



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



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

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 pracovníště 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 imen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Tímto chci poděkovat svému vedoucímu práce Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D. za odborné vedení práce a poskytnutí prostředků pro realizaci systému. Firmě BTL Medical Technologies s.r.o za odborný náhled a poskytnutí strojů pro sestavení tvořeného systému.

Prohlášení

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

V Praze, 25. dubna 2023

Abstrakt

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

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

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

Abstract

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

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

1 Úvod	1
2 Hemodynamické parametry	3
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
3 Hardware	11
3.1 Řídící jednotka	12
3.1.1 Externí hodiny	14
3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie	14
3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji.....	16
3.2 Modul měření krevního tlaku...	16
3.3 Senzory	18
3.3.1 Senzor tlaku.....	18
3.3.2 Diferenční sensor tlaku	19
3.4 Vzduchové ventily	22
3.4.1 Uzavírací ventil	22
3.4.2 Regulační ventil	23
3.5 Digitalizace analogových signálů	29
3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému	29
3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému	30
3.6 Datové úložiště	33
3.7 Nouzové zastavení	34
3.8 Napájení	35
4 Software	37
4.1 Vývojové prostředky	37
4.2 Komunikace s nadřazeným systémem	40
5 Realizace	41
5.1 Deska plošného spoje	41
5.2 Pneumatická část	44
5.2.1 Metoda měření	44
5.2.2 Měření těsnosti pneumatické časti	44
5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem.....	45
5.3 Vyhodnocení dat z AD převodníků.....	47
5.3.1 Charakteristika MCP3561 ...	47
5.3.2 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32	48
6 Závěr	55
A Literatura	57

Obrázky

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

Tabulky

4.3 Konfigurace GPIO pinů MCU	38
4.4 Programátor ST-LINK V2/ISOL	39
4.5 Programovací kabel TagConnect TCP2030	39
5.1 Realizovaná deska plošného spoje.	41
5.2 Deska plošného spoje z výroby.	42
5.3 Deska plošného spoje z výroby. Spodní vrstva.....	42
5.4 Blokové schéma pneumatického systému	44
5.5 Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém.	45
5.6 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls.	46
5.7 Odezva pneumatického systému na jednotkový impuls.	46
5.8 Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový sensor k refereční zemi.	47
5.9 Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový sensor k 1.630 V	48
5.10 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový sensor k refereční zemi.	49
5.11 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový sensor k 1.630 V .	50
5.12 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový sensor k 3.289 V .	51
5.13 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový sensor k refereční zemi.	52
5.14 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový sensor k 1.630 V .	52
5.15 Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový sensor k 3.289 V .	53
2.1 Kritéria rychlosti pulzní vlny u člověka [Fab22]	7
3.1 Charakteristiky senzoru NPX MP3V5050GC6U. [Sem]	18
3.2 Charakteristiky diferenčního tlakového sensoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]	20
3.3 Charakteristika vestavěného AD převodníku v STM32F407ZG6....	30
3.4 Charakteristika AD převodníku MCP3561.	33
3.5 Celkový proudový odběr přístroje	35
5.1 Celkový počet součástek a výrobní cena	43
5.2 Test těstnosti pneumatického systému	44

Kapitola 1

Úvod

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

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

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

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

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. [CD18]

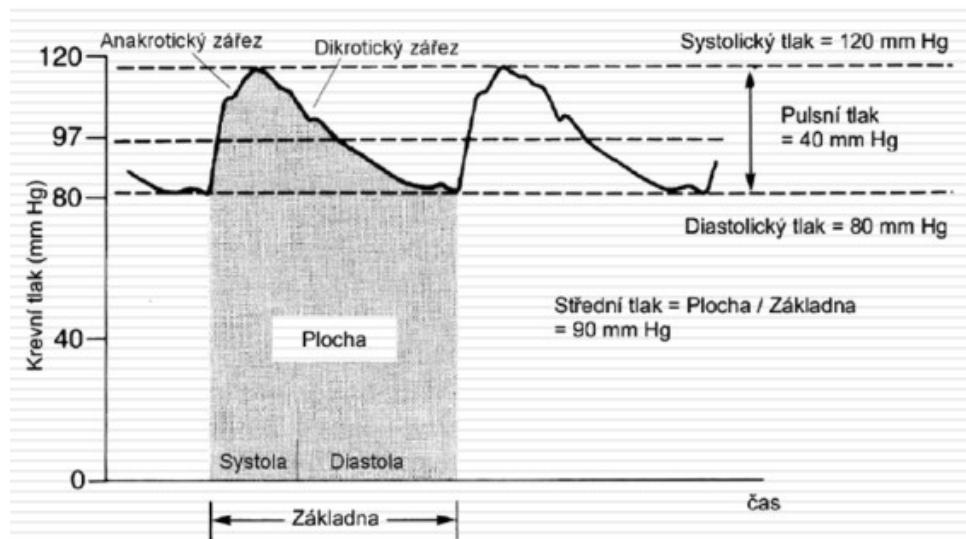
2.1.1 Centrální aortální tlak

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

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

2.1.2 Střední arteriální tlak

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



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

Rovnice pro přesný výpočet je

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

Rovnice pro approximaci je

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

Kde DP je diastolický tlak a SP je systolický tlak.

2.2 Metody měření krevního tlaku

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

2.2.1 Oscilometrická metoda

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



Obrázek 2.2: Graf oscilometrických pulzací [Fab22]

2.3 Rychlosť šírenia pulzných vĺn

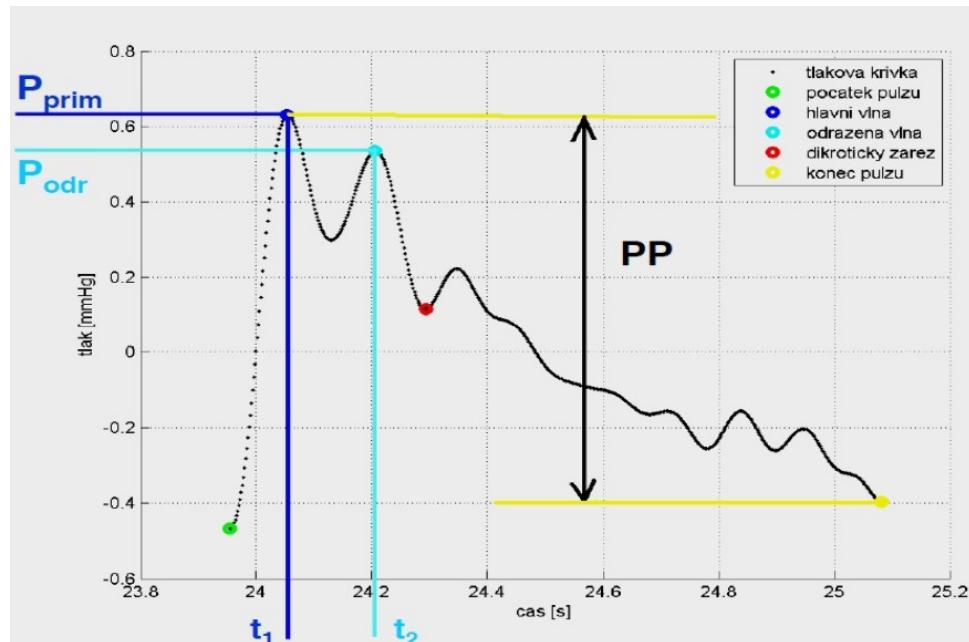
Rychlosť šírenia pulzných vĺn (PWV) je rychlosť, během systolické kontrakce srdce, při které tlaková vlna krve se prospahuje arterieremi. Parametr PWV je jeden ze základních ukazatelů arteriální elasticity. Čím je hodnota PWV větší, tím jsou cévy méně poddajné a výsledkem je zvětšená tuhost artérií.[J.15]



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

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

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



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

2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

Kritéria pro PWV u člověka jsou

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

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

2.4 Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště

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

2.4.1 SphygmoCor XCEL PWA/PWV

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



Obrázek 2.5: SphygmoCor XCEL PWA/PWV [Atc23]

2. Hemodynamické parametry

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

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

■ 2.4.2 Uscom BP+

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



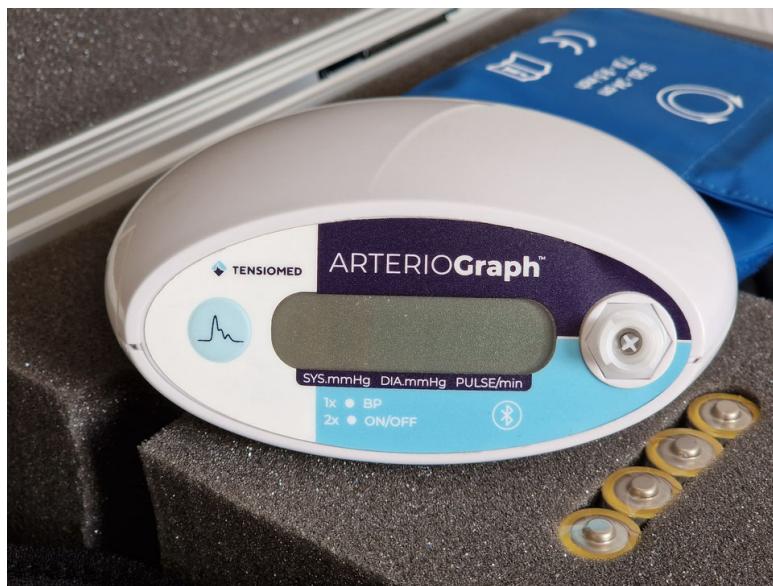
Obrázek 2.6: Uscom BP+ [Usc23]

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

■ 2.4.3 Arteriograph

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

2.4. Rešerše přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště



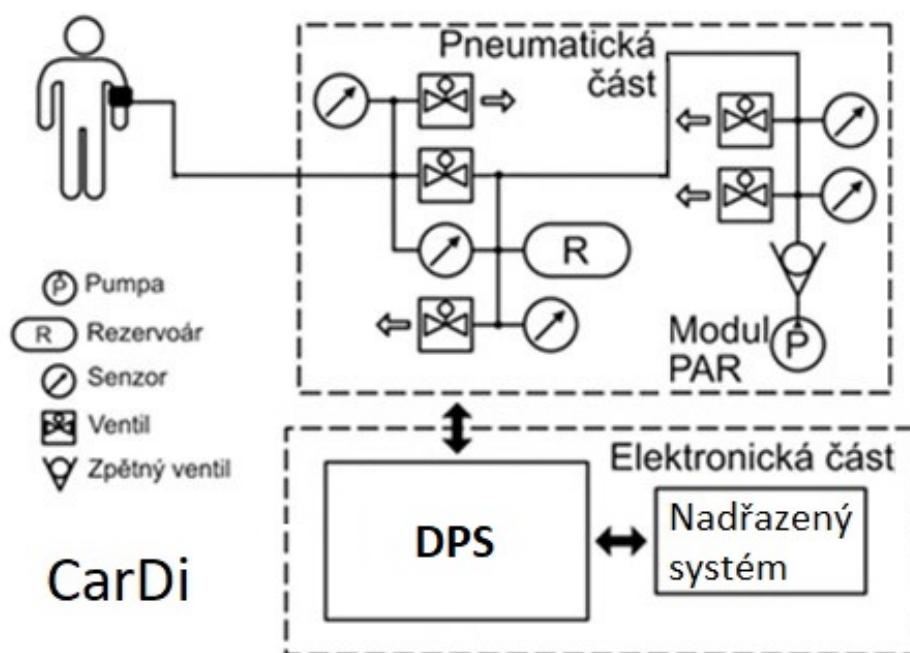
Obrázek 2.7: Tensiomed Arteriograph [Ten22]

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

Kapitola 3

Hardware

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



Obrázek 3.1: Blokové schéma zařízení

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

3.1 Řídící jednotka

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

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



Obrázek 3.2: Model STM32F407ZGT6 [Mic]

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

Celkové zapojení MCU je na obrázku (3.3).

