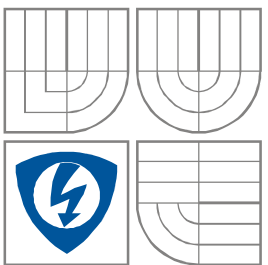


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNologiÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

DOPPLEROVSKÝ INDIKÁTOR TOKU KRVE

DOPPLER BLOOD FLOW INDICATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTOR

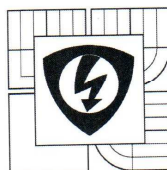
Richard Böhm

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

BRNO, 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií
Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Richard Böhm
Ročník: 3

ID: 146790
Akademický rok: 2013/14

NÁZEV TÉMATU:

Dopplerovský indikátor toku krve

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Prostudujte teoretické základy ultraakustiky a zaměřte se na dopplerovské metody měření rychlosti toku krve v cévách. 2) Seznamte se s metodami vyhodnocování dopplerovských signálů a tomu odpovídajícím obvodovým řešením přístrojů. 3) Proveďte literární rešerši v dané oblasti. 4) Vypracujte systémový návrh indikátoru toku krve pro pracovní frekvenci 4 MHz, generovanou intenzitou ultrazvuku 100 mW/cm² a průměr vysílacího měniče tvaru D = 8 mm.
- 5) V návaznosti na systémový návrh navrhnete obvodové řešení přístroje s číslicovým displejem a bateriovým napájením. Experimentálně ověřte hlavní funkční bloky systému. Práce musí obsahovat teoretický rozbor, celkové schéma zapojení, soupis součástek a výkres plošného spoje. 6) Proveďte diskusi návrhu a zhodnoťte jeho výhody a nevýhody.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ROZMAN, J. Ultrazvuková technika v lékařství. Ediční středisko VUT, Brno, 1979
- [2] PUNČOCHÁŘ, J. Operační zesilovače v elektronice. BEN, Praha, 1996, ISBN 80-901984-3-0

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Konzultanti bakalářské práce:


doc. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D.
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá literární rešerší základů ultraakustiky a dopplerovských metod měření rychlostí toku krve, vyhodnocováním dopplerovských signálů a jednotlivých funkčních bloků systému pro indikátor toku krve s pracovní frekvencí 4 MHz, generovanou intenzitou ultrazvuku 100 mW/cm^2 a průměrem vysílacího měniče tvaru $D = 8 \text{ mm}$. Dále je zde obsaženo experimentální ověření jednotlivých částí systému.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dopplerův jev, indikátor, průtok krve, ultrazvuk, vysokofrekvenční zesilovač

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with literature search of basis of ultrasonic and Doppler methods of measuring blood flow velocity. It also deals with the evaluation of Doppler signals and with the individual functional system blocks, with the indicator of blood flow with the operating frequency of 4 MHz, with the generated ultrasonic intensity of 100 mW/cm^2 and with the average transmitting changer in shape of $D = 8 \text{ mm}$. Furthermore, experimental verification of individual system components is included.

KEYWORDS

Doppler effect, detektor, blood flow, ultrasound, high frequency amplifier

BÖHM, R. *Dopplerovský indikátor toku krve*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2014. 49 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Dopplerovský indikátor toku krve jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 28. května 2014

.....

Richard Böhm

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 28. května 2014

.....

