

Bakalářská práce



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 bioinformatika
Duben 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Klamrt**

Jméno: **Daniel**

Osobní číslo: **492082**

Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**

Zadávací katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**

Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Název bakalářské práce anglicky:

System for non-invasive measurement of hemodynamic parameters

Pokyny pro vypracování:

- 1) Provedte rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určených neinvazivně z tvaru tlakové křivky
- 2) Navrhněte a realizujte systém pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety
- 3) Vyhodnoťte 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

1 Úvod	1
2 Hemodynamické parametry	3
2.1 Krevní tlak a oscilometrické pulzace	3
2.2 Centrální aortární tlak	3
2.3 Rychlost šíření pulzní vlny	3
2.4 Metody měření krevního tlaku...	3
2.5 reserse	3
3 Hardware	5
3.1 Řídící jednotka	5
3.1.1 Externí hodiny	7
3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie	7
3.1.3 Ochrana proti elektrostatickému výboji	9
3.2 Modul měření krevního tlaku....	9
3.3 Senzory	11
3.3.1 Senzor tlaku	11
3.3.2 Diferenční sensor tlaku	12
3.4 Vzduchové ventily	15
3.4.1 Uzavírací ventil	15
3.4.2 Regulační ventil	16
3.5 Digitalizace analogových signálů	21
3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větvý pneumatického systému	21
3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového sensoru pneumatického systému	22
3.6 Napájení	24
4 Software	27
5 Implementace	29
6 Závěr	31
A Literatura	33
B Zadání práce	35

Obrázky

3.1 Model stm32f407 https://www.distrelec.cz/cs/mikroradic-32bit-512kb-lqfp-stm32f407-2016-07-20 p/30170736	5	3.19 Požadované odstraněné frekvence ve spektru PWM signálu převzatého z Microchip TB3250 kde f_{PWM} je frekvence PWM signálu a T je jeho perioda, f_c je zlomová frekvence filtru.	19
3.2 Schéma zapojení SMT32F407ZG.	6	3.20 Frekvenční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php	20
3.3 Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32	7	3.21 Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvencí $f_{PWM} = 168\text{ kHz}$. Simulace byla provedena v programu LTspice XVII.	20
3.4 Schéma zapojení referečního napětí pro analogové periférie STM32	8	3.22 Zapojení AD převodníku MCP3561	23
3.5 Aproximace frekvenční odezvy filtru analogového napětí.	8	3.23 Schéma zapojení vstupního napájení	24
3.6 Schéma ochrany ESD diody D5V0F1U2S9-7. Kde Pin 1 je katoda.	9	3.24 Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V	25
3.7 Tlakový modul PAR NIBP 2020 UP	10		
3.8 Schéma připojení komunikační linky k MCU a napájení pro PAR NIBP 2020 UP	10		
3.9 Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U	11		
3.10 Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde V_S je vstupní napájecí napětí a V_{out} je výstupní napětí.	12		
3.11	12		
3.12 Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4	13		
3.13 Schéma zapojení diferenčního senzoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku.	14		
3.14 Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4	15		
3.15 Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1	16		
3.16 Schéma zapojení uzavíracího ventilu	16		
3.17 Schéma zapojení regulačních ventilů	17		
3.18 Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde f_{PWM} je frekvence PWM signálu a T je jeho perioda.	19		

Tabulky

3.1 Properties of nxp sensor	11
3.2 properties of an amphenol	13
3.3 Přesnost ADC při $f_{ADC} = 30\text{ MHz}$	22



Kapitola 1

Úvod

Kapitola 2

Hemodynamické parametry

■ 2.1 Krevní tlak a oscilometrické pulzace

■ 2.2 Centrální aortální tlak

■ 2.3 Rychlost šíření pulzní vlny

■ 2.4 Metody měření krevního tlaku

■ 2.5 reserse

neinvazinvi konkurence Sfigmocode uscom bp + popsat jednotlivé přístroje,
co umí, jaký je postup měření

Kapitola 3

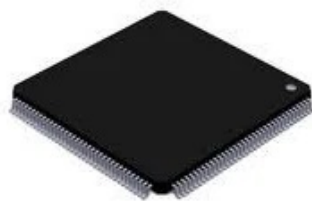
Hardware

Zde bude celkový popis HW včetně blokových schémat zde bude popis Použitého MCU

3.1 Řídící jednotka

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

Jako řídicí 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 desetinnými čísly a také řadou instrukcí určené specificky na zpracování signálu.



Obrázek 3.1: Model stm32f407

<https://www.distrelec.cz/cs/mikroradic-32bit-512kb-lqfp-st-stm32f407zet6/p/30170736>

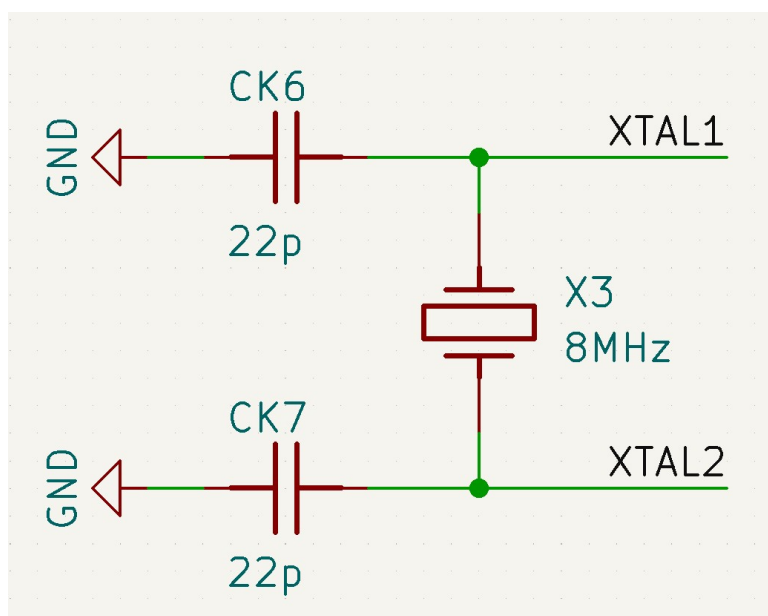
MCU je v obalu se 144 piny se 114 vstupně/výstupními piny, 1 MByte FLASH paměti, 256 KByte paměti SRAM, 3x 12 bit AD převodníky s až 24 kanály s maximální vzorkovací frekvencí 2.4 MHz, 2x 12 bit DA převodníky, 14 TIMER, 6x USART, 3x SPI, SysTick Timer a další periferie.

