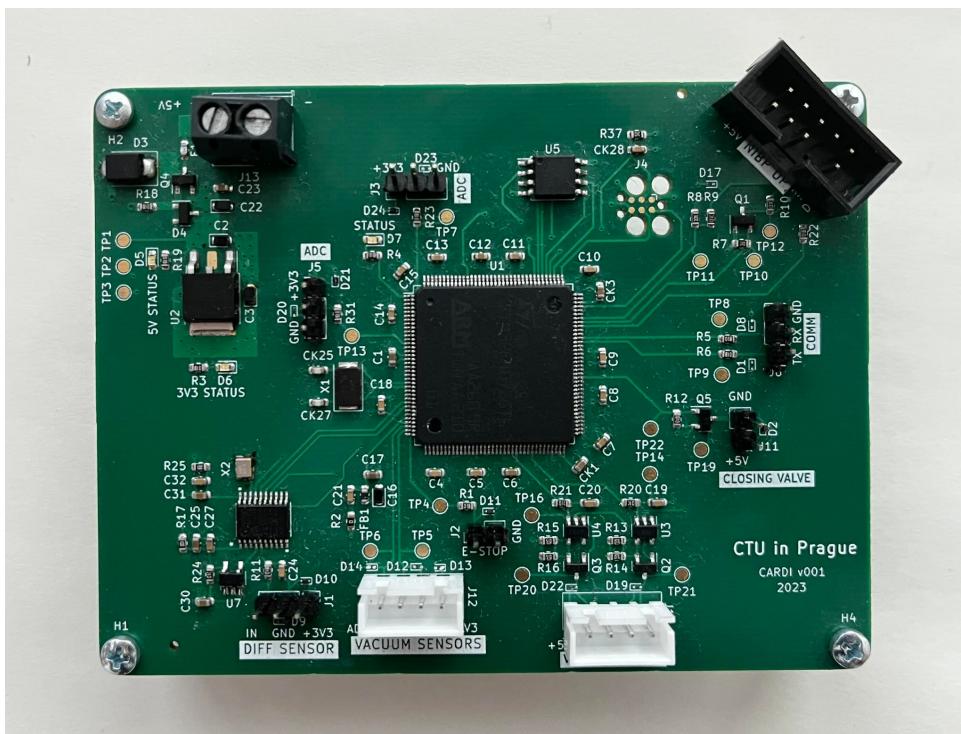
## Kapitola 5

### Implementace

V této kapitole je popsaná realizace systému CarDi a naměřené hodnoty pneumatického systému.

#### 5.1 Deska plošného spoje

Na desce plošného spoje (DPS) sídlí všechny elektrické komponenty systému. DPS a schéma je navržena v otevřeném freeware KiCad EDA.



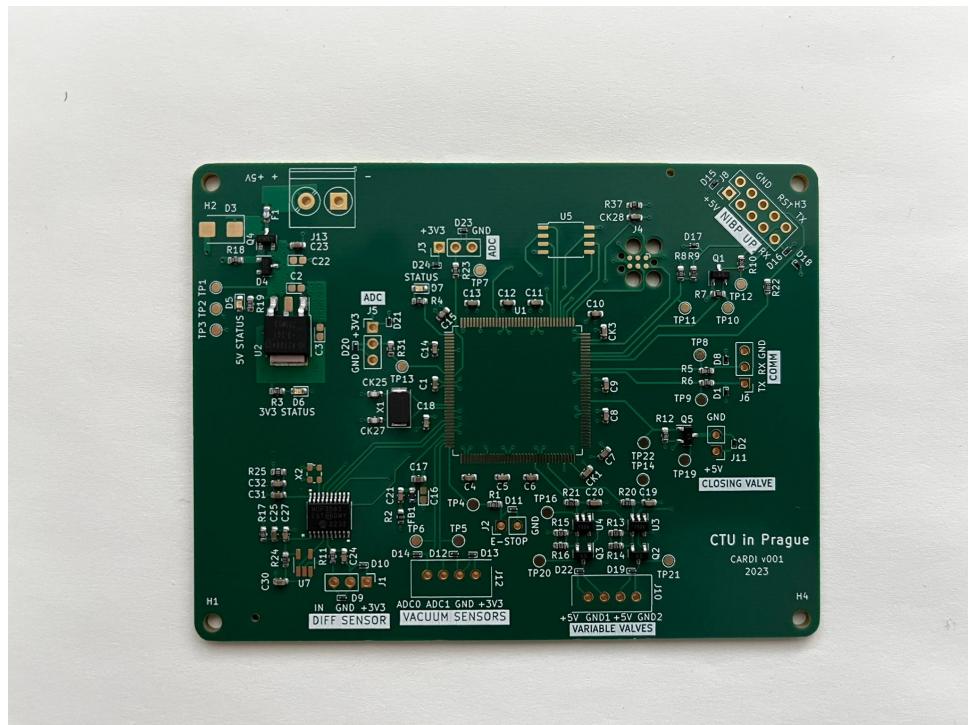
Obrázek 5.1: Realizovaná deska plošného spoje.