Richard Böhm

OBSAH

Seznam obrázků	viii
Úvod	1
1 úvod do problematiky	2
1.1 Fyzikální vlastnosti ultrazvuku	2
1.2 Dopplerův princip	2
1.3 Význam Dopplerova jevu pro ultrazvukovou diagnostiku	3
1.4 Ultrazvukové měniče	3
1.5 Dopplerovské systémy	4
1.6 Systémy s modulovanou nosnou vlnou	5
1.7 Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou.....	5
1.7.1 Směrové a obousměrné systémy.....	6
1.7.2 Nesměrové systémy	7
2 obvodové řešení	8
2.1 Systémový návrh.....	8
2.2 Oscilátor.....	8
2.3 Vysokofrekvenční zesilovač (vysílací část).....	11
2.4 Přizpůsobovací obvod (vysílací část)	12
2.5 Ultrazvuková sonda	13
2.6 Přizpůsobovací obvod (přijímací část)	14
2.7 Vysokofrekvenční zesilovač (přijímací část).....	15
2.8 Demodulátor	16
2.9 Filtr.....	18
2.10 Nízkofrekvenční zesilovač.....	21
2.11 Procesor ATmega328	22
2.12 Zobrazovací jednotka.....	24
2.13 Napájení	24
3 experimentální ověření	25
4 konstrukční řešení	27
4.1 Celkové schéma zapojení.....	27

4.2	Konstrukční podklady.....	29
5	Zhodnocení dosažených výsledků	34
	Literatura	35

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1:	Měření impulsní metodou ve srovnání s nemodulovanou metodou (převzato z [5]).	6
Obr. 1.2:	Křivky dopředného a zpětného toku (převzato z [8]).	6
Obr. 1.3:	Křivka rychlosti měření nesměrového systému (převzato z [8]).	7
Obr. 2.1:	Blokové schéma navrhovaného obvodu.	8
Obr. 2.2:	Náhradní schéma krystalu (převzato z [6]).	9
Obr. 2.3:	Schéma zapojení navrhovaného oscilátoru.	9
Obr. 2.4:	Simulace oscilátoru.	10
Obr. 2.5:	Vývody obvodu AD847 (převzato z [9]).	11
Obr. 2.6:	Schéma zapojení vysílacího vysokofrekvenčního zesilovače.	12
Obr. 2.7:	Simulace vysokofrekvenčního zesilovače.	12
Obr. 2.8:	Schéma zapojení přizpůsobovacího obvodu.	13
Obr. 2.9:	Schéma zapojení přizpůsobovacího obvodu	15
Obr. 2.10:	Vývody obvodu TL1223 (převzato z [11]).	15
Obr. 2.11:	Schéma zapojení přijímacího vysokofrekvenčního zesilovače.	16
Obr. 2.12:	Časový průběh napětí a proudu detektoru (převzato z [3]).	17
Obr. 2.13:	Detektor AM signálu (převzato z [3]).	17
Obr. 2.14:	Simulace detektoru.	18
Obr. 2.15:	Horní propust (převzato z [4]).	19

Obr. 2.16: Dolní propust (převzato z [4]).....	20
Obr. 2.17: Simulace filtru.....	21
Obr. 2.18: Vývody obvodu TBA820M (převzato z [15]).	22
Obr. 2.19: Schéma zapojení nízkofrekvenčního zesilovače (převzato z [15]).....	22
Obr. 2.20: Vývody procesoru ATmega328.....	23
Obr. 2.21: Schéma zapojení procesoru ATmega328.....	24
Obr. 2.22: Schéma zapojení displeje.....	24
Obr. 2.22: Schéma zapojení stabilizátoru napětí.....	24
Obr. 3.1: Výstupní průběh oscilátoru.....	25
Obr. 3.2: Výstupní průběh vysokofrekvenčního zesilovače ve vysílací části.	26
Obr. 3.3: Výstupní průběh vysokofrekvenčního zesilovače v přijímací části.	26
Obr. 3.4: Výstupní průběh filtru (pásmová propust).	26
Obr. 3.5: Výstupní průběh nízkofrekvenčního zesilovače.....	27
Obr. 4.1: Celkové schéma zapojení.	28
Obr. 4.2: Strana top.	29
Obr. 4.3: Strana botám.	30
Obr. 4.4: osazení součástek.....	30

ÚVOD

Dopplerovský indikátor toku krve je lékařský přístroj, který má nejčastější využití v oboru angiologie. Angiologie se zabývá problematikou cév a cévních chorob. Věnuje se prevenci, diagnostice a léčbě chorob tepen, žil a mízních cév. Toto onemocnění patří k nejčastějším onemocněním u lidí. Hlavní skupinou pacientů představující nemoci obliterujících tepenných onemocnění, postihující končetinové, karotické a viscerální tepny, tromboembolickou nemocí, s chronickými žilními onemocněními[7].