Celkové zapojení MCU je na obrázku 3.2.



3.1.1 Externí hodiny

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

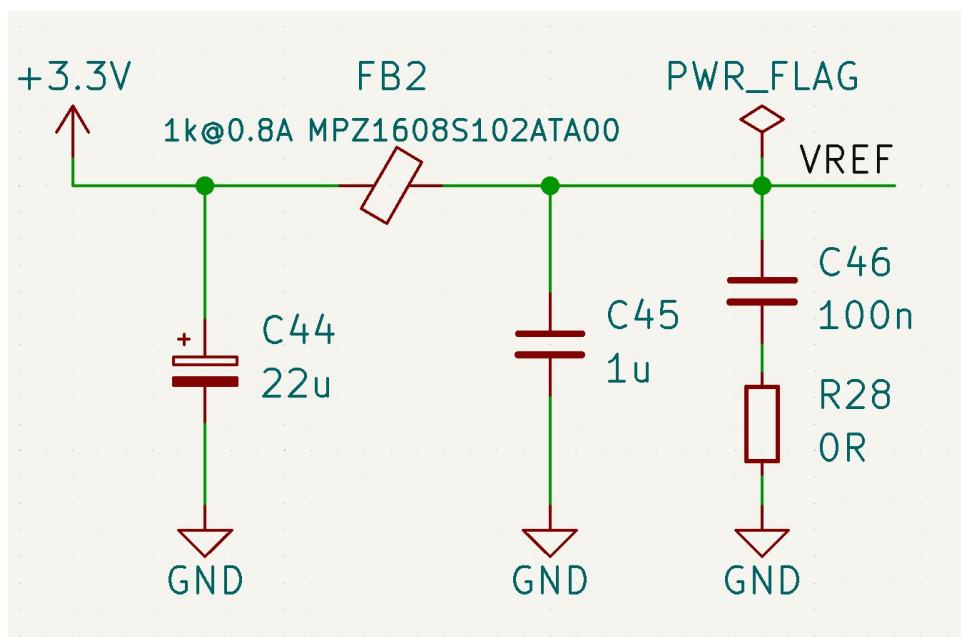


Obrázek 3.3: Schéma zapojení vysokorychlostního externího oscilátoru pro STM32

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

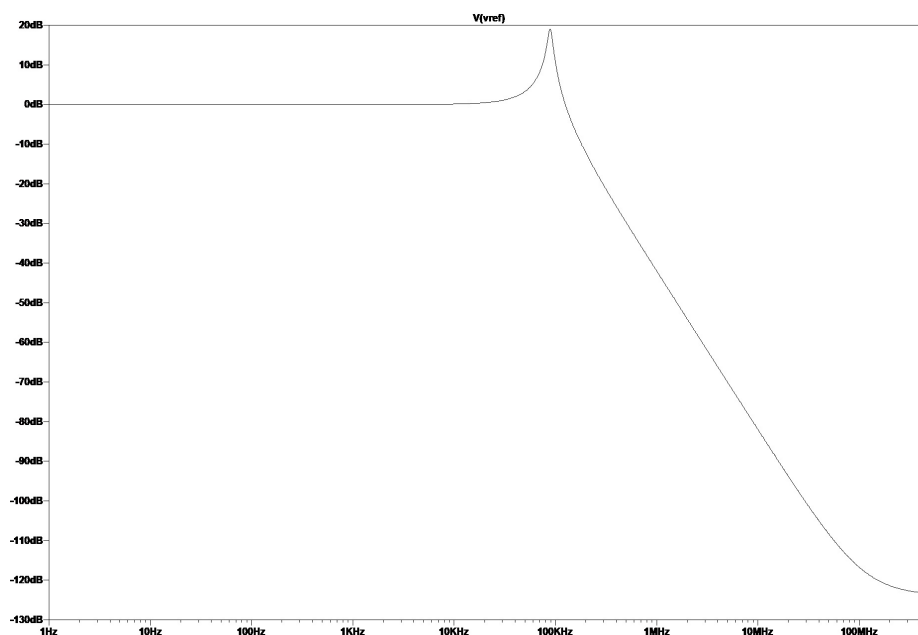
3.1.2 Napěťová reference pro analogové periferie

Pro dosažení nejpresnějšího měření, je třeba, aby analogová část byla co nejméně zarušena. Díky vysokým kmitočtům digitální část MCU může zarušit analogové periferie a proto jsou v MCU digitální a analogové obvody oddělené. Jako referenční napětí je použito zapojení na obrázku 3.4.



