

Bakalářská práce



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F3**

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

## System pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů

Daniel Klamrt

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



## Poděkování

## Prohlášení

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

V Praze, 25. dubna 2023

## Abstrakt

Rozvíjíme ...

**Klíčová slova:** slovo, klíč

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

## Abstract

We develop ...

**Keywords:** word, key

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

## Obsah

<b>1 Intruducion</b>	<b>1</b>
<b>2 Hemodynamické parametry</b>	<b>3</b>
2.1 Krevní tlak .....	3
2.2 Centrální aortární tlak .....	3
2.3 Rychlost šíření pulzní vlny .....	3
2.4 Metody měření krevního tlaku...	3
<b>3 Hardware</b>	<b>5</b>
3.1 Krevní tlak a oscilometrické pulzace .....	5
3.2 Řídící jednotka .....	5
3.3 Senzory .....	5
3.3.1 Senzor tlaku.....	5
3.3.2 Diferenční sensor tlaku .....	7
3.4 Vzduchové ventily .....	10
3.4.1 Uzavírací ventil .....	10
3.4.2 Regulační ventil .....	11
3.5 Digitalizace analogových signálů	16
3.6 Napájení .....	16
<b>4 Software</b>	<b>19</b>
<b>5 Výsledky</b>	<b>21</b>
<b>6 Závěr</b>	<b>23</b>
<b>A Rejstřík</b>	<b>25</b>
<b>B Literatura</b>	<b>27</b>
<b>C Zadání práce</b>	<b>29</b>

## Obrázky

3.1 Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U .....	5	3.15 Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V .....	17
3.2 Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde $V_S$ je vstupní napájecí napětí a $V_{out}$ je výstupní napětí. ....	6		
3.3 .....	7		
3.4 Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 .....	7		
3.5 Schéma zapojení diferenčního senzoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku. ....	9		
3.6 Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 .....	10		
3.7 Fotka uzavíracího ventilu CJAV08-2B05A1 .....	11		
3.8 Schéma zapojení uzavíracího ventilu .....	11		
3.9 Schéma zapojení regulačních ventilů .....	12		
3.10 Spektrum PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde $f_{PWM}$ je frekvence PWM signálu a $T$ je jeho perioda. ....	14		
3.11 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. ....	14		
3.12 Frekvenční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky <a href="http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php">http://sim.okawa-denshi.jp/en/ CRtool.php</a> .....	15		
3.13 Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvencí $f_{PWM} = 1000 \text{ Hz}$ (zelená) a $f_{PWM} = 25000 \text{ Hz}$ (modrá). Simulace byla provedena v programu LTspice XVII. ....	15		
3.14 Schéma zapojení vstupního napájení .....	16		

## Tabulky









# Kapitola 1





## Intruducion





## Kapitola 2

### Hemodynamické parametry

-  2.1 Krevní tlak
-  2.2 Centrální aortální tlak
-  2.3 Rychlost šíření pulzní vlny
-  2.4 Metody měření krevního tlaku



## Kapitola 3

### Hardware

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

#### 3.1 Krevní tlak a oscilometrické pulzace

#### 3.2 Řídící jednotka

#### 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 přesnosti 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.



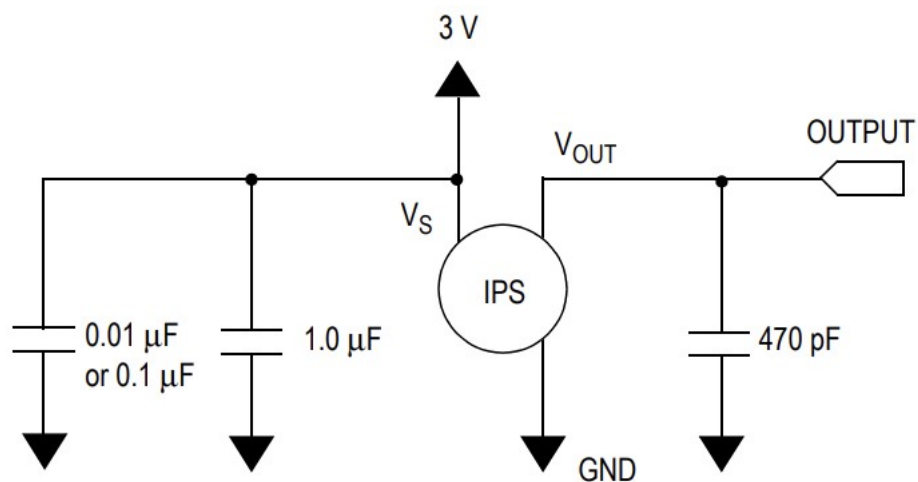
**Obrázek 3.1:** Senzor tlaku NPX MP3V5050GC6U