3.1. Řídící jednotka

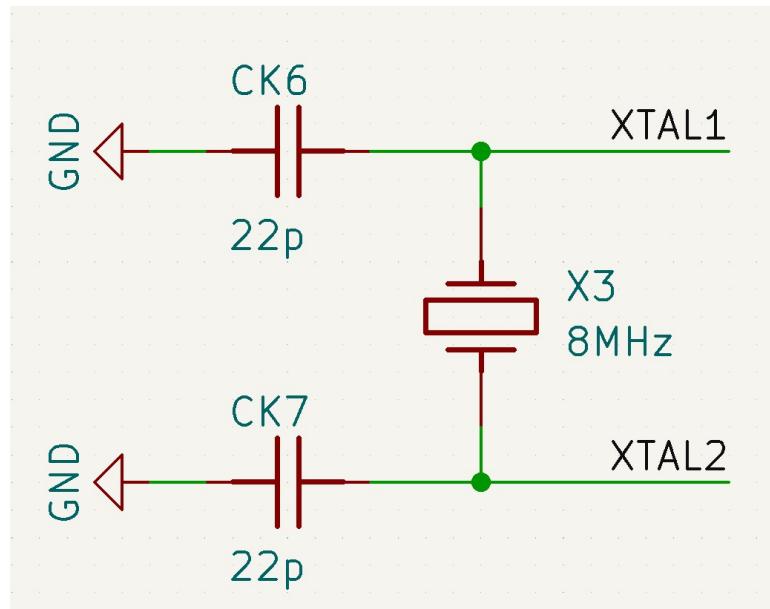


Obrázek 3.3: Schéma zapojení STM32F407ZG

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

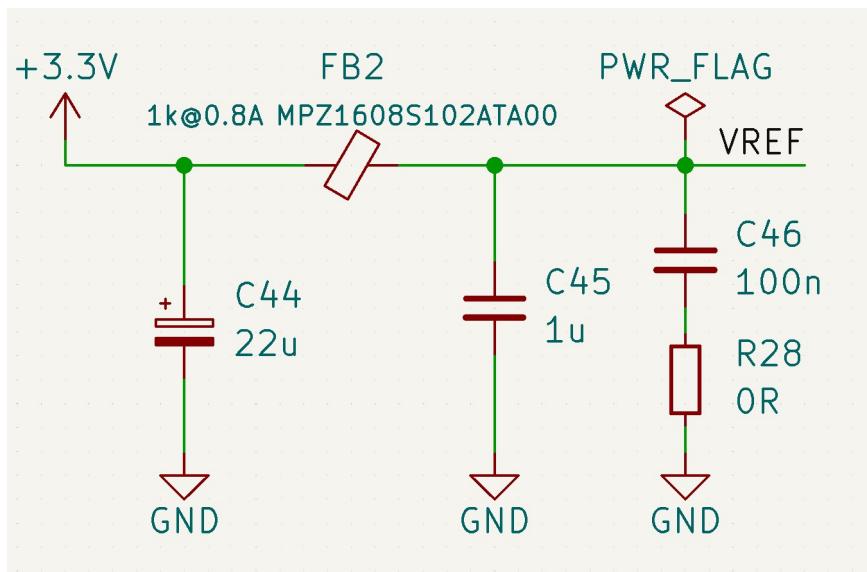


Obrázek 3.4: Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32

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

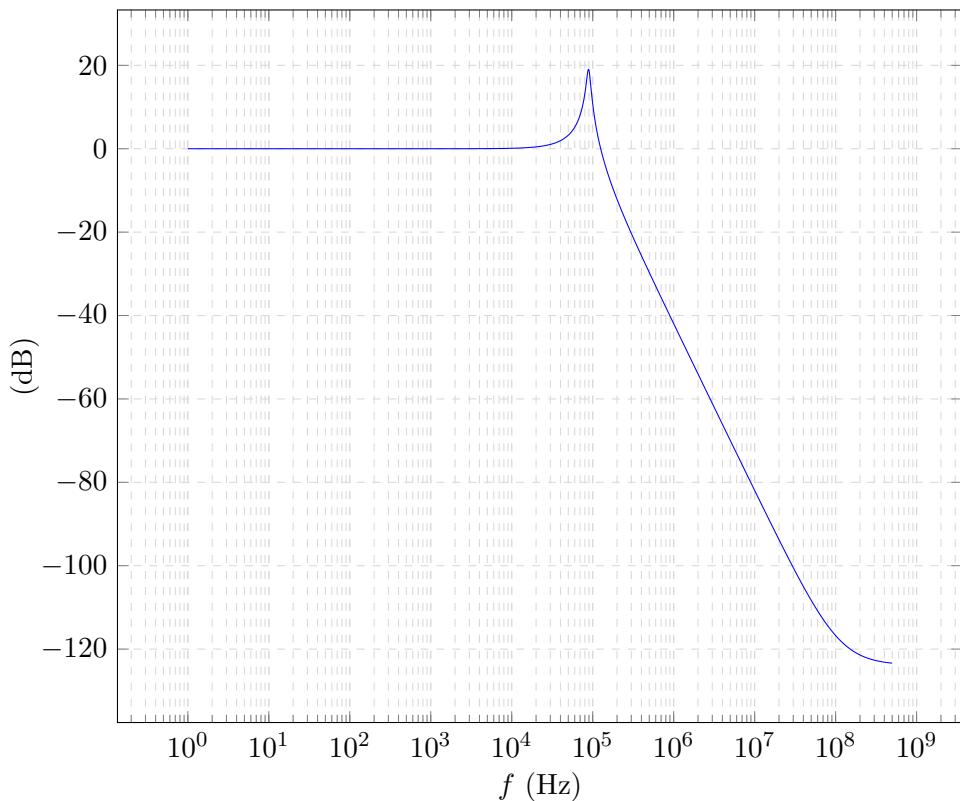
■ 3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie

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 dB je na frekvenci 88.8 kHz



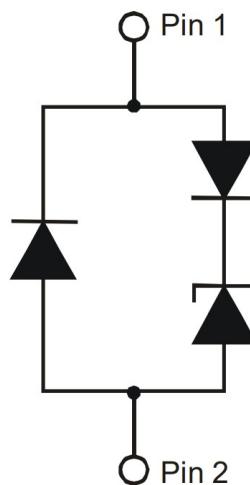
Obrázek 3.6: Aproximace frekveční odezvy filtru pro refereční napájení analogové periférie MCU.

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

3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji

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

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



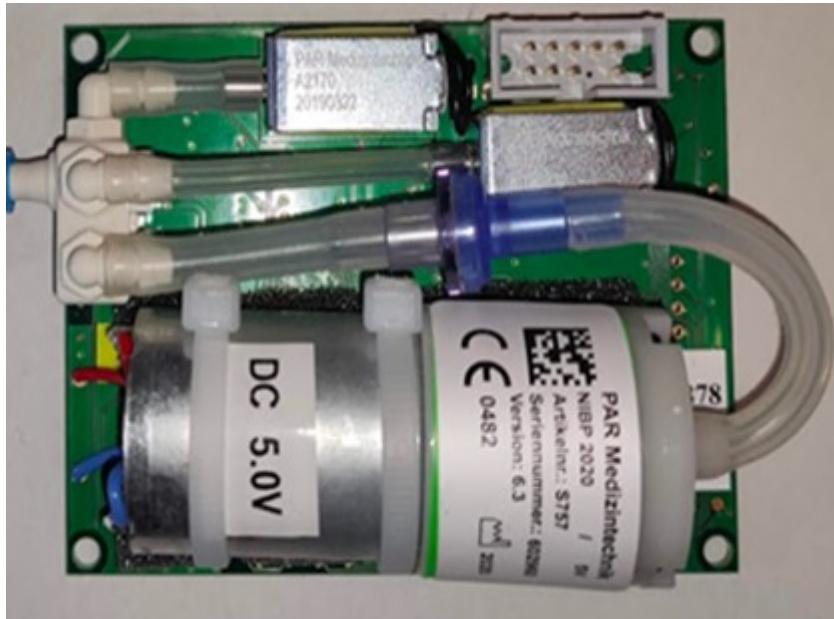
Obrázek 3.7: Schéma ochrané ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda.
[Inc]

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

3.2 Modul měření krevního tlaku

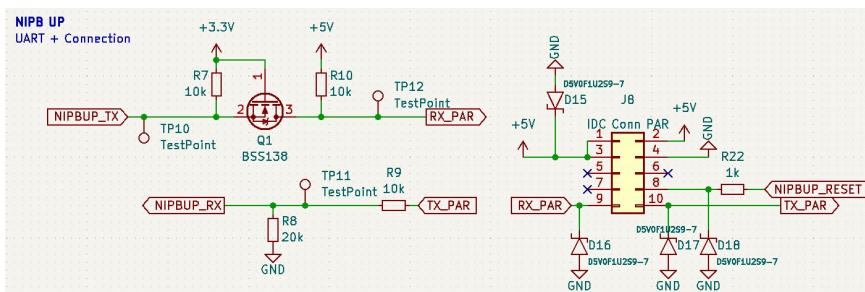
Součástí pneumatické části je modul PAR Medizintechnik NIBP 2020 UP, který umožňuje validované měření krevního tlaku oscilometrickou metodou v průběhu nafukování, také vyfukování, a následné nafouknutí na suprasystolický tlak. Samotné nafukování pneumatického systému je realizováno z elektromechanické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

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



Obrázek 3.8: Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP

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



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

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

3.3 Senzory

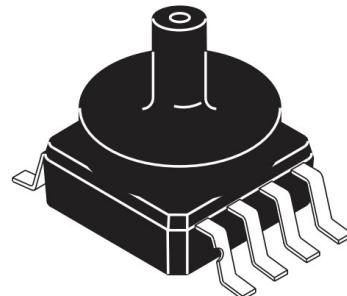
Tato sekce se zaměří na popis a použití senzorů a to zejména tlakových. Tlakové senzory tvoří nezbytnou část celkového přístroje a rozhodují o celkovém komfortu pacienta a také o přesnost výsledné terapie.