Jednou z těchto nemocí je ischemická choroba dolních končetin (ICHDK). Vyznačuje se jako zhoršení prokrvení tkání dolních končetin. Příčinou je zúžení nebo úplné ucpaní tepen, způsobený nejčastěji aterosklerózou. U této choroby dochází k tvorbě tukových plátů na vnitřních stěnách cév. Zvětšování těchto plátů vede k postupnému ucívání cév a tím k zmenšování průtoku okysličené krve. Toto onemocnění postihuje populaci nejčastěji ve věku od 55 do 75 let, [7].

Jak bylo zmíněno na začátku tak k diagnostice zmíněných onemocnění se využívá dopplerovský indikátor toku krve, který využívá Dopplerova jevu. Tento jev byl objeven v roce 1842 Christianem Dopplerem. Vysílač vysílá signál s určitou frekvencí do cév, kterými proudí červené krvinky. Od těchto krvinek se odrazí signál do přijímače a nadále se vyhodnocuje rychlost protékané krve.

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

1.1 Fyzikální vlastnosti ultrazvuku

Zvuk, který naše ucho vnímá je ve frekvenčním rozsahu 20 Hz až 20 kHz. Jedná se o podélné mechanické vlnění. Tentýž druh vlnění v typickém rozsahu od 2 MHz do 10 MHz, nazýváme ultrazvukem využívaný v ultrasonografii, [2].

Částice kmitající kolem své rovnovážné polohy v tomtéž směru, ve kterém se vlnění šíří, nazýváme podélné vlnění. Zvuk je tedy o jakékoli frekvenci vlastně periodické zahušťování a zředování prostředí, ve kterém se šíří. V našem případě budeme používat sondu s pracovní frekvencí 4 MHz, což znamená, že bude docházet k periodickému zahušťování a zředování čtyř milionkrát za sekundu, [2].

Základem pro šíření ultrazvuku je hmotné prostředí, s tím souvisí také rychlost šíření, které je závislé na hustotě prostředí. V pevných látkách kde je velká hustota prostředí, se ultrazvuk šíří nejrychleji, například v kostech kde se ultrazvuk šíří rychlostí okolo 4000 m/s. O něco pomalejší, je rychlost ultrazvuku v materiálech obsahující vodu, jako například v měkkých tkáních lidského těla je rychlost okolo 1540 m/s. Jak už vyplývá z textu, nejpomaleji se šíří v prostředí s malou hustotou, například ve vzduchu rychlostí 330 m/s, [2].

1.2 Dopplerův princip

Pohybuje-li se zdroj nebo přijímač zvuku, tak přijímač přijímá frekvence jiné, než které vysílač vysílal oproti stavu, kdy se přijímač ani vysílač nepohyboval. Změny této frekvence jsou ovšem závislé na rychlosti pohybu buďto zdroje nebo přijímače. Při pohybu zdroje se také posouvá střed sférických vln, které jsou zdrojem vysílány, tzn., že za pohybujícím se zdrojem se budou vlnoplochy zředovat a před pohybujícím se zdrojem se budou vlnoplochy zhušťovat. První pozorovatel bude tedy slyšet zvuk o vyšší frekvenci a druhý pozorovatel bude naopak slyšet zvuk o nižší frekvenci, [1].