Je to analogový senzor tlaku od firmy NXP ze série piezorezistivních 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( $0^\circ$ až $85^\circ$ )	$U_{off}$	-	0.188	-	$V$
Full Scale Output (1)	$U_{FSO}$	-	2.77	-	$V$
Přesnost( $0^\circ$ až $85^\circ$ )	-	-	-	$\pm 2.5$	%
Citlivost	$\frac{U}{P}$	-	54	-	$\frac{mV}{kPa}$

1. Maximální napětí při největším hodnoceném tlaku.

Zapojení senzoru je na separátní DPS podle doporučeného schématu 3.2 z datasheetu.



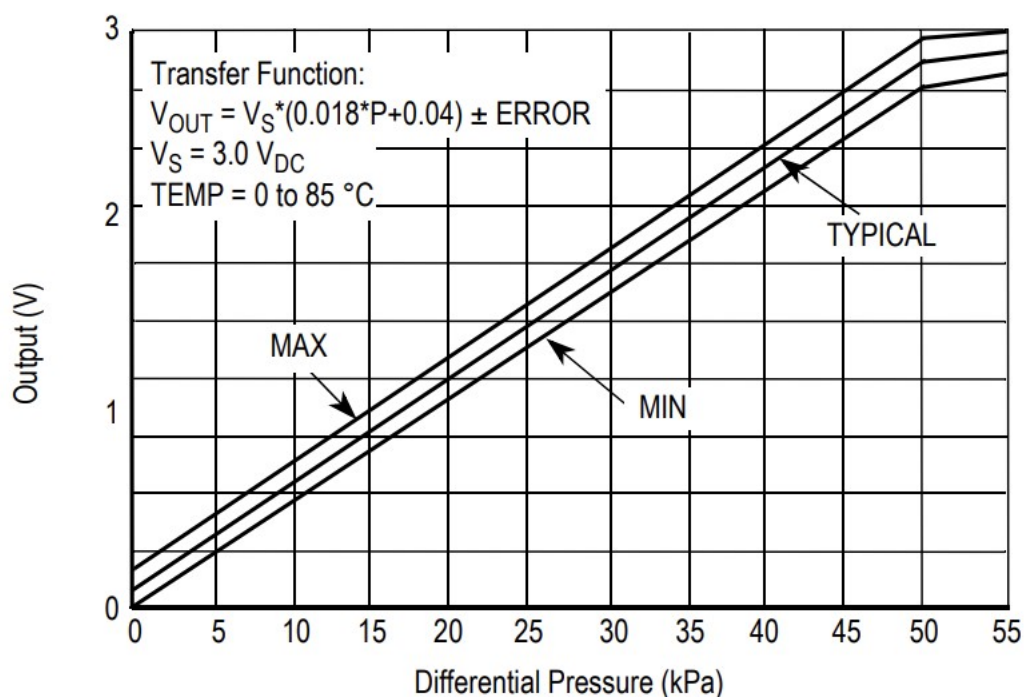
**Obrázek 3.2:** Doporučené schéma zapojení senzoru tlaku NPX MP3V5050GC6U. Kde  $V_S$  je vstupní napájecí napětí a  $V_{out}$  je výstupní napětí.

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 3.3:

### 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 větvi 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 3.4: Diferenční sensor tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4

Tato série umožňuje snímat rozdíl tlaků v rozsahu  $\pm 0.5 \text{ kPa}$  a na každý vzduchový port je možno aplikovat tlak o maximální hodnotě 67 *kPa*.