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 [Sem]

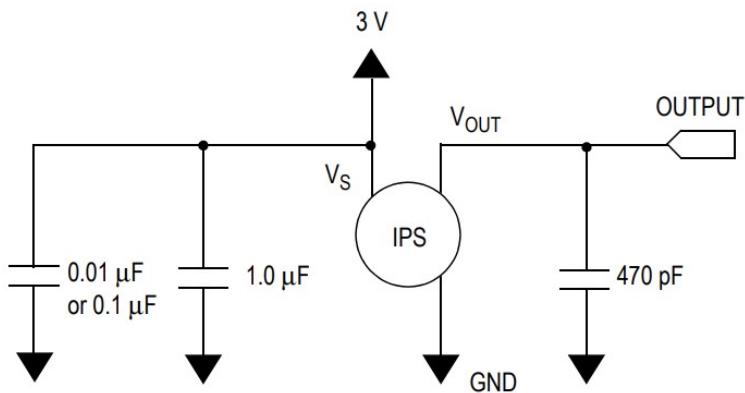
Je to analogový senzor tlaku od firmy NXP ze série peizorezistivních převodníků. Parametry jsou následovné:

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

- Maximální napětí při největším hodnoceném tlaku.

Tabulka 3.1: Charakteristiky senzoru NPX MP3V5050GC6U. [Sem]

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



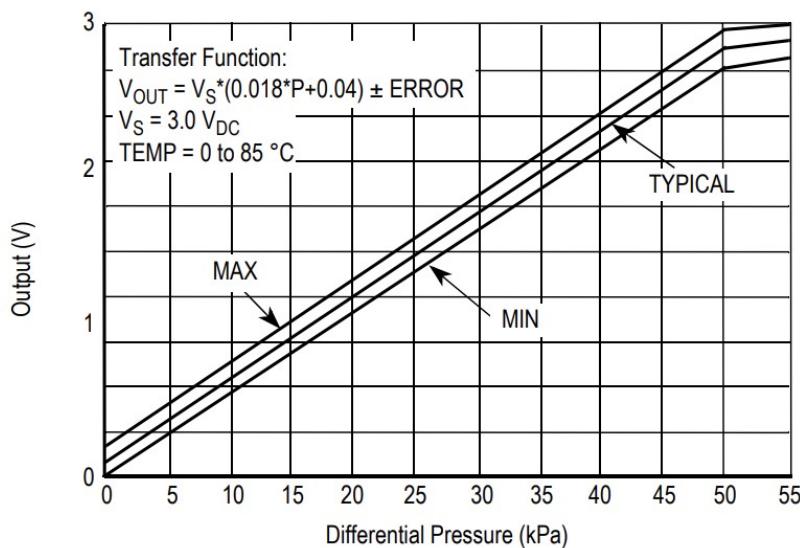
Obrázek 3.11: Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U.
Kde V_S je vstupní napájecí napětí a V_{out} je výstupní napětí. [Sem]

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

■ Převodní charakteristika

Převodní charakteristika výstupního napětí U_o V na tlak P kPa je

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



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

■ 3.3.2 Diferenční sensor tlaku

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

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

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



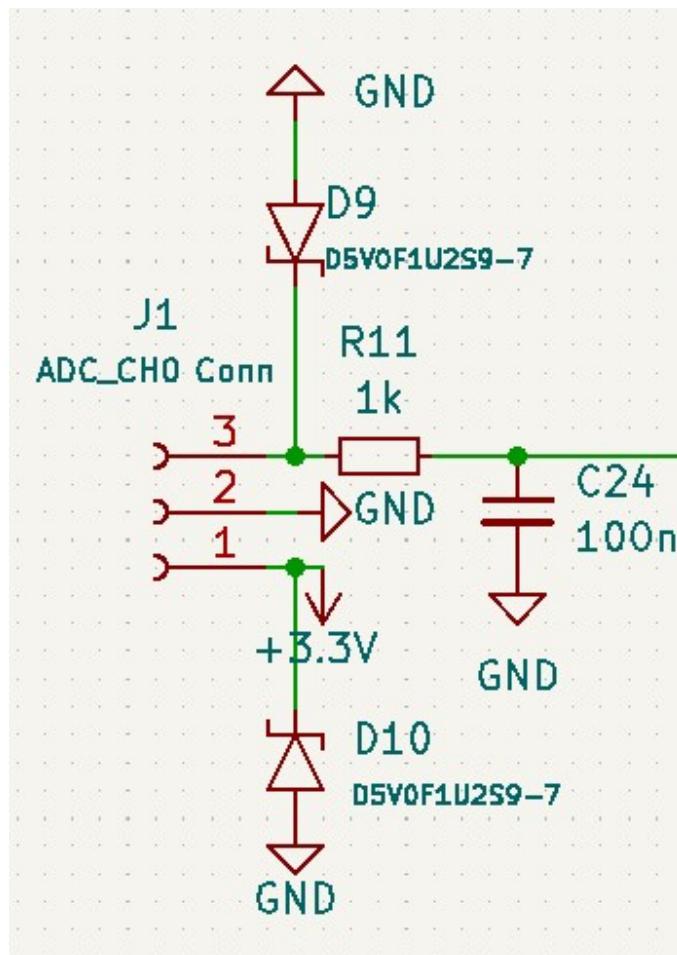
Obrázek 3.13: Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	P	-497.68	-	497.68	Pa
Proof pressure ⁽¹⁾	P_{pp}	-	67	-	kPa
Průrazný tlak ⁽²⁾	P_{bp}	-	103	-	kPa
Common mode pressure ⁽³⁾	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 ⁽⁴⁾	U_{FSS}			± 1.32	V
Přesnost	-	-	-	± 0.25	%
Citlivost	-	-	0.2	-	%

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

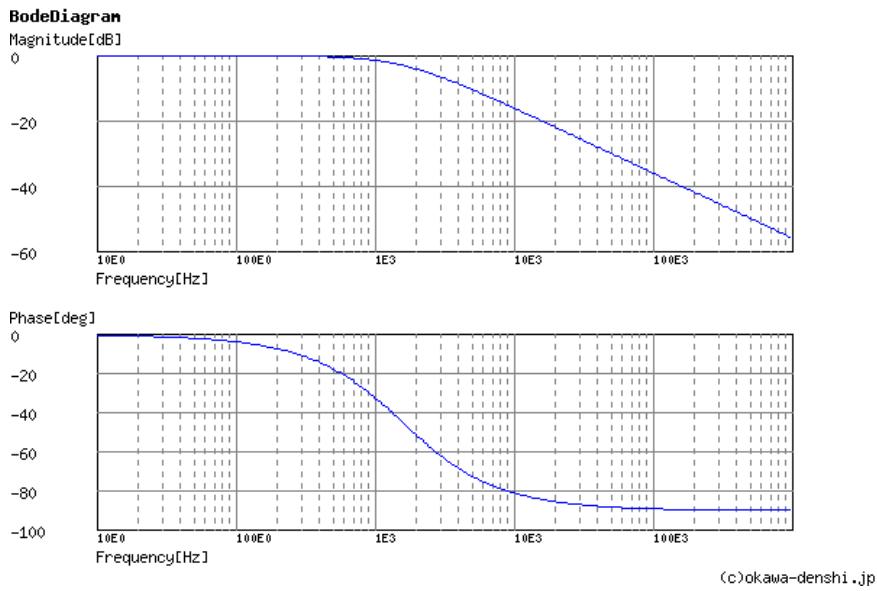
Tabulka 3.2: Charakteristiky diferenčního tlakového senzoru Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 [Sen]

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



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

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



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

Podle Bodeho fázové approximace RC článku na obrázku (3.15) můžeme vidět, že fáze se začne měnit před $\frac{f_0}{10}$. 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.

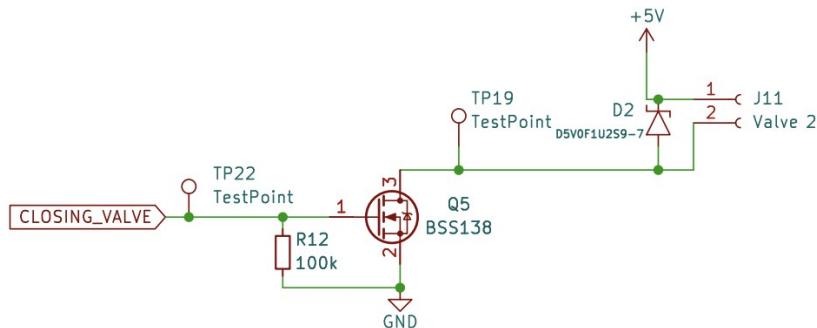
■ 3.4.1 Uzavírací ventil

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. [CON]

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



Obrázek 3.17: Schéma zapojení uzavíracího ventilu.

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

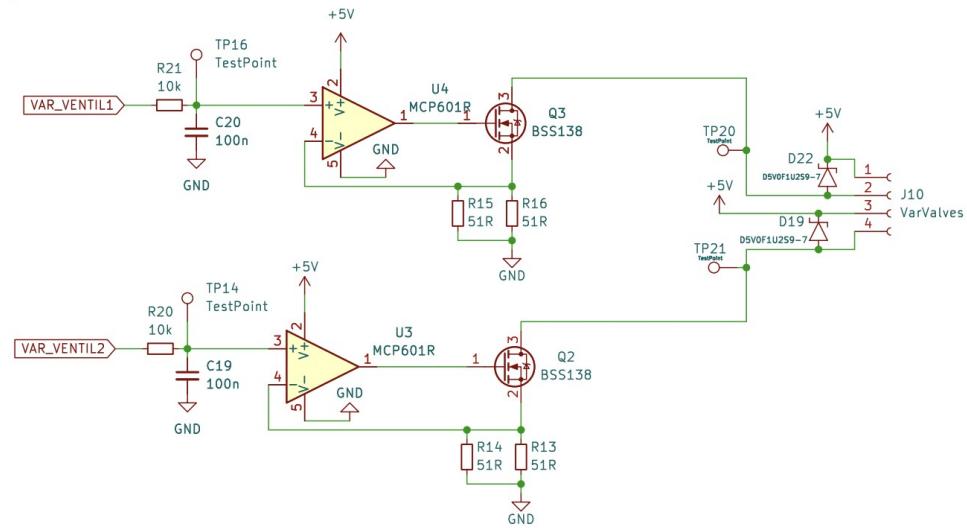
3.4.2 Regulační ventil

Regulační ventily slouží k regulaci tlaku v systému při terapii a také jako vypouštěcí ventily pro vrácení pneumatického systému na atmosférický tlak. Ventily jsou umístěny na každe 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 350mmHg , řízený napětím $U = 6\text{ V DC}$ a proudový odběr je $I = 0.107\text{ A}$.