Pokud se zdroj pohybuje k pozorovateli, platí tento vztah

$$f_1 = f \frac{c}{c - v_z} \quad (1.1)$$

Pokud se zdroj pohybuje od pozorovatele, platí tento vztah

$$f_2 = f \frac{c}{c + v_z} \quad (1.2)$$

1.3 Význam Dopplerova jevu pro ultrazvukovou diagnostiku

Základním principem pro ultrazvukovou diagnostiku je Dopplerův jev. Díky tomuto jevu jsme schopni měřit rychlost krevního řečiště. Měření rychlosti krevního řečiště ovšem není jedinou funkcí, které lze dosáhnout. Dopplerovská ultrazvuková diagnostika je schopná podávat i informace o tom zda se jedná o laminární proudění nebo turbulentní proudění, také je schopna zjistit odporové poměry v periférii krevního řečiště, [2].

Dopplerův princip nám říká, že signál odrážený od pohybujícího se objektu je jiná než původní signál. V našem případě jsou těmito objekty krvinky pohybující se uvnitř cévy, [2].

Pro správnou funkci našeho zařízení je třeba znát pásmo dopplerovských frekvencí. K tomu je potřeba znát nejvyšší a také nejnižší možnou rychlost průtoku krve. Pro náš indikátor byly zvoleny hodnoty 50cm/s a 5cm/s. Dále je potřeba znát rychlost šíření ultrazvukových vln, která bude odpovídat rychlosti šíření v krvi. Tato hodnota je tedy rovna 1570m/s. Bylo zjištěno, že neoptimálnější úhel náklonu je 55°.

Nyní známe vše potřebné k výpočtu horní a dolní dopplerovské frekvence. Vzorce jsou převzaty z [8].

$$f_{dD} = 2 \cdot f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha = 2 \cdot (4 \cdot 10^6) \cdot \frac{0,05}{1570} \cdot \cos 55^\circ = 153 \text{ Hz} \quad (1.3)$$

$$f_{dH} = 2 \cdot f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha = 2 \cdot (4 \cdot 10^6) \cdot \frac{0,50}{1570} \cdot \cos 55^\circ = 1530 \text{ Hz} \quad (1.4)$$

$$B = \Delta f_d = f_{dH} - f_{dD} = 1530 - 153 = 1377 \text{ Hz} \quad (1.5)$$

1.4 Ultrazvukové měniče

Ultrazvukové měniče se využívají v diagnostice, terapii a také v experimentálním výzkumu na biologických materiálech. K těmto aplikacím se především využívají měniče magnetostrikční a piezoelektrické, [8].

Ultrazvukové měniče

Magnetostrikční měniče

- čisté kovy
- slitiny
- ferity

Piezelektrické měniče

- krystalické
- keramické
- polovodičové
- polymerové

Obr.1.1: Rozdělení ultrazvukových měničů (převzato z [8])

Piezelektrický měnič

Vhodný pro frekvence vyšší než 100 kHz. Využívá se dvou jevů, přímého a nepřímého. U přímého piezelektrického jevu vznikají náboje na plochách měniče vlivem namáhání v tlaku tahu, tahu ohybu nebo krutu. Nepřímý piezelektrický jev, vzniká vlivem mechanických deformací při působení elektrického pole. Piezelektrické materiály jsou dielektrika a u všech dielektrik se projevuje elektrostrikční jev. Elektrostrikční jev spočívá ve vzniku mechanické deformace látky po vložení do elektrického pole. Je to jev kvadratický. Elektrostrikce je při stejné hodnotě elektrického pole mnohokrát menší než při piezelektrickém jevu, [8].

Piezelektrický měnič, který budeme využívat v této práci je keramický a bude mít podélné vlnění. Existují také střížné, ohybové a torzní. Jaké vlnění bude mít daný měnič, záleží na druhu výbrusu.

Keramické měniče

Polykrystalická látka, která je také feroelektrikem, vykazuje piezelektrický jev. Ve feromagnetiku jsou oblasti spontánní polarizace, tzn. vytvoření elektrických dipólů z iontů v krystalické mřížce. Tyto dipóly se orientují stejným směrem, aniž by bylo nutné je vložit do vnějšího elektrického pole. Při zvyšování pracovní teploty, mechanického namáhání nebo elektrického pole dochází k depolarizaci, to vede ke změnám parametrů. Výhodou keramických měničů je možnost vyrobít je v nejrůznějších tvarech. Měníče se polarizují v poli až 4 kV/mm ve vyhřívané olejové lázni, [8].