Obrázek 3.4: Schéma zapojení referenčního napětí pro analogové periférie STM32

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



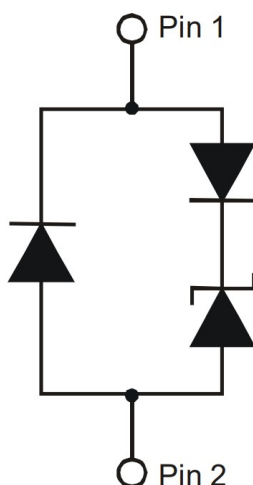
Obrázek 3.5: Aproximace frekvenční odezvy filtru analogového napětí.

Feritový korálek je pasivní součástka, který se používá pro filtraci vysoko-frekvenčního 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 hrozbu elektrickým komponentům ve formě trvalého, nevratného poškození. Nejčastější místa probití jsou zejména místa, kterých se často dotýkáme například kontakty.

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



Obrázek 3.6: Schéma ochrany 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 kontakty. 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

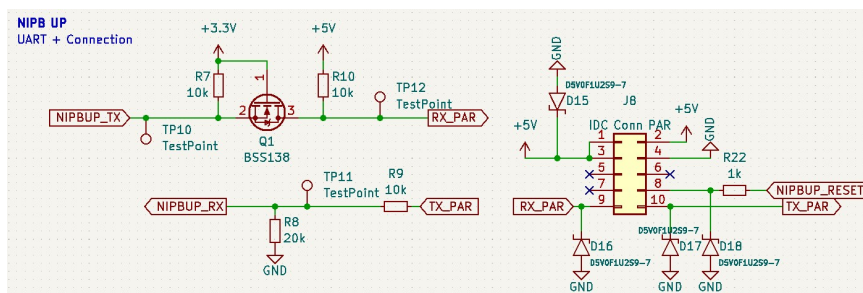
Součástí pneumatické části je modul PAR Medizintechnik NIBP 2020 UP, který umožňuje validované měření krevního tlaku oscilometrickou metodou v průběhu nafukování, také vyfukování, a následné nafouknutí na suprasystolický tlak. Samotné nafukování pneumatického systému je realizováno z elektromechanické vzduchové pumpy integrované v modulu PAR. Pneumatická část modulu PAR se skládá ze vzduchové pumpy se zpětným ventilem zamezujícím úniku tlaku, vypouštěcího 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 DIN EN 80601-2-30, DIN EN 81060-2 a systém podle norem DIN EN 60601-1 (2. a 3. edice), DIN EN 60601-1-2, DIN EN 60601-1-6.



Obrázek 3.7: 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 3.8: 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 uživatelům 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 větvích pneumatického systému.

Použité senzory tlaku jsou NPX MP3V5050GC6U.



Obrázek 3.9: Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U

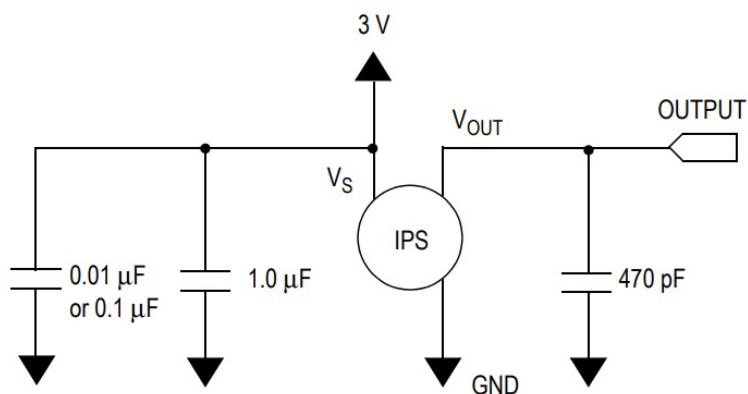
Je to analogový sensor tlaku od firmy NXP ze série peizorezistivních převodníků. Parametry jsou následovné:

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	P	0	-	50	kPa
Vstupní napětí	U_s	-	3.3	-	V
Vstupní proud	I_s	-	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	-	$\frac{mV}{kPa}$

1. Maximální napětí při největším hodnoceném tlaku.

Tabulka 3.1: Properties of nxp sensor

Zapojení senzoru je na separátní DPS podle doporučeného schématu 3.10 z datasheetu.



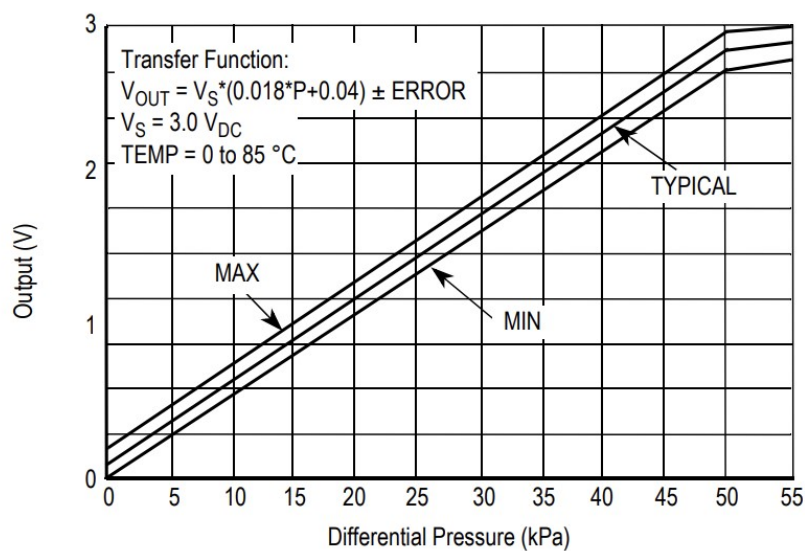
Obrázek 3.10: Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde V_S je vstupní napájecí napětí a V_{out} je výstupní napětí.