Přesnosti snímaného tlaku je 0.25 %*FSS*, kde *FSS*(Full Scale Span) je  $FSS = \pm 1.32 \text{ V}$ . Napěťový offset je  $U_{offset} = 1.65 \text{ V}$ . Z toho vyplývá, že

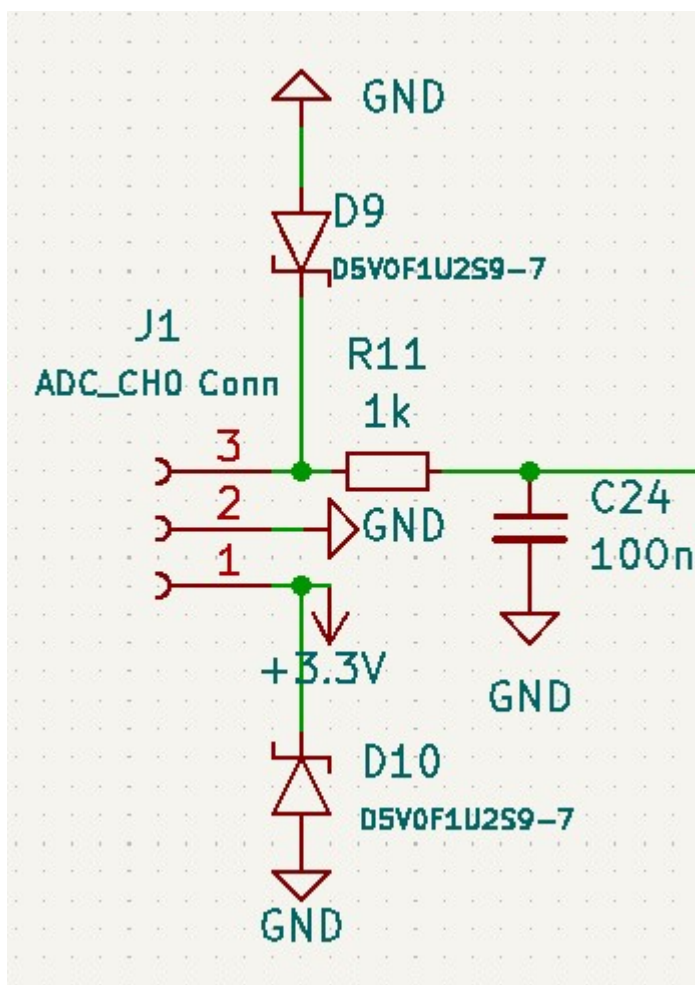
výstupní napěťový rozsah je  $0.33\text{ V} \leq U_o \leq 2.97\text{ V}$ . Sensor je napájen ze  $3.3\text{ V}$  a jeho proudový odběr je  $2.8\text{ mA}$ .

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)	$U_{FSS}$		$\pm 1.32$		$V$
Přesnost	-	-	-	$\pm 0.25$	$\%$
Citlivost	-	-	0.2	-	$\%$

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

Analogový signál ze senzoru je připojen k 24 bit AD převodníku přes RC článek. Schéma zapojení k AD převodníku je 3.5



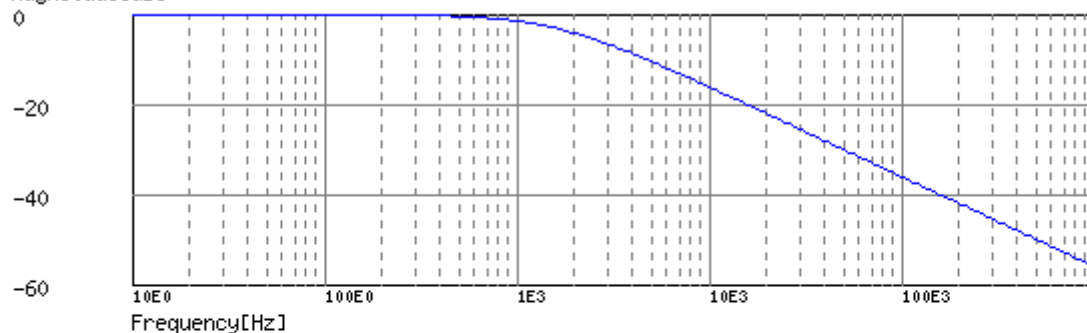


**Obrázek 3.5:** Schéma zapojení diferenčního sensoru tlaku Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4 k AD převodníku.