1.5 Dopplerovské systémy

Dopplerovské ultrazvukové systémy využíváme ke stanovení rychlosti průtoku krve v cévách organismu. Díky těmto systémům je také možné detekovat bublinky plynů v krvi, monitorování tlaku krve. Dopplerovské systémy dělíme na systémy s modulovanou nosnou vlnou a systémy s nedomulovanou nosnou vlnou, [8].

1.6 Systémy s modulovanou nosnou vlnou

Je to kombinace impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulzy. Jsou vysílány s větší opakovací frekvencí a mají větší délku. Hloubku, ve které měříme rychlost toku, získáme díky časové prodlevě mezi vysílanou a přijímanou frekvencí. Výhodou této metody je měření rychlosti průtoků krve v hloubce, kterou vyžadujeme, a přitom nebude negativně ovlivněno jinými cévami ležícími v trase vysílání sondy, [5].

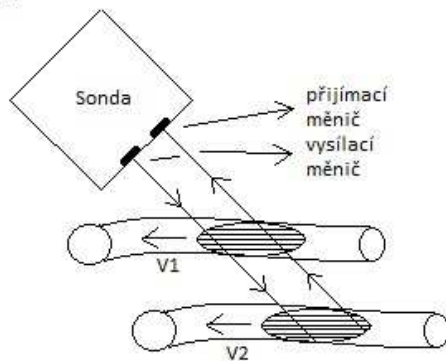
1.7 Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou

Dopplerovské systémy s kontinuální (nemodulovanou) nosnou vlnou jsou charakteristické tím, že pracuje s dvěma piezoelektrickými měniči. Jeden nepřetržitě vysílá ultrazvukové vlnění a po odrazu od objektu ho druhý z měničů přijímá. Pro technickou realizaci jsou tyto typy zařízení nejjednodušší a jsou odlišné od dnes mnohem více používaných systémů pulzních. Kontinuální systémy jsou přenosné a jsou využívány hlavně cévními chirurgy k vyšetření cév končetin nebo pro monitorování srdeční akce plodu. Výhodou je jejich nízká cena a nezávislé vysílání a příjem ultrazvukového signálu což umožňuje měřit jakkoli velké rychlosti krevního toku bez zkreslení. Velkou nevýhodou kontinuálního systému je, že nedokážeme určit hloubku cévy, kterou chceme změřit. Ve výsledku rychlosti toku krve se totiž objeví všechny cévy, které jsou v trase ultrazvukových vln, [2].

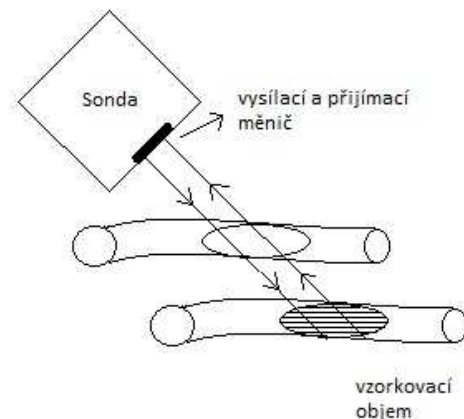
Dělí se na nesměrové, směrové a obousměrné. Nesměrové systémy se využívají jako indikátory rychlosti pohybu tkání nebo toku krve. Směrové a obousměrné systémy se využívají jako měřiče rychlosti.

Systém s nemodulovanou nosnou vlnou, má na výstupu signál, který je závislý na charakteristice demodulátoru, na velikosti a tvaru měniče, rychlostním profilu cév a ultrazvukových vlastnostech krve a cév, [8].

systém s nemodulovanou nosnou vlnou



systém s impulsně modulovanou nosnou vlnou

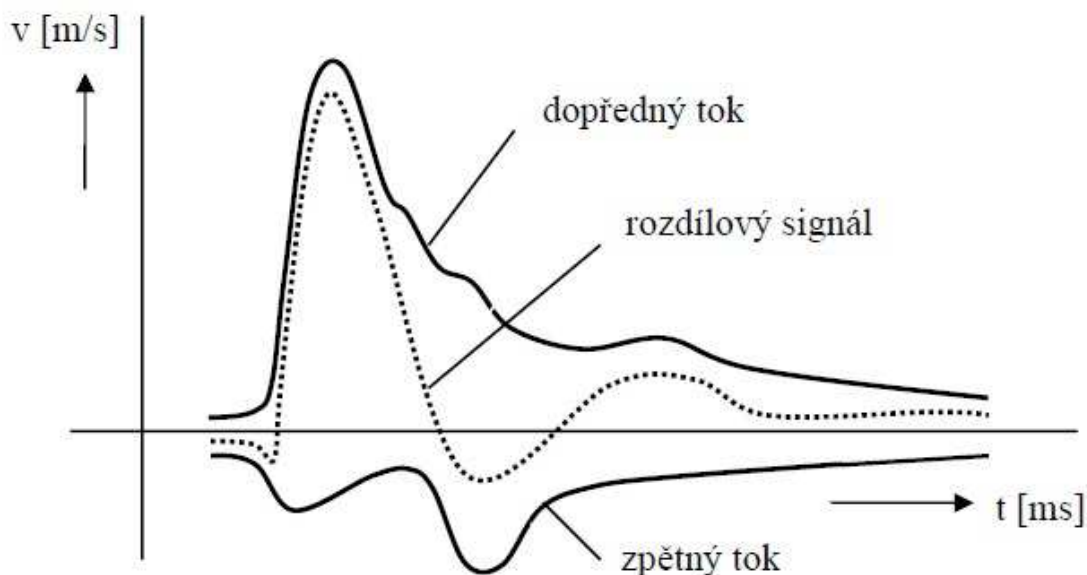


Obr. 1.1: Měření impulsní metodou ve srovnání s nedomulovanou metodou (převzato z [5]).

1.7.1 Směrové a obousměrné systémy

První Dopplerovský indikátor k měření rychlosti protékající krve v cévách založený na směrovém systému s nedomulovanou nosnou vlnou, popsal McLeod roku 1966. Pracovní frekvence se volí od 2 MHz do 10 MHz.

Pro dopředný tok má postranní pásmo vyšší frekvenci než má nosná a určuje tak horní postranní pásmo. Pro zpětný tok má postranní pásmo níže od nosné frekvence a udává dolní postranní pásmo. Existují-li obě sondy v oblasti současně, poté jsou postranní pásma ve spektru signálu přítomna. Zda je systém obousměrný nebo směrový určuje schopnost systému současně vyhodnocovat dopředné i zpětné informace, [8].



Obr. 1.2: Křivky dopředného a zpětného toku (převzato z [8]).

Směrové systémy vyhodnocují signály, které jsou úměrné rozdílu dopředných a zpětných toků v daném místě krevního toku. Z toho vyplývá, že směrové systémy mohou být využívány pouze pro kvalitativní hodnocení existujících toků opačných směrů. U těchto systémů se používají transkutánní sondy, které jsou tužkového tvaru s průměrem do 10 mm a pracovní frekvencí od 3 do 10 MHz. Obousměrné systémy, jak již bylo zmíněno, jsou schopné měření rychlosti dopředných i zpětných toků v krevním řečišti. Využívá metody rozfázování signálu. Parametry ovlivňující obousměrné systémy jsou například přesnosti fázového rozdílu 90° pro celé pásmo, Velikosti intermodulačního zkreslení vysokofrekvenčního stupně, identita amplitudového signálu v obou kanálech nebo přesnost provádění operací součtu a rozdílu, [8].