DPS je čtyřvrstvá deska s dvěma signálovými vrstvami a dvěma silovýma vrstvama. Kde první(horní) vrstva je signálová a nachází se na ní veškeré elektronické komponenty. Druhá je společná zem, třetí je napájencí 3.3 V a

## 5. Implementace

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 částí osazena firmou JLCPCB.



5.1. Deska plošného spoje

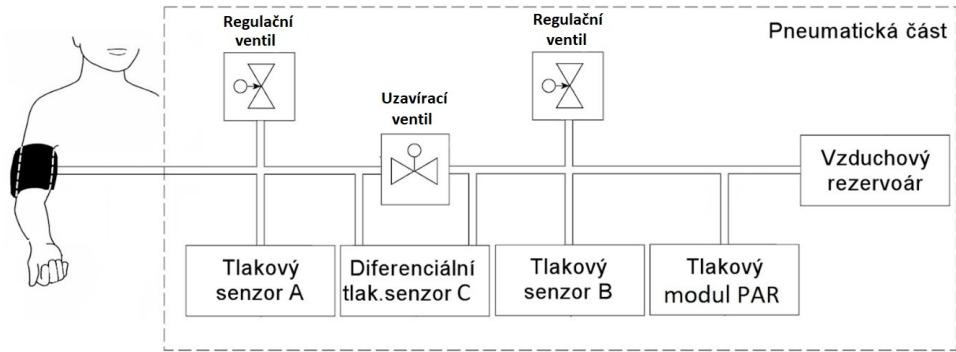
Celková cena desky a potřebné materiály jsou:

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-2520MVL-C-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		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 měření hemodynamických parametrů srdce pacienta. Je to jediná část systému, která přichází v přímý kontakt s pacientem.



**Obrázek 5.4:** Blokové schéma pneumatického systému

### 5.2.1 Měření těsnosti pneumatické časti

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

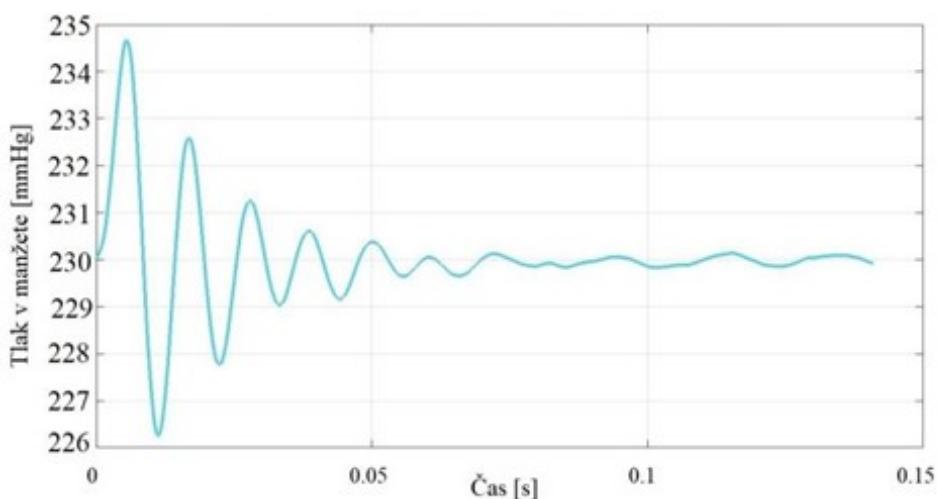
Průměrný pokles tlaku v důsledku úniku vzduchu z pneumatického obvodu je  $0.94 \frac{mmHg}{min}$  se směrodatnou odchylkou  $0.10 \frac{mmHg}{min}$ . Dle normy je maximální úbytek tlaku v systému  $4 \frac{mmHg}{min}$ .