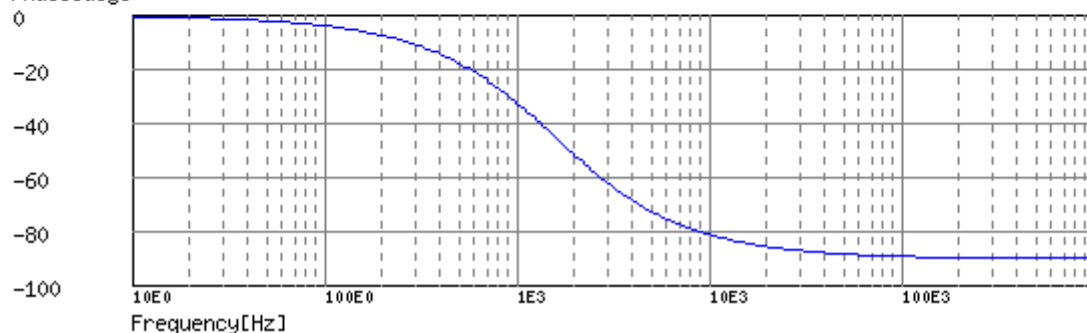
Zlomová frekvence RC článku  $f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 1591 \text{ Hz}$  byla spočítána podle maximální frekvence tlakové vlny.

**BodeDiagram**

Magnitude[dB]



Phase[deg]



(c)okawa-denshi.jp

**Obrázek 3.6:** Bodeho aproximace RC článku pro Amphenol ELVH-L02D-HRRD-C-NAA4

Podle Bodeho fázové aproximace RC článku na obrázku 3.6 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.

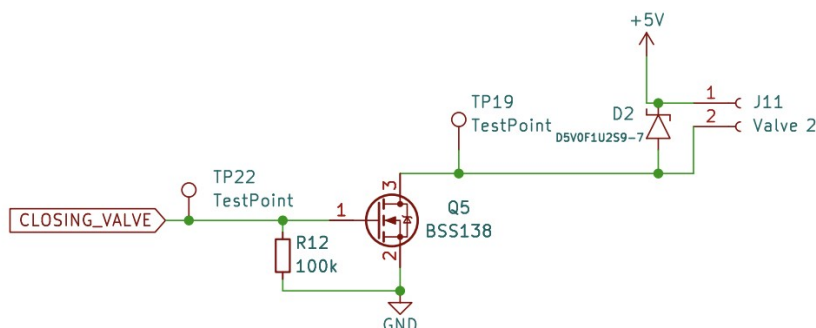
### 3.4.1 Uzavírací ventil

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 3.7:** 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 3.8:** 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.