Napětí na ventilech je 5V i přes to, že ventily požadují napětí 6 V . Sadou testů zjistilo, že momentální napětí vyhovuje našim požadavkům a únik tlaku při plném sevření nijak neovlivňuje terapii a přidáním 6 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

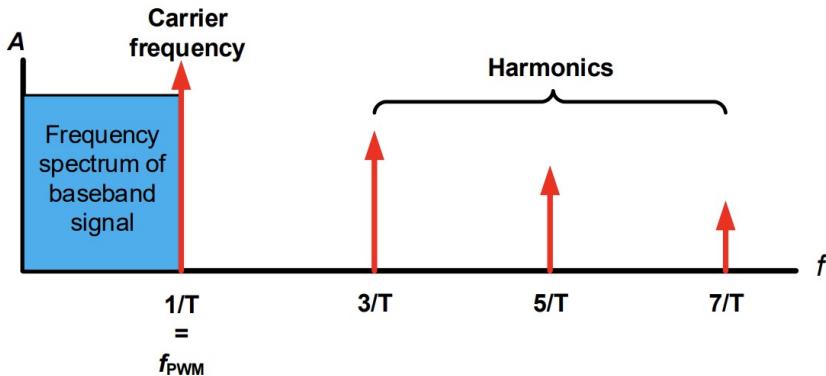
Řídící signál je čtvercový pro řízení proudového zdroje. PWM signál z MCU o frekvenci $f_{PWM} = 25kHz$ je filtrován pomocí RC článku o zlomové frekvenci $f_c = 159Hz$, který slouží pro modulaci řídícího PWM signálu na konstatní napětí.

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

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

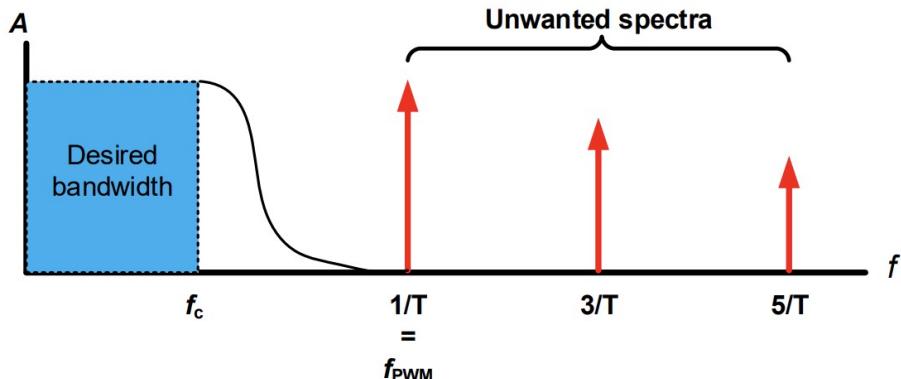
kde U_{max} je maximální amplituda PWM signálu.

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



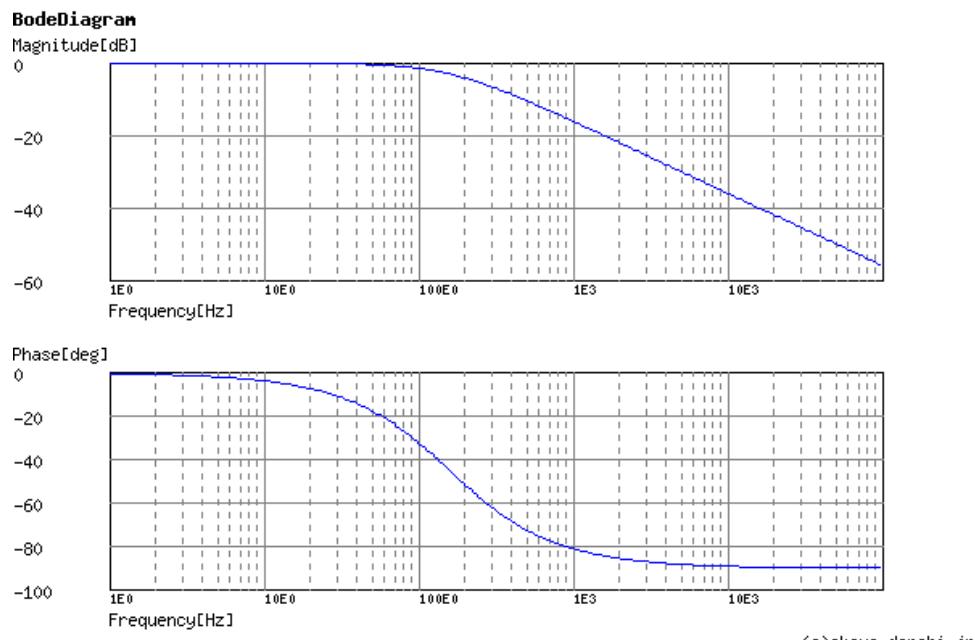
Obrázek 3.19: Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde f_{PWM} je frekvence PWM signálu a T je jeho perioda. [tec]

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



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

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

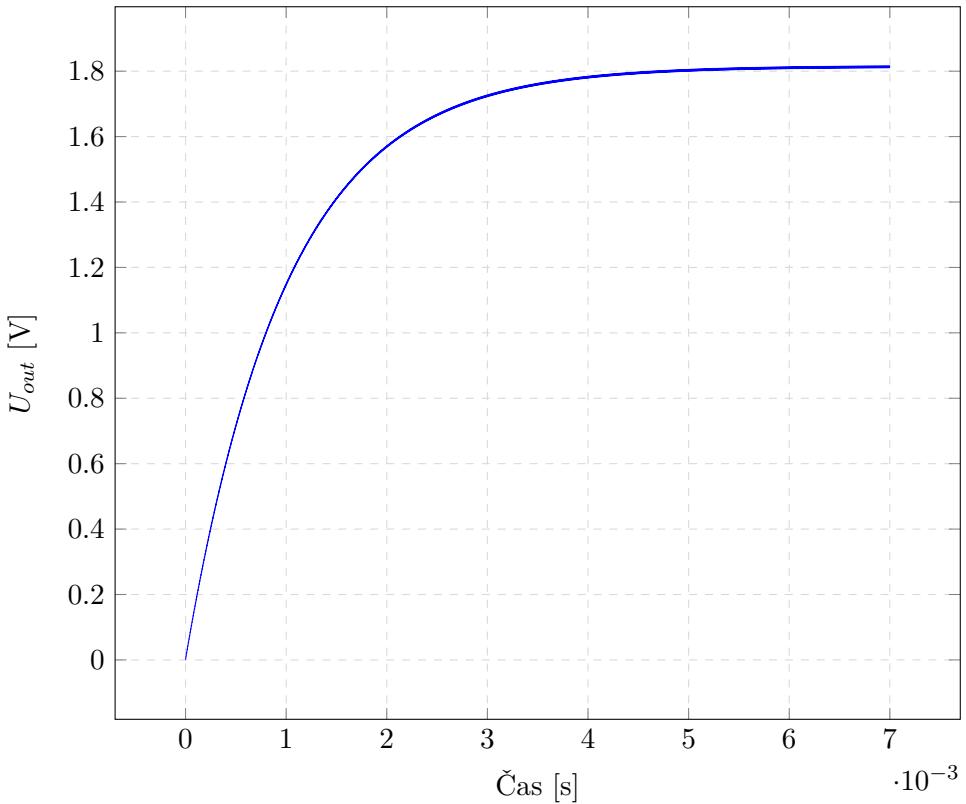


(c)okawa-denshi.jp

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

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

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



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

Rušení výstupního signálu ovlivní chování regulačního ventilu. Toto rušení způsobí periodickou změnu amplitudy výstupního signálu a regulační ventil se podle této amplitudy bude periodicky otevírat a zavírat. Při zvolené frekvenci PWM $f_{PWM} = 168000 \text{ Hz}$ je změna napětí $\approx 2 \text{ mV}$. To způsobí změnu proudu $I = \frac{0.030}{25.5} = 11 \text{ mA}$.

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 STM32F407ZG6 pro snímání napětí tlakových sezonů na větvích pneumatického systému popsaných v sekci (3.3.1). Další je 24 bit sigma-delta AD převodník Microchip MCP3561 pro snímání napětí z diferenčního tlakového sensoru popsaný v sekci (3.3.2).

3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému

Je použit AD převodník součástí periférii rodiny MCU STM32F4xx. Jedná se o 12 bitový AD převodník s postunout approximací 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		± 2	± 5	
Napěťová nesymetrie	EO	$f_{ADC} = 30 \text{ MHz}$	± 1.5	± 2.5	
Napěťový zisk	EG	$R_{AIN} < 10 \text{ k}\Omega$	± 1.5	± 3	LSB
Diferenciální chyba linearity	ED		± 1	± 2	
Integrální chyba linearity	EL		± 1.5	± 3	

Tabulka 3.3: Charakteristika vestavěného AD převodníku v STM32F407ZG6

■ 3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému

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

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

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

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

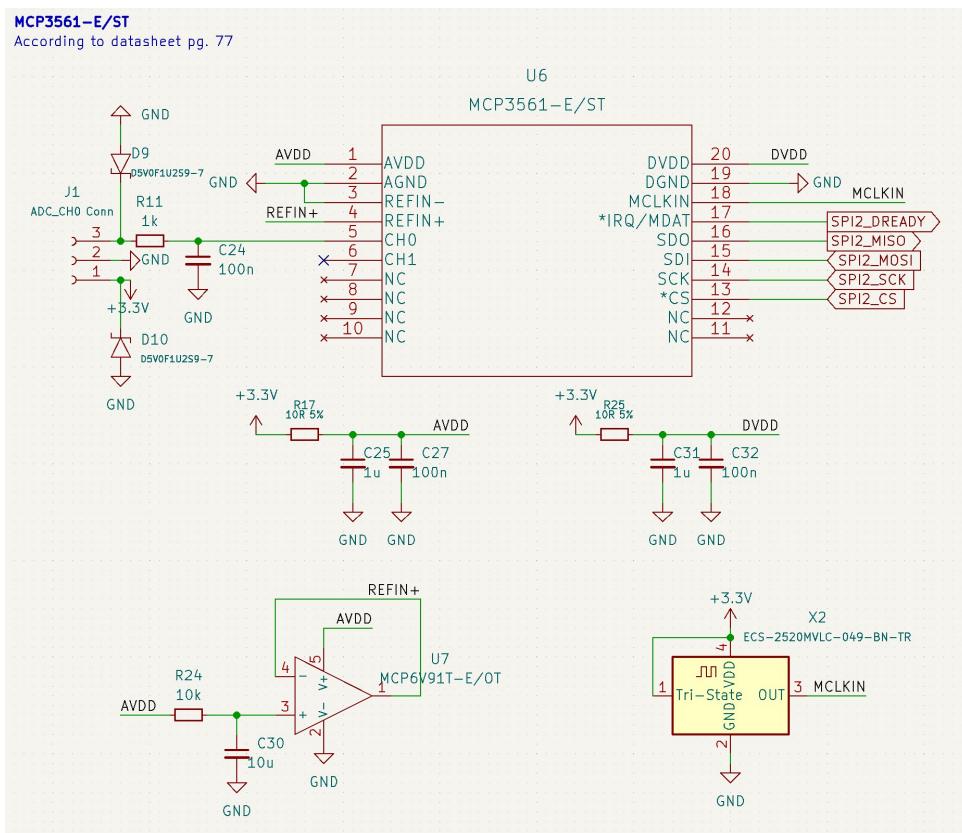
$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1 + t_e} = \frac{1}{0.2 - 0.0002} = 5.005 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