### 5.2.2 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.



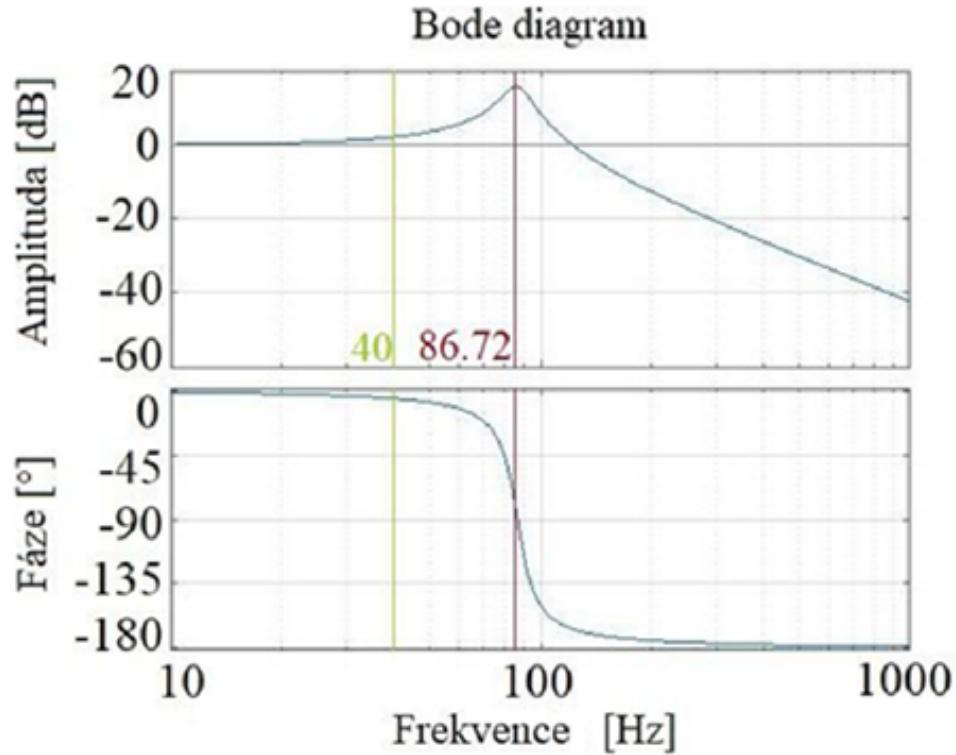
**Obrázek 5.5:** Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém.



**Obrázek 5.6:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls.

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.



**Obrázek 5.7:** Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls.

Při měření srdečních frekvencí např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka tepu frekvenci  $f = 40$  Hz. Podle obrázku 5.7 srdeční frekvence je amplituda zkreslena o +2 dB a fáze signálu o  $+5^\circ$ , což jsou akceptovatelné hodnoty.

## Kapitola 6

### Závěr



## Příloha A

### Literatura

- [ak11] Miklós Illyés a kolektiv., *Tensiomed arteriograph brochure*. tensiomed. <<http://www.tensiomed.com>>.
- [Cha11] L. Chaloupka, *Monitorování parametrů kardiovaskulárního systému z tvaru tlakových křivek*, dp, ČVUT (2011).
- [Dar87] Gloria Oblouk Darovic, *Hemodynamic monitoring: Invasive and noninvasive clinical applications*, W B Saunders Co. 1 (1987).
- [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).
- [J.15] Pereira T.; Correia C.; Cardoso J., *Novel methods for pulse wave velocity measurement.*, Journal of Medical and Biological Engineering (2015).
- [Ten22] Tensiomed, *Arteriograph* <https://www.tensiomed.com/devices/arteriograph/>.
- [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).



## 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