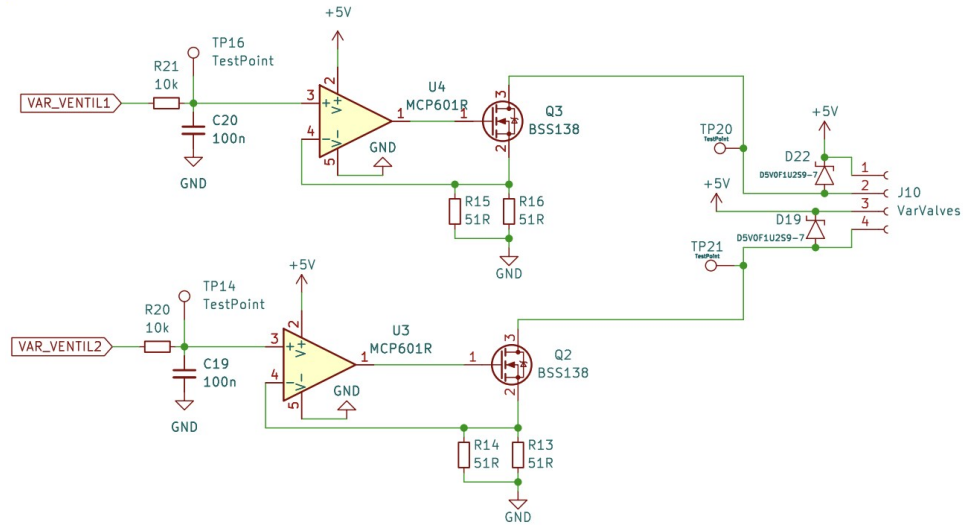
### ■ 3.4.2 Regulační ventil

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 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  $350\text{mmHg}$ , řízený napětím  $U = 6\text{ V DC}$  a proudový odběr je  $I = 0.107\text{ A}$ .

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



Obrázek 3.9: Schéma zapojení regulačních ventilů

### Zdroj proudu

Regulační ventily jsou řízené napětově řízeným zdrojem proudu jak je na obrázku 3.9.

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 3.9 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 napětím, 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

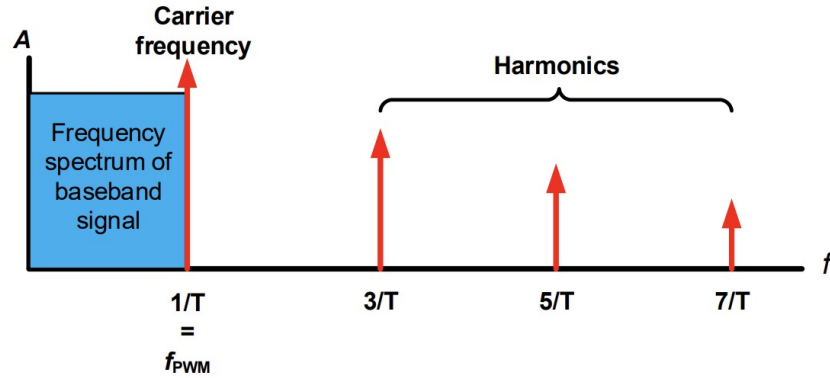
Řídicí signál je čtvercový pro řízení proudového zdroje. PWM signál z MCU o frekvenci  $f_{PWM} = 25kHz$  je filtrován pomocí RC článku o zlomové frekvenci  $f_c = 159Hz$ , který slouží pro modulaci řídicího PWM signálu na konstantní napětí.

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

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

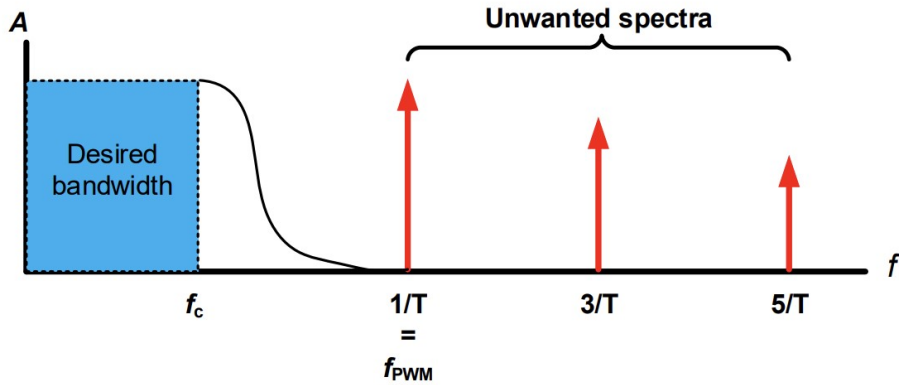
kde  $U_{max}$  je maximální amplituda PWM signálu.

Pomocí fourierovy analýzy PWM signálu můžeme vidět, že PWM signál se neskládá pouze z jedné frekvence, ale z mnoha (Obrázek 3.10).