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

■ Převodní charakteristika

Převodní charakteristika výstupního napětí U_o V na tlak P kPa je

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



Obrázek 3.11:

■ 3.3.2 Diferenční sensor tlaku

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

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

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



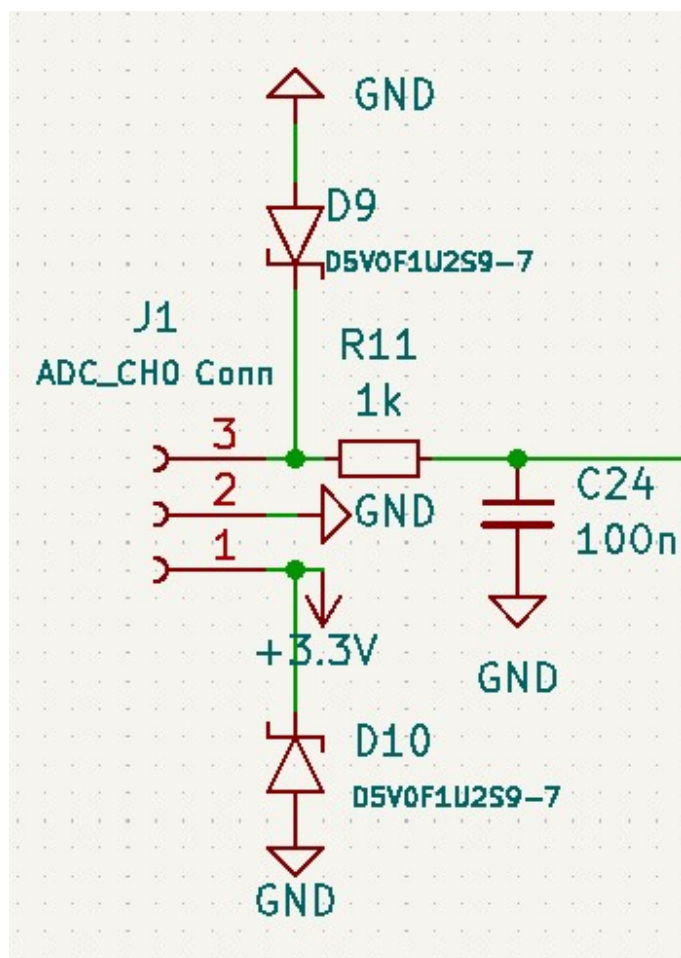
Obrázek 3.12: Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4

Charakteristika	Symbol	Min	Typ	Max	Jednotka
Rozsah tlaku	P	-497.68	-	497.68	Pa
Proof pressure ⁽¹⁾	P_{pp}	-	67	-	kPa
Průrazný tlak ⁽²⁾	P_{bp}	-	103	-	kPa
Common mode pressure ⁽³⁾	P_{cm}	-	103	-	kPa
Vstupní napětí	U_s	-	3.3	-	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.

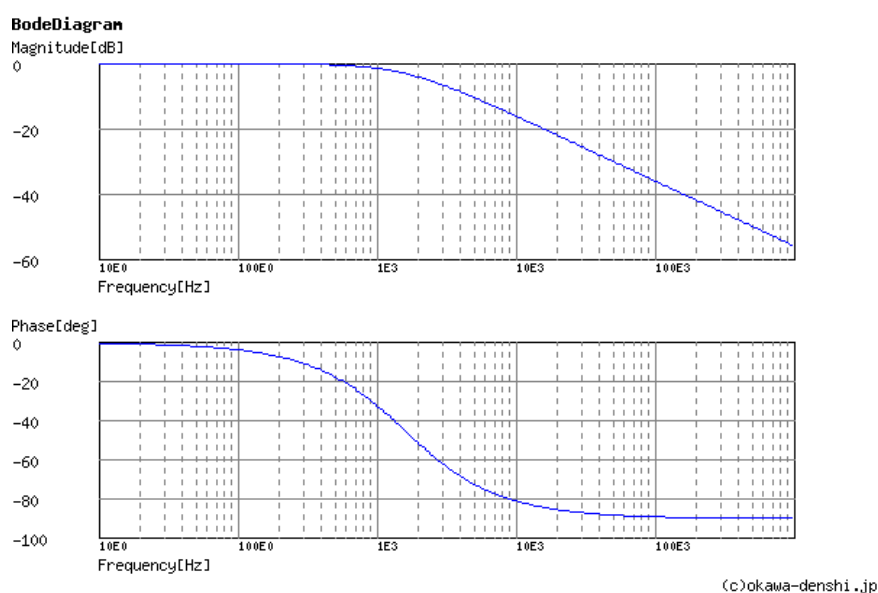
Tabulka 3.2: properties of an amphenol

Analogový signál ze senzoru je připojen k 24 bit AD převodníku přes RC článek. Schéma zapojení k AD převodníku je 3.13



Obrázek 3.13: Schéma zapojení diferenčního sensoru 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 3.14: Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4

Podle Bodeho fázové aproximace RC článku na obrázku 3.14 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