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

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

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

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



Obrázek 3.23: Zapojení AD převodníku MCP3561

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

Napájení a napěťové reference

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

Referenční napájení AD převodníku obsahuje operační zesilovač v zapojení napěťového sledovače, protože vstupní reference AD převodníku není impedančně oddělena. Operační zesilovač je MCP6V91T od firmy Microchip. Má nízkou teplotně závislou napěťovou nesymetrii $U_{OS\ Drift} = \pm 17 \frac{\text{nV}}{\text{°C}}$ a také nízkou napěťovou nesymetrii $U_{OS} = 9 \mu\text{V}$, nízký šum a je optimalizovaný pro použití v prostředí s vysokým elektromagnetickým 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 $N = 24 - 1$ bit AD převodníku, protože rozah snímaného napětí je $\pm U_{ref}$ největší bit je rezervován pro znaménko. Při referečním napětí $U_{ref} = 3.3\text{ V}$ je $1\text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^{N-1}} \doteq 393.390\text{ nV}$. Efektivní počet bitů (ENOB) závisí na interní konfiguraci registrů MCP3561 a od toho se také odvíjí jaká přenosová rychlosť bude mít nejlepší počet efektivních bitů. Přenosová rychlosť udává počet vzorků odeslané po přenosové lince nadřazenému systému, signalizovaném výstupním digitálním pinem AD převodníku \overline{TRQ} . Rovnice po výpočet přenosové rychlosti:

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

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 $U_{noise\ RMS} = 8.94\text{ }\mu\text{V}$. Výsledná přesnost AD převodníku se sníží na $1\text{ LSB} = \frac{U_{ref}}{2^{ENOB}} \doteq 4.4\text{ }\mu\text{V}$.

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}	$\frac{-900}{GAIN}$	-	$\frac{900}{GAIN}$	μV
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 ⁽⁴⁾
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 ≥ 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

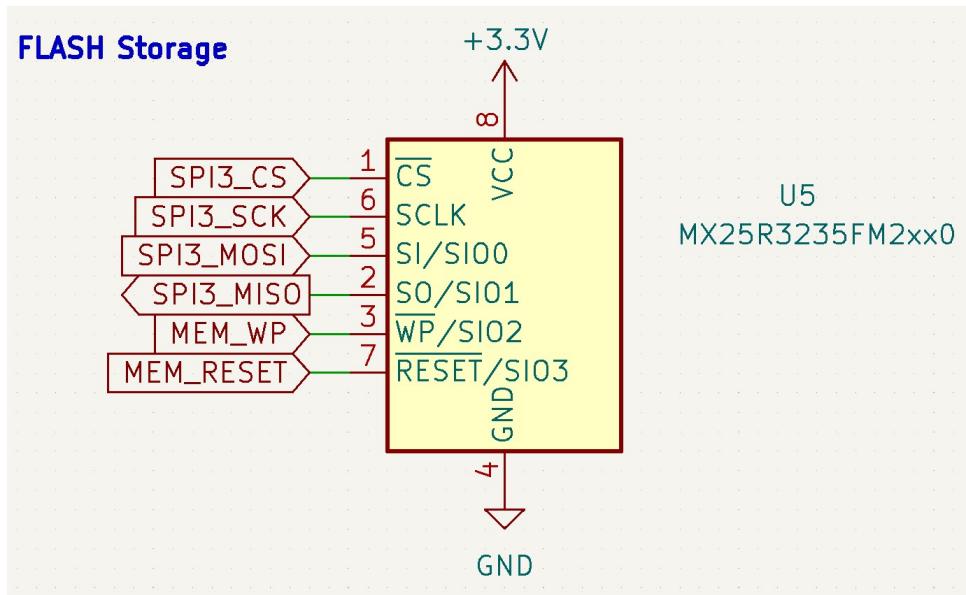
Přidané datové úložiště slouží jako úložiště dat z AD převodníku MCP3561. MCU příjmá data o velikosti $N = 24\text{bit}$ při přenosové rychlosti $f_s \approx 5000 \text{ Hz}$ po dobu $T = 30 \text{ s}$. Velikost úložiště je potřeba alespoň

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

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

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

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

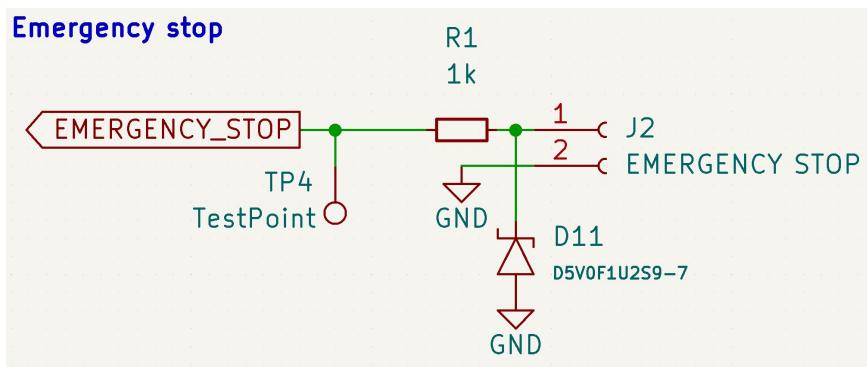


Obrázek 3.24: Schéma zapojení paměti flash Macronix MX25R3235FM2IH0

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

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.



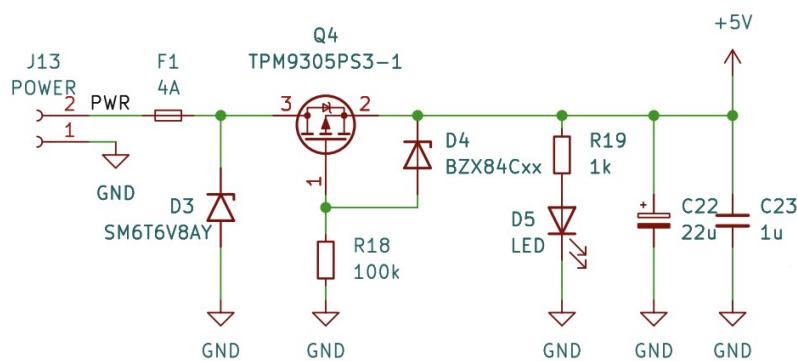
Obrázek 3.25: Schéma zapojení nouzového tlačítka

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 STM32F407ZG6		109	
AD převodník	Microchip MCP3561		2.2	
FLASH Paměť	Macronix MX25R3235F		2	
Σ			1.7922	A

Tabulka 3.5: Celkový proudový odběr přístroje

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

$$W = I^2R$$

byl co nejmešní při správném zapojení. Proto je použit PMOS tranzistor jako ochrana obvodu, 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

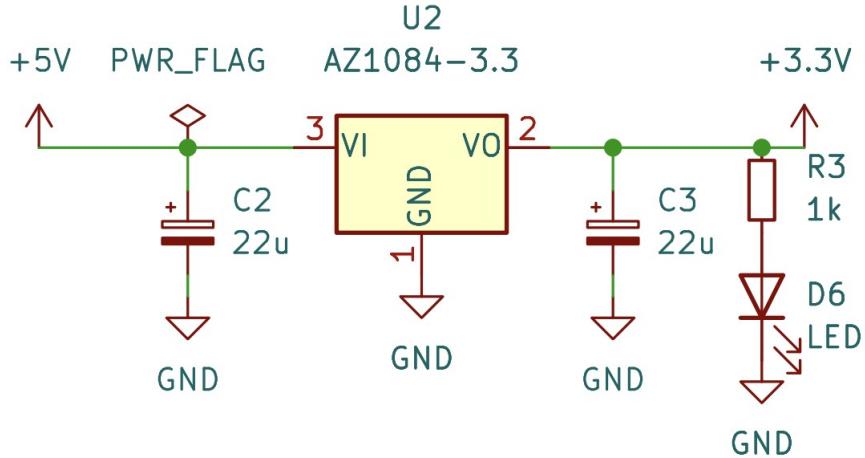
$$U_{GS(ON)} > -U_{in}$$

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 katalogovém listu.

Kapitola 4

Software

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



Obrázek 4.1: Digram připojených periférií k MCU

4.1 Vývojové prostředky

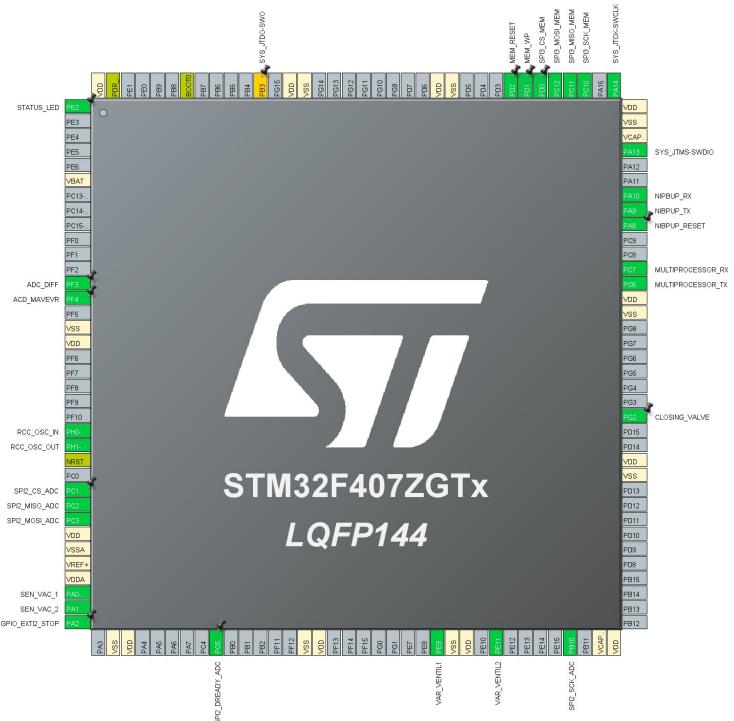
MCU STM32F407ZG6 je postaveno na architektuře Arm Cortex M4 s přidaným jádrem a instrukcemi pro výpočty plouvoucích čísel. Programování MCU

4. Software

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

Obrázek 4.2: Ukázka vývojového prostředí STM32CubeIDE pro mikroprocesory STM32

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



Obrázek 4.3: Konfigurace GPIO pinů MCU

Po zvolení konfigurace MCU STM32CubeIDE samo vygeneruje základní

softwarovou inicializaci periférií.

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



Obrázek 4.4: Programátor ST-LINK V2/ISOL

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



Obrázek 4.5: Programovací kabel TagConnect TCP2030

4.2 Komunikace s nadřazeným systémem

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

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

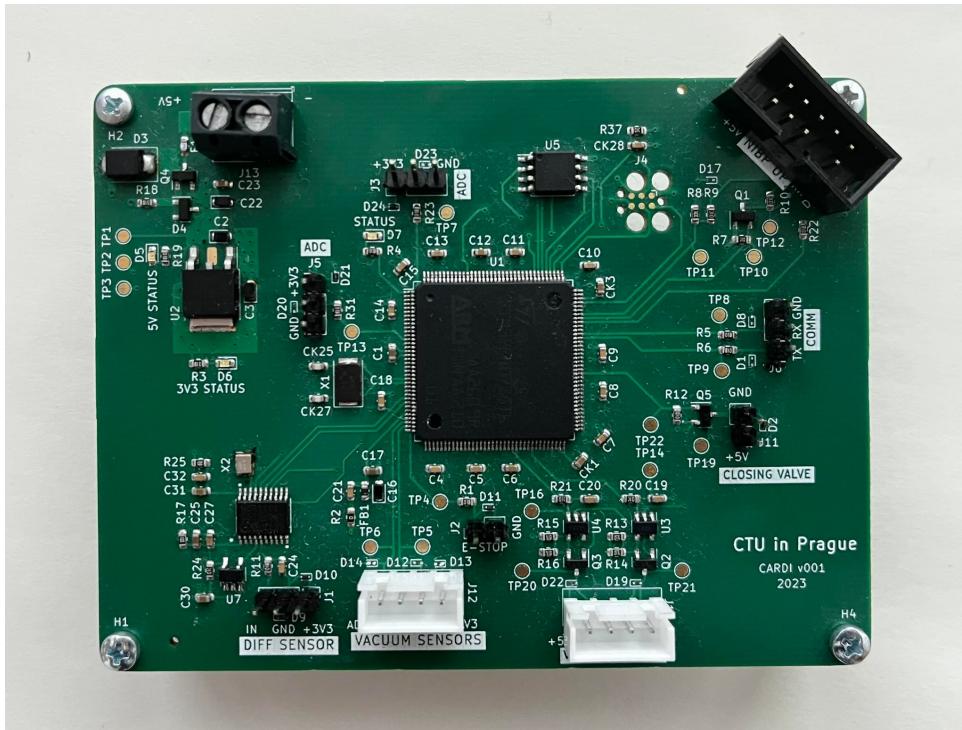
Kapitola 5

Realizace

V této kapitole je popsána realizace systému CarDi a 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.

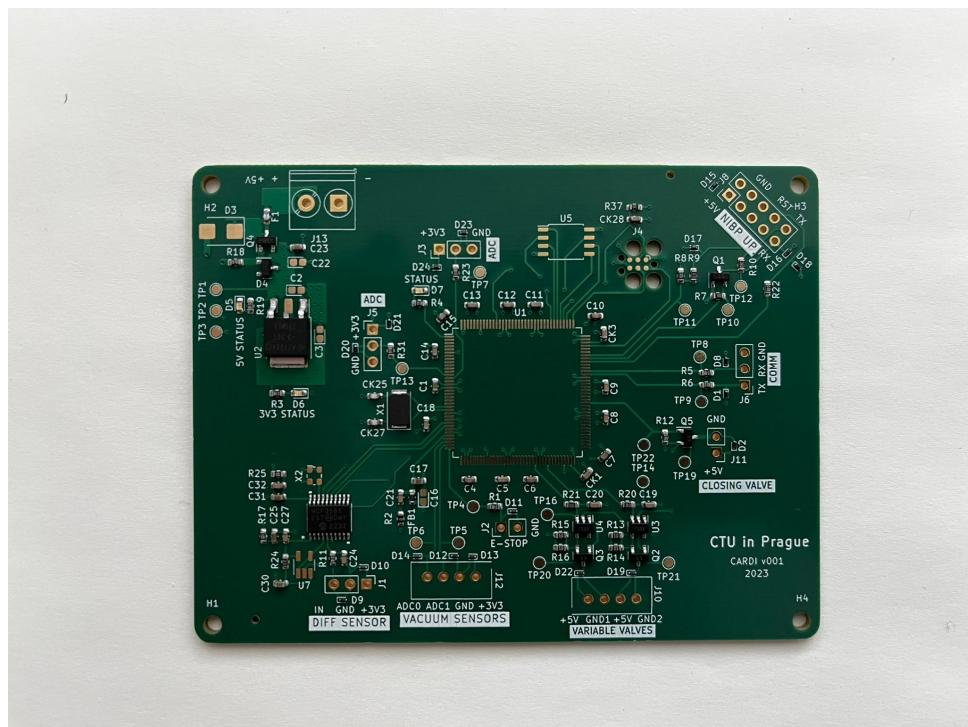


Obrázek 5.1: Realizovaná deska plošného spoje.

DPS je čtyřvsrtvá deska o výšce 1.6 mm s dvěma signálovými vrstvy a dvěma silovýma vrstvami. Kde první(horní) vrstva je signálová a nachází se na ní veškeré elektronické komponenty. Druhá je společná zem, třetí je

5. Realizace

napájecí 3.3 V a poslední spodní vrstva je také signálová. Základní materiál je FR-4 a povrchová úprava je ENIG(Electroless nickel immersion gold). DPS je vyrobena a z části osazena firmou JLCPCB.



5.1. Deska plošného spoje

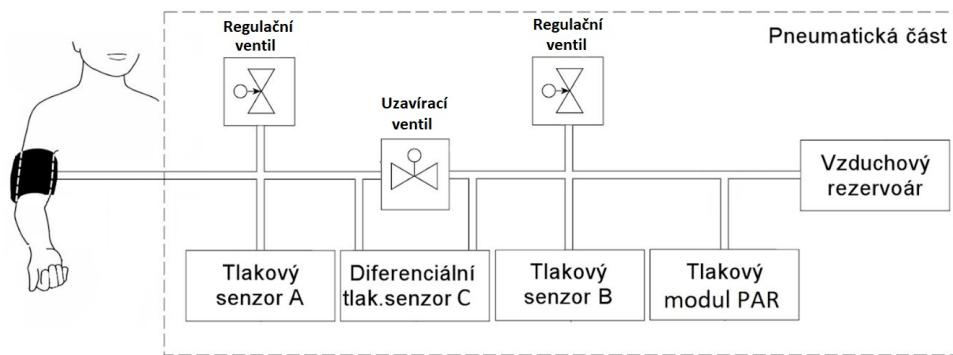
Celková cena desky a potřebné materiály jsou:

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



Obrázek 5.4: Blokové schéma pneumatického systému

5.2.1 Metoda měření

5.2.2 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

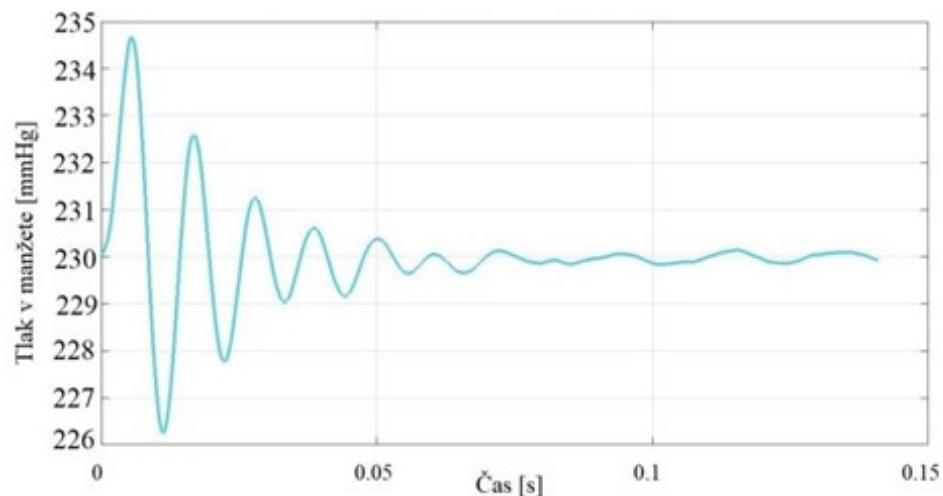
úbytek tlaku v systému $4 \frac{mmHg}{min}$.

■ 5.2.3 Zkreslení signálu pneumatickým systémem

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

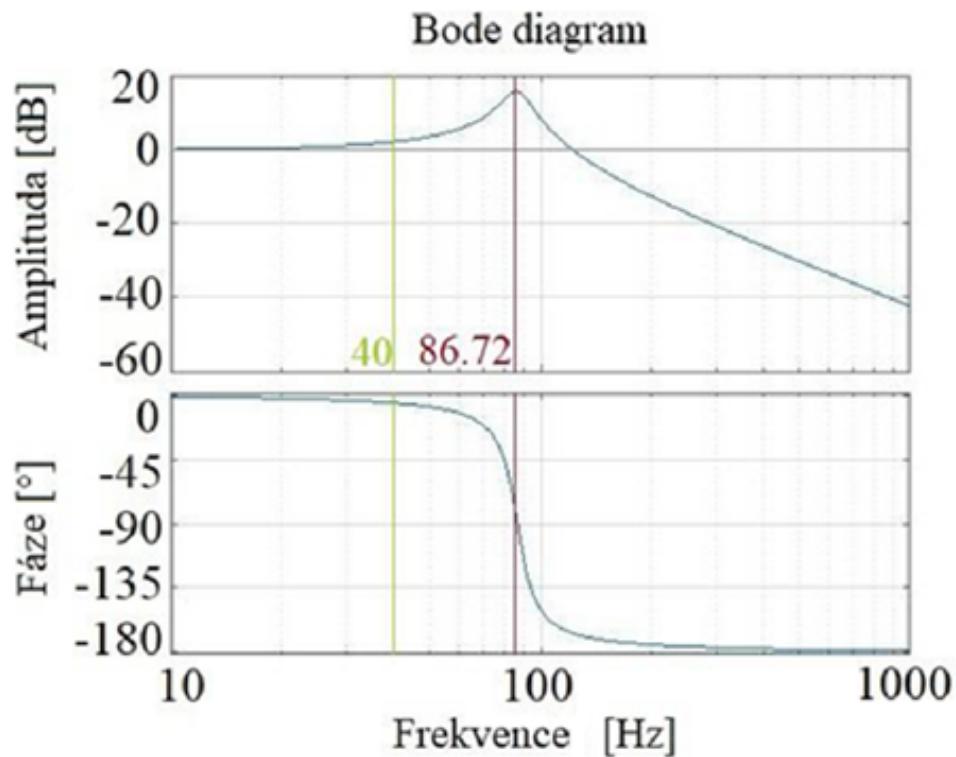


Obrázek 5.5: Mechaniké kyvadlo pro vytvoření jednotkového impulsu na pneumatický systém.



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 ξ [–]. 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.

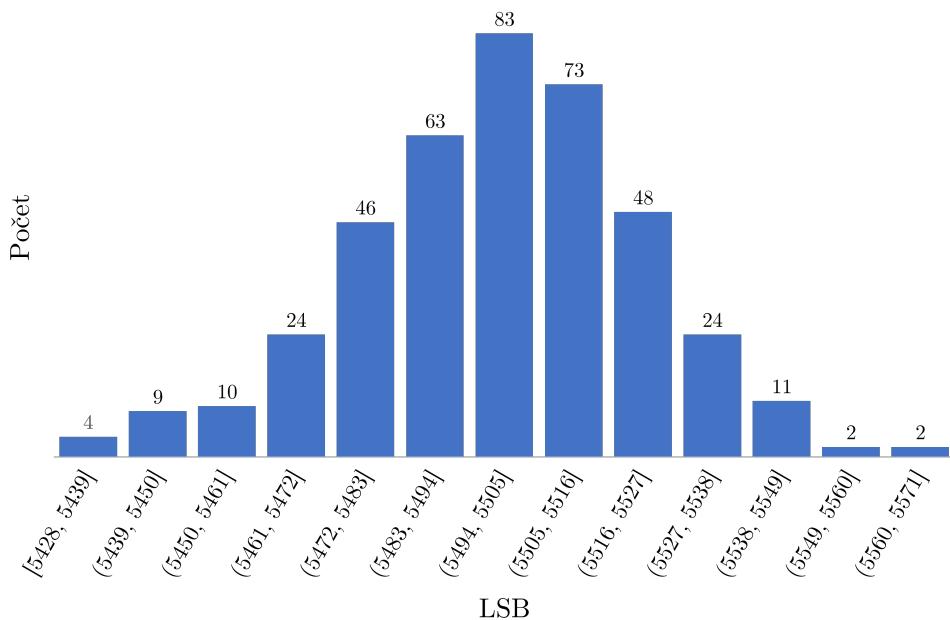
Při měření srdečních frekvencí např. 120 tepů/min tj. 2 Hz, odpovídá 20. harmonická složka tepu frekvenci $f = 40 \text{ Hz}$. Podle obrázku (5.7) srdeční frekvence je amplituda zkreslena o +2 dB a fáze signálu o ${}^{\circ}5$, což jsou akceptovatelné hodnoty.

5.3 Vyhodnocení dat z AD převodníků

Tato sekce se zaměří o popsání charakteristiky 12 bit AD převodníku a 24 bit AD převodníku MCP3561. Měření probíhalo na třech veličinách, vstupní piny byly zkratovány s refereční zemí, na napětí z DPS je $U_{ref} = 3.289 \text{ V}$ a poté pomocí napěťového děliče ze U_{ref} na $U_h = 1.630 \text{ V}$. Všechny součástky a refereční hodnoty měření jsou napájené z napájecího napětí na DSP při hodnotě 3.3 V kde reálná hodnota je $U_{ref} = 3.289 \text{ V}$. Během měření nebyl brán v dotaz fluktuace okolní teploty ani teploty samostatných součástek. Dělič napětí pro hodnotu $U_h = 1.630 \text{ V}$ bylo provedeno na vedlejším nepájivém poli.

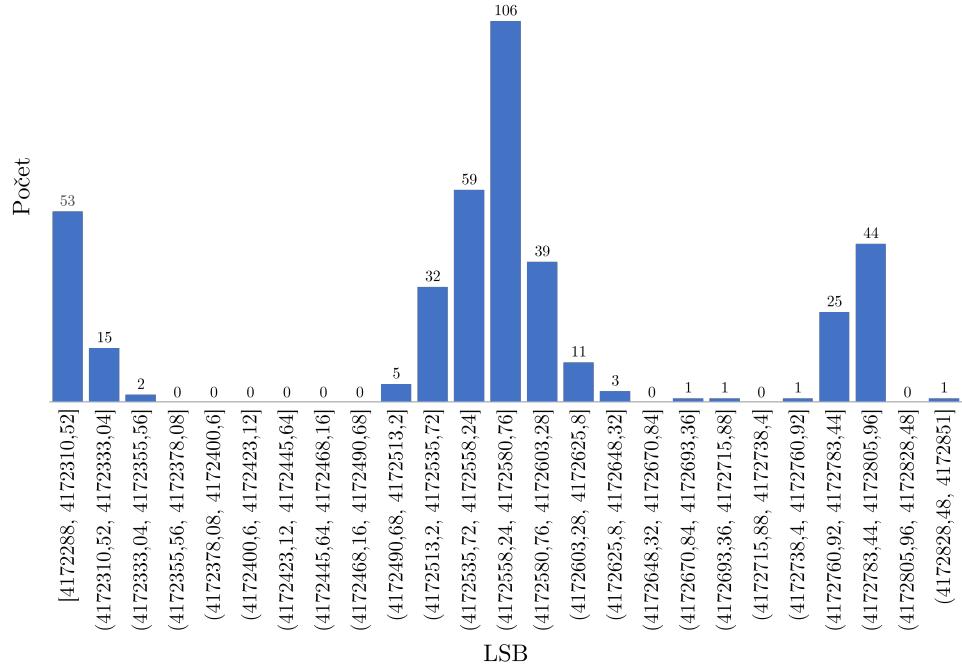
5.3.1 Charakteristika MCP3561

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



Obrázek 5.8: Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový senzor k refereční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k refereční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 5499.1729$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 23.093053$. Aktuální hodnoty se liší od čekávané o $U_{offset} = 2.156112 \pm 0.0090543$ mV



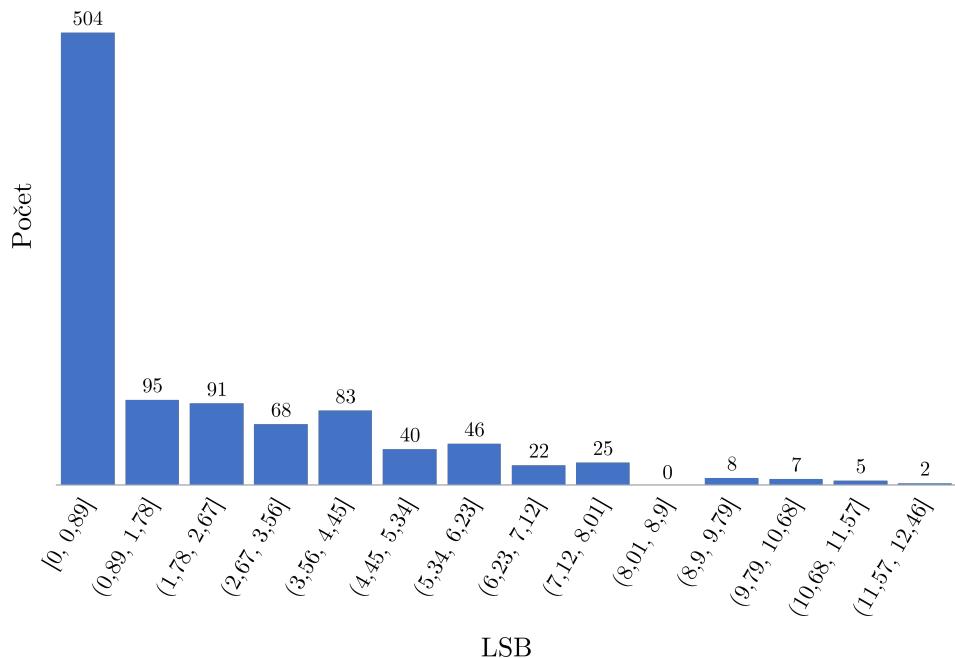
Obrázek 5.9: Graf počtu hodnot LSB 24 bit AD převodníku MCP3561 při připojení kanálu pro diferenční tlakový senzor k 1.630 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k $U_{in} = 1.630$ V jsou 4168728.976. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 4172558.1$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 145.81662$. Po převedení naměřených dat na napětí $U_{out} = 1.635973882 \pm 0.00005717169$ V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty $U_{in} = 1.630$ V $U_{offset} = 5.9973882 \pm 0.0570152$ mV.

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

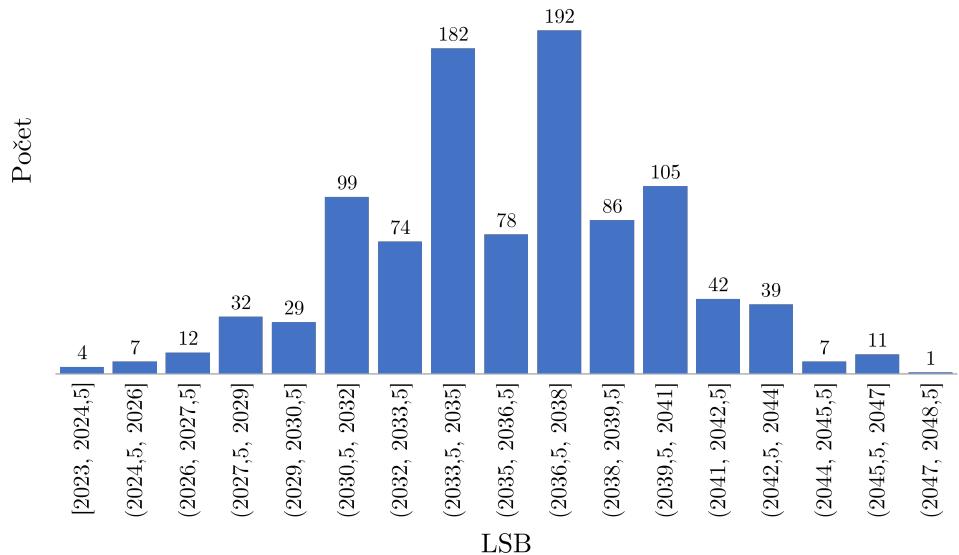
5.3.2 Charakteristika 12 bit AD převodníku STM32

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



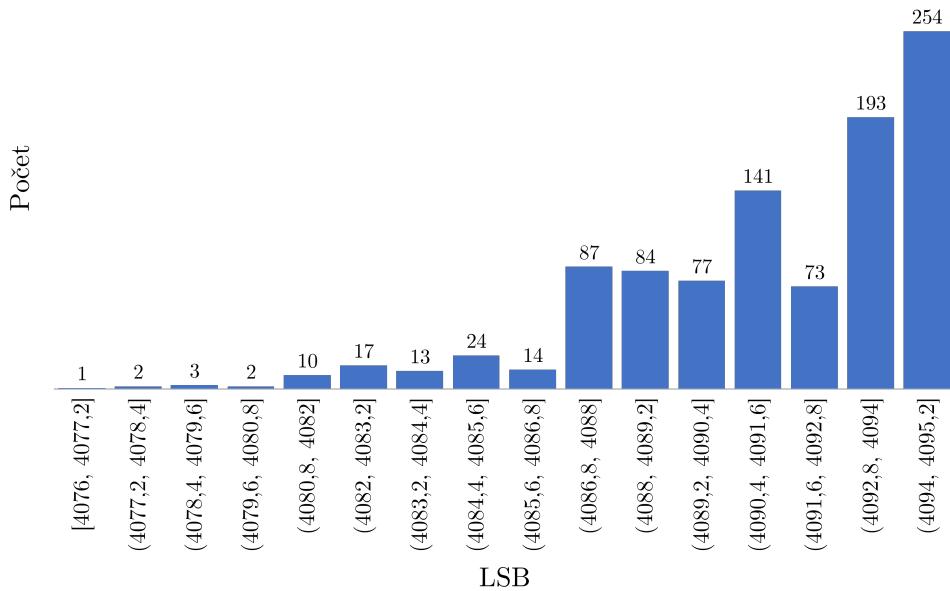
Obrázek 5.10: Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k refereční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k refereční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 1.871485944$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 2.55307$. 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 sensor k 1.630 V.

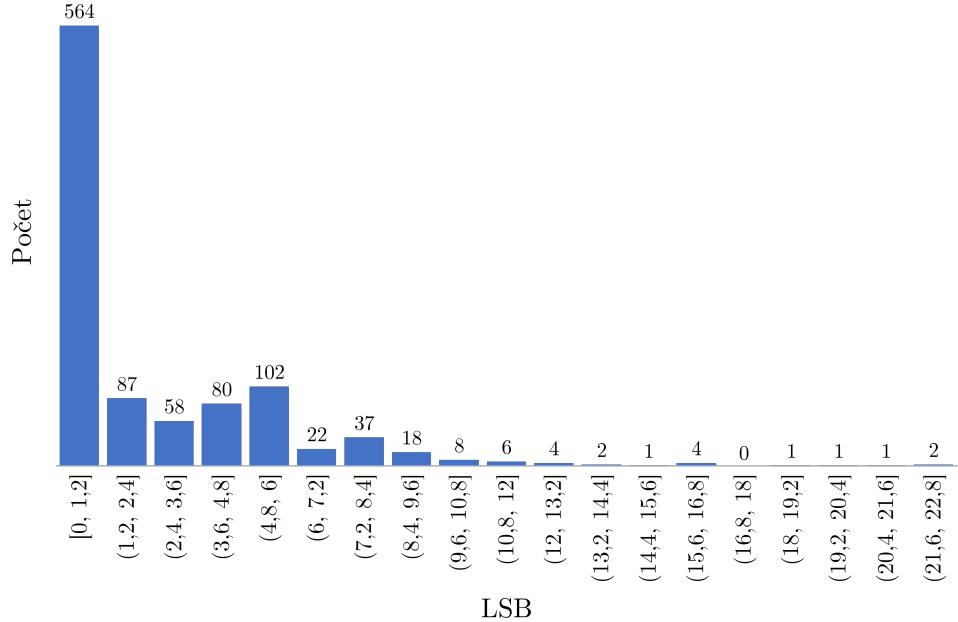
Očekávané hodnoty pro připojení k $U_{in} = 1.630 \text{ V}$ jsou 2023.175758. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 2036.148$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 4.1455134$. Po převedení naměřených dat na napětí $U_{out} = 1.634983099 \pm 0.00332876 \text{ V}$ je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty $U_{in} = 1.630 \text{ V}$ $U_{offset} = 10.41643 \pm 3.32876 \text{ mV}$.



Obrázek 5.12: Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro první tlakový senzor k 3.289 V.

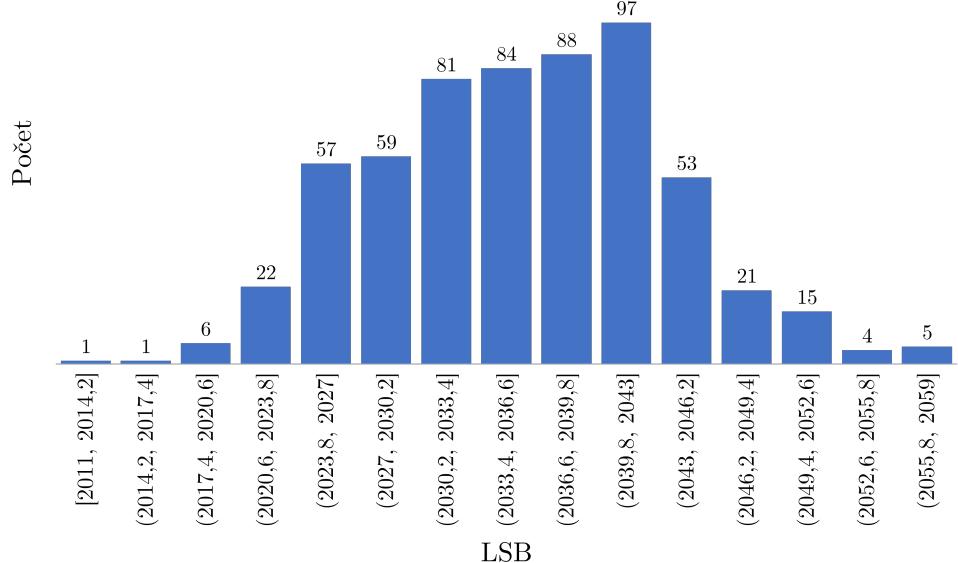
Očekáváné hodnoty pro připojení k $U_{in} = U_{ref}$ V jsou 4095. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 4091.362814$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 3.4597461$. Po převedení naměřených dat na napětí $U_{out} = 3.285276439 \pm 0.00278$ V je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty $U_{in} = U_{ref} = 3.289$ V $U_{offset} = -2.92 \pm 2.78$ mV.

5. Realizace



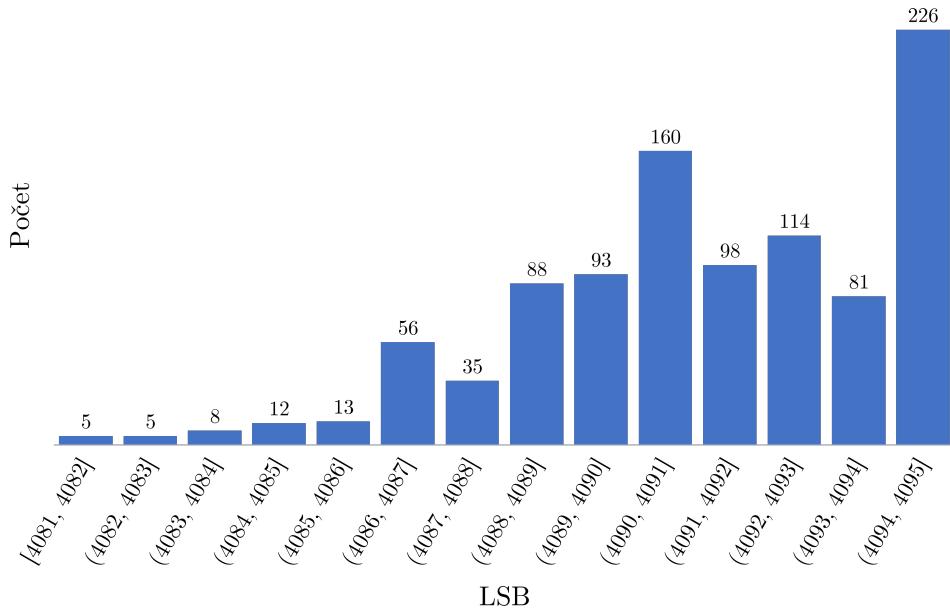
Obrázek 5.13: Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k refereční zemi.

Očekávané hodnoty pro připojení k refereční zemi je 0. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 2.3356713$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 3.3095937$. Aktuální hodnoty se liší od čekávané o $U_{offset} = 1.88 \pm 2.66 \text{ mV}$.



Obrázek 5.14: Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k 1.630 V .

Očekávané hodnoty pro připojení k $U_{in} = 1.630 \text{ V}$ jsou 2023.175758. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 2036.0629$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 7.6566582$. Po převedení naměřených dat na napětí $U_{out} = 1.634914765 \pm 0.006148132 \text{ V}$ je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty $U_{in} = 1.630 \text{ V}$ $U_{offset} = 10.3481 \pm 6.148132 \text{ mV}$.



Obrázek 5.15: Graf počtu hodnot LSB 12 bit AD převodníku při připojení kanálu pro druhý tlakový senzor k 3.289 V.

Očekávané hodnoty pro připojení k $U_{in} = U_{ref} \text{ V}$ jsou 4095. Střední hodnota naměřených dat je $\mu = 4091.5986$ se směrodatnou odchylkou $\sigma = 2.8579738$. Po převedení naměřených dat na napětí $U_{out} = 3.28546577 \pm 0.00229 \text{ V}$ je napěťový rozdíl od očekávané hodnoty $U_{in} = U_{ref} = 3.289 \text{ V}$ $U_{offset} = -2.73 \pm 2.29 \text{ mV}$.

Kapitola 6

Závěr

Příloha A

Literatura

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

A. Literatura

- pressure waveform and apparatus to carry out the same*, United States Patent and Trademark Office, US Patent US10251567 (2019).
- [Inc] Diodes Incorporated, *Katalogový list d5v0f1u2s9*.
- [J.15] Pereira T.; Correia C.; Cardoso J., *Novel methods for pulse wave velocity measurement.*, Journal of Medical and Biological Engineering (2015).
- [Mic] ST Microelectronics, *Online na <<https://octopart.com/stm32f407zgt6-stmicroelectronics-20570112>>*.
- [Sem] NXP Semiconductors, *Katalogový list mp3v5050*.
- [Sen] All Sensors, *Katalogový list elv series*.
- [tec] Microchip technology, *Application note tb3250*.
- [Ten22] Tensiomed, *Arteriograph <<https://www.tensiomed.com/devices/arteriograph/>>*.
- [TR16] Nichols WW Townsend RR, Rosendorff C, *American society of hypertension 10(5) (2016) 467–468 society of hypertension position paper: central blood pressure waveforms in health and disease.*, J Am Soc Hypertens. (2016).
- [Usc23] Uscom, *Uscom bp+ overview <<https://www.uscom.com.au/products/bp/overview/>>*.
- [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).