**Obrázek 3.10:** 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.



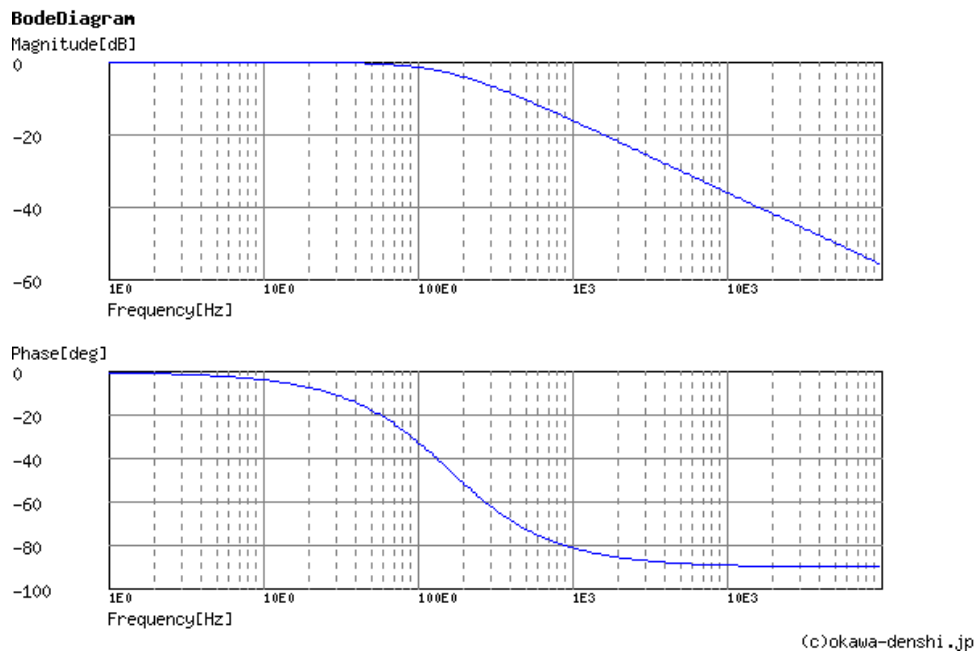
**Obrázek 3.11:** Požadované odstranění frekvence ve spektru PWM signálu převzatého od Microchip TB3250 kde  $f_{PWM}$  je frekvence PWM signálu a  $T$  je jeho perioda,  $f_c$  je zlomová frekvence filtru.

Použitá dolní propust je RC filtr. Podle obrázku 3.9 RC filtr je složený z odporu  $R = 10 \text{ k}\Omega$  a kondenzátoru  $C = 100 \text{ nF}$  kde výstupní napětí je napětí na kondenzátoru.

$$U_C(j\omega) = U_{in}(j\omega) \frac{1}{1 + j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad (3.5)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \Rightarrow f_c = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.6)$$

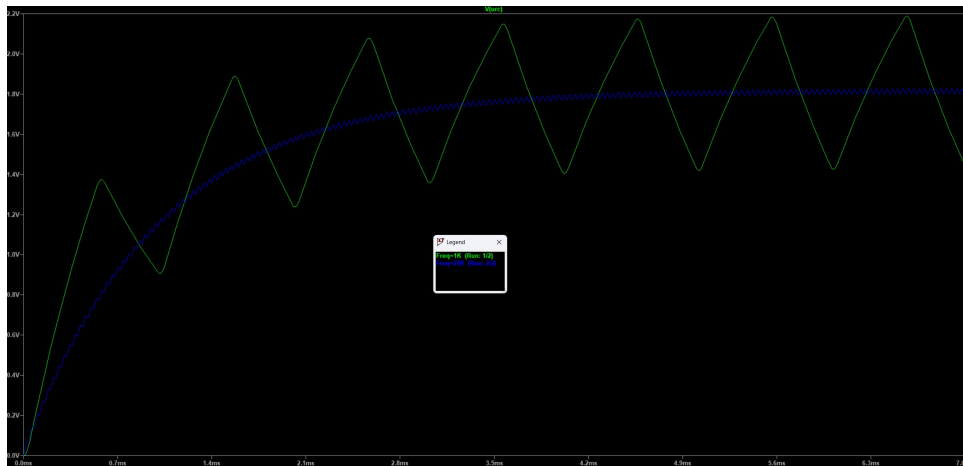
Kde  $f_c = 159 \text{ Hz}$  je zlomová frekvence filtru.