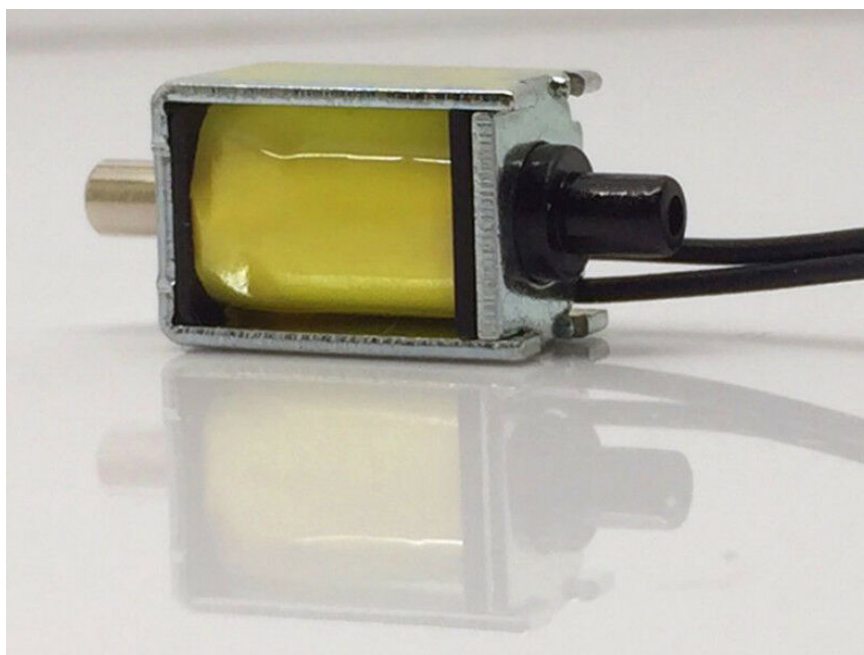
Ventily jsou důležitou součástí pneumatického systému. Starají se o správný průběh terapie a také o bezpečí pacienta.

V systému rozlišujeme dva druhy vzduchových ventilů, uzavírací a vypouštěcí 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.

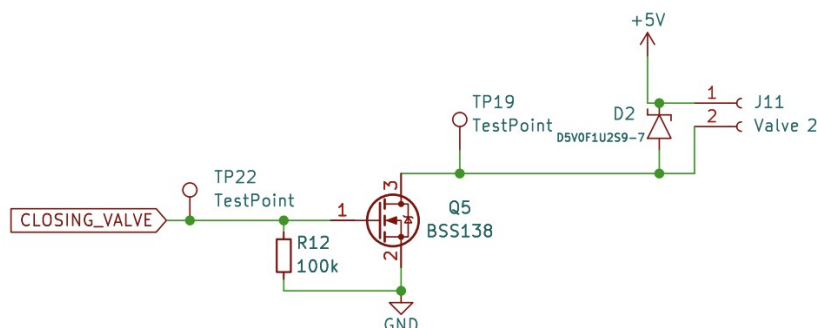
3.4.1 Uzavírací ventil

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



Obrázek 3.15: 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 3.16: 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.

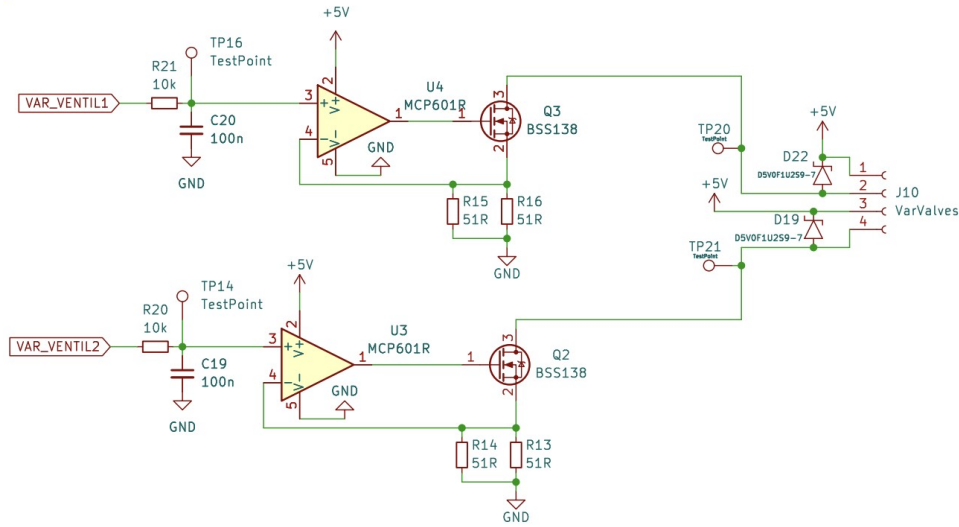
3.4.2 Regulační ventil

Regulační ventily slouží k regulaci tlaku v systému při terapii a také jako vypouštěcí ventily pro vrácení pneumatického systému na atmosférický tlak. Ventily jsou umístěné na každé větvi pneumatického systému. Během terapie

je možno si zvolit jak moc vysoký průtok vzduchu je možný, tím můžeme regulovat tlak v obou větvích podle potřeby terapie.

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 3.17: Schéma zapojení regulačních ventilů

Zdroj proudu

Regulační ventily jsou řízené napětově řízeným zdrojem proudu jak je na obrázku 3.17.

Ventily jsou napojené na drain NMOS tranzistoru, přes který jde konstatní napětí požadované ventilem. Proud se řídí operačním zesilovačem, který má na neinvertujícím vstupu U_+ napojené řídicí 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 3.17 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 neinvertujícího 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 řídicí 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 řídicí napětí musí být $U_i = 0.5 \text{ V}$

■ Řídicí signál

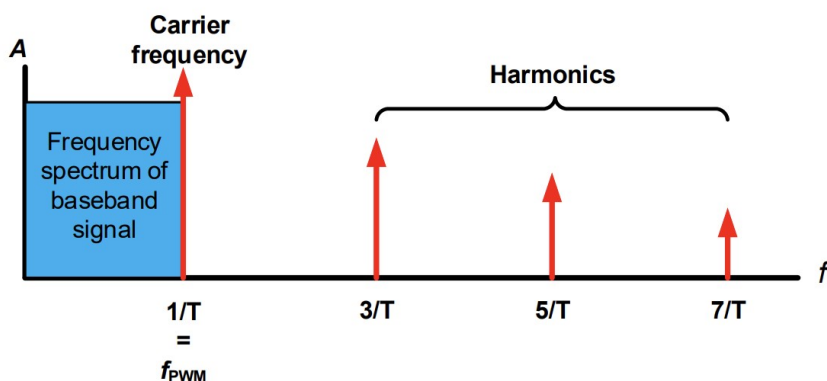
Řídicí signál je čtvercový pro řízení proudového zdroje. PWM signál z MCU o frekvenci $f_{PWM} = 25kHz$ je filtrován pomocí RC článku o zlomové frekvenci $f_c = 159Hz$, který slouží pro modulaci řídicího PWM signálu na konstatní napětí.

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

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

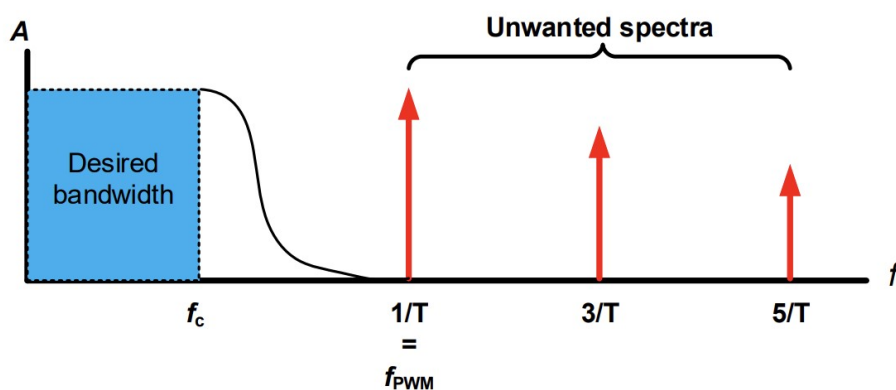
kde U_{max} je maximální amplituda PWM signálu.

Pomocí fourierovy analýzy PWM signálu můžeme vidět, že PWM signál se neskládá pouze z jedné frekvence, ale z mnoha (Obrázek 3.18).



Obrázek 3.18: Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde f_{PWM} je frekvence 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.

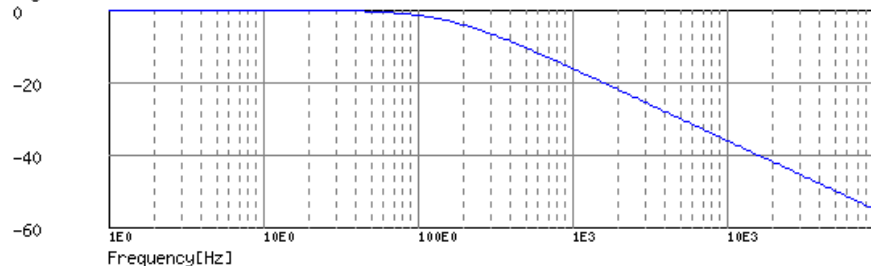


Obrázek 3.19: Požadované odstranění frekvence ve spektru PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde f_{PWM} je frekvence PWM signálu a T je jeho perioda, f_c je zlomová frekvence filtru.

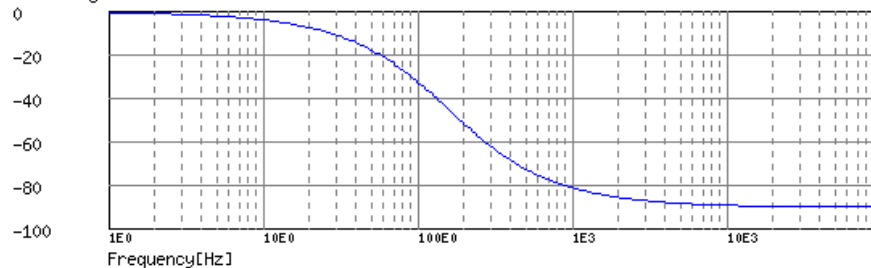
Použitá dolní propust je RC filtr. Podle obrázku 3.17 RC filtr je složený z odporu $R = 10 \text{ k}\Omega$ a kondenzátoru $C = 100 \text{ nF}$ kde výstupní napětí je napětí na kondenzátoru. Kde $f_c = 159 \text{ Hz}$ je zlomová frekvence filtru.

BodeDiagram

Magnitude[dB]



Phase[deg]

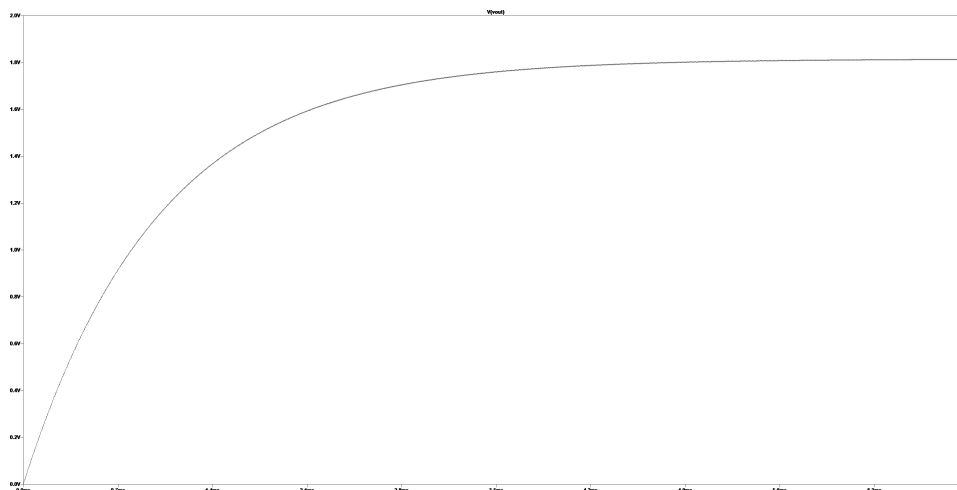


(c)okawa-denshi.jp

Obrázek 3.20: Frekvenční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky <http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php>

Na obrázku 3.20 můžeme vidět, že signál se začne atenuovat na zlomové frekvenci a fáze signálu se začne posouvat na frekvenci $\frac{f_c}{10}$.

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



Obrázek 3.21: Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvenci $f_{PWM} = 168 \text{ kHz}$. Simulace byla provedena v programu LTspice XVII.

Rušení výstupního signálu ovlivní chování regulačního ventilu. Toto rušení způsobí periodickou změnu amplitudy výstupního signálu a regulační ventil se

podle této amplitudy bude periodicky otevírat a zavírat. Při zvolené frekvenci PWM $f_{PWM} = 168000 \text{ Hz}$ je změna napětí $\approx 2 \text{ mV}$. To způsobí změnu proudu $I = \frac{0.030}{25.5} = 11 \text{ mA}$.

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 střidy 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 střidy PWM signálu.

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

ARR je Auto-Reload-Register MCU pro daný TIMER. Podle nastavené hodnoty v ARR je možné nastavit frekvenci PWM signálu. Pro tento případ $N \doteq 9.96 \text{ bit}$.

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 senzorů na větvích pneumatického systému popsanych v sekci 3.3.1. Další je 24 bit sigma-delta AD převodník Microchip MCP3561 pro snímání napětí z diferenčního tlakového sensoru popsany v sekci 3.3.2.

3.5.1 Snímání signálů z tlakových senzorů větví pneumatického systému

Je použit AD převodník součástí periférie 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:

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

Vzorkovací frekvence závisí na vstupní frekvenci AD převodníku $f_{ADCKL} = 20.5 \text{ MHz}$, minimální počet f_{ADCKL} 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 $1LSB = \frac{U_{ref}}{2^N} = \frac{3.3}{2^{12}} = 0.000805 \frac{V}{ADC \text{ krok}}$ závisí na referenčním napětí diskutovaném v sekci 3.1.2.

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

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, $R_{ADC} = 6 k\Omega$ je vnitřní impedance vstupního kanálu AD převodníku a $C_{ADC} = 4 pF$ je interní kapacita obvodu Sample and Hold. Výsledná maximální vstupní impedance je $R_{AIN} = 1.75 M\Omega$, ale podle katalogového listu je maximální externí impedance AD převodníku $R_{AIN} = 50 k\Omega$.

K dalším chybám AD převodníku patří

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

1. Maximální tlak, který může být aplikován na jeden z portů senzoru a zachoval původní specifikace.

Tabulka 3.3: Přesnost ADC při $f_{ADC} = 30 MHz$

3.5.2 Snímání signálů z diferenčního tlakového senzoru pneumatického systému

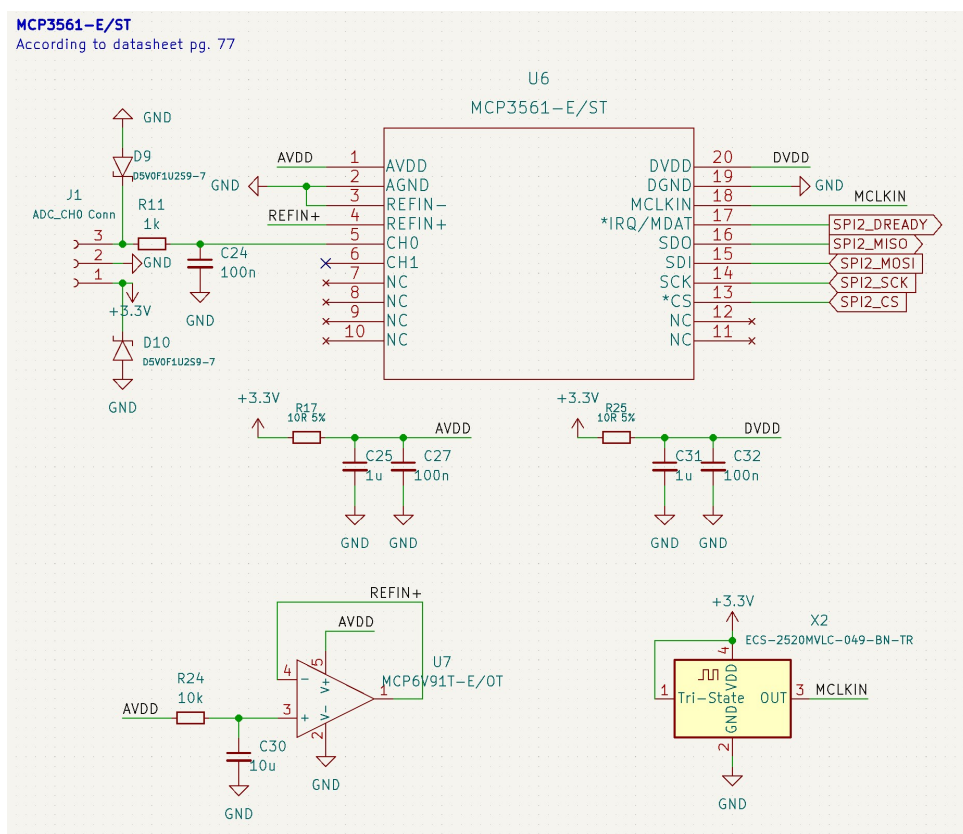
Diferenční sensor tlaku snímá dynamické jevy tlaku krevního řečiště. Tlaková vlna má frekvenci $f = x Hz$ XXXXX SEM DOPLNIT. Aby byla tlaková vlna správně převedena do digitálního signálu, musí být dodržen Nyquistův teorém.

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

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 dvěmi jednotlivými vstupy analogových signálů. Obsahuje interní oscilátor, teplotní sensor, obvody pro detekci zkratu či odpojeného senzoru, 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 probíhá po 8 bitových slovech, kde odpovědi z AD převodníku mohou mít délku 8,24 a nebo podle konfigurace i 32 bit.



Obrázek 3.22: Zapojení AD převodníku MCP3561

Na obrázku 3.22 je schéma zapojení MCP3561 podle doporučeného zapojení výrobce.

■ Napájení a napěťové reference

Zapojení obsahuje oddělené filtrování analogového a digitálního napájecího vstupu. Referenční napájení AD převodníku obsahuje operační zesilovač v zapojení napěťového sledovače, protože vstupní reference AD převodníku není impedančně oddělená. Operační zesilovač je MCP6V91T od firmy Microchip. Má nízkou teplotně závislou napěťovou nesymetrii $U_{OS\ Drift} = \pm 17 \frac{nV}{^\circ C}$ a také nízkou napěťovou nesymetrii $U_{OS} = 9 \mu V$, 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 $f_{CLK} = 4.9152 MHz$. 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 $1 MHz \leq f_{CLK} \leq$

20 MHz. Frekvence $f_{CLK} = 4.9152 \text{ MHz}$ byla zvolena díky naměřených parametrů AD převodníku v katalogovém listu právě při použití této frekvence.

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

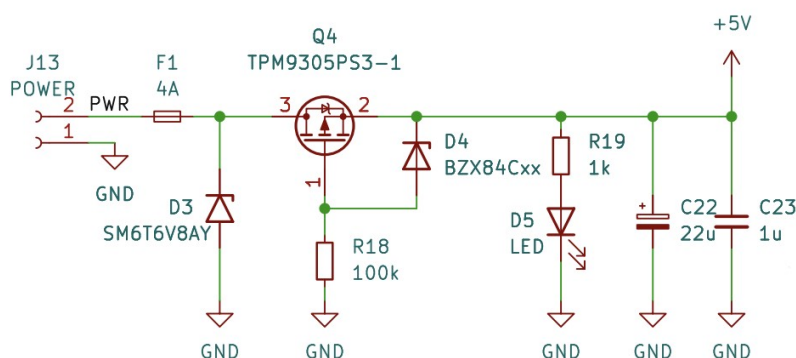
■ Přesnost a rušení

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 jakou vzorkovací frekvenci můžeme mít. Rovnice pro výpočet vzorkovací frekvence je

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

■ 3.6 Napájení

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



Obrázek 3.23: Schéma zapojení vstupního napájení

Celkový proudový odběr přístroje je

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

$$W = I^2 R$$

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

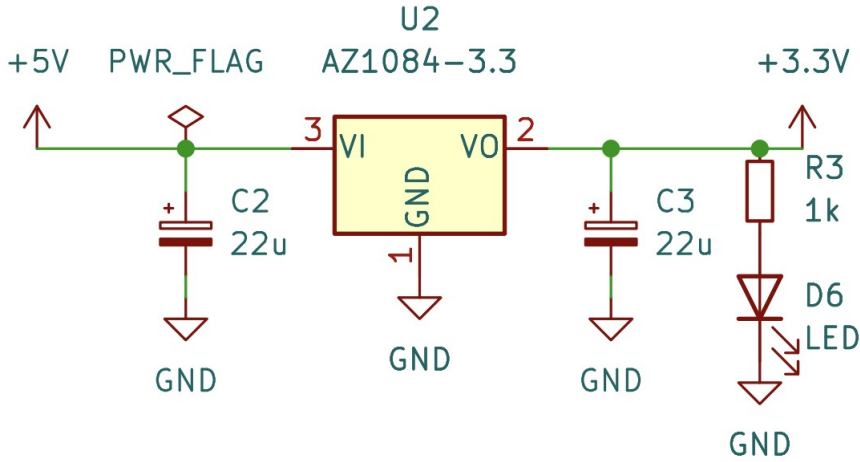
$$U_{GS(ON)} > -U_{in}$$

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 3.23 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 než 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 3.24: Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V

Na obrázku 3.24 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



Kapitola 6

Závěr



Příloha A

Literatura

- [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).
- [V10] 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**

Zadávací katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**

Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Systém pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Název bakalářské práce anglicky:

System for non-invasive measurement of hemodynamic parameters

Pokyny pro vypracování:

- 1) Provedte rešerši přístrojů pro měření hemodynamických parametrů krevního řečiště určených neinvazivně z tvaru tlakové křivky
- 2) Navrhněte a realizujte systém pro snímání tlakových pulzací pomocí pažní manžety
- 3) Vyhodnoťte 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