**Obrázek 3.12:** Frekvenční charakteristika použitého RC filtru. Obrázek je poskytnut z webové stránky <http://sim.okawa-denshi.jp/en/CRtool.php>

Na obrázku 3.12 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 3.13:** Simulace RC filtru při vstupním PWM signálu o střídě 50% a frekvenci  $f_{PWM} = 1000 \text{ Hz}$  (zelená) a  $f_{PWM} = 25000 \text{ Hz}$  (modrá). 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  $f_{PWM} = 25000 \text{ Hz}$  je změna napětí  $\approx 30 \text{ mV}$ . 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. Výstupní napětí RC článku je

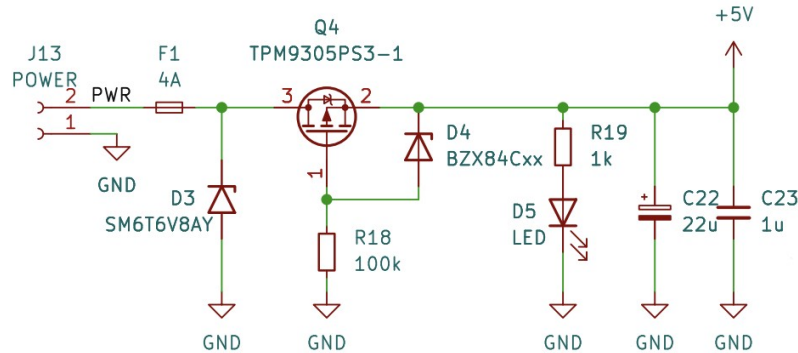
$$U_C(t) = U_{in}(t)(1 - e^{-\frac{t}{RC}}) = U_{in}(t)(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (3.7)$$

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  $U_{in}$ .

### 3.5 Digitalizace analogových signálů

### 3.6 Napájení

Vstupní napájení je použito pro napájení celého přístroje. Vstupní napětí je  $U_{in} = 5V_{DC}$ , 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 3.14:** 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

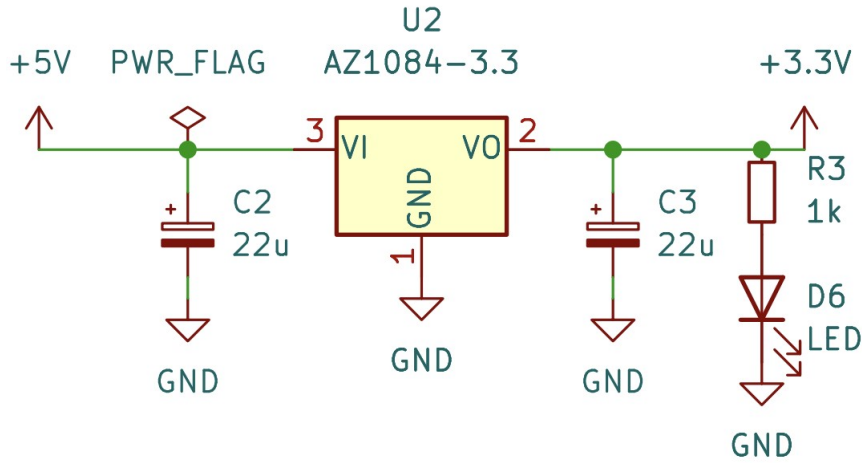
$$U_{GS(ON)} > -U_{in}$$

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 3.14 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 3.15:** Schéma zapojení regulátoru napětí z 5V na 3.3V

Na obrázku 3.15 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

### Výsledky





## Kapitola 6

### Závěr





# Příloha A

## Rejstřík

### A

affine, 7

### C

Cardano, 9

### E

extrinsic, 9

### F

field, 18  
free, 18  
function, 6

### G

Gaussian, 23  
Germain, 17

### H

holomorphic, 13

### I

ideal, 6  
isomorphism, 11

### L

Leibniz–Poisson, 22

### M

matrix, 6  
modulus, 20  
monoid, 10, 20

### N

natural, 21  
null, 16

### O

open, 11

### P

point, 17  
positive, 16  
prime, 16

### S

subset, 13

### T

triangle, 23

### U

universal, 7

### V

von Neumann, 10





## Příloha B

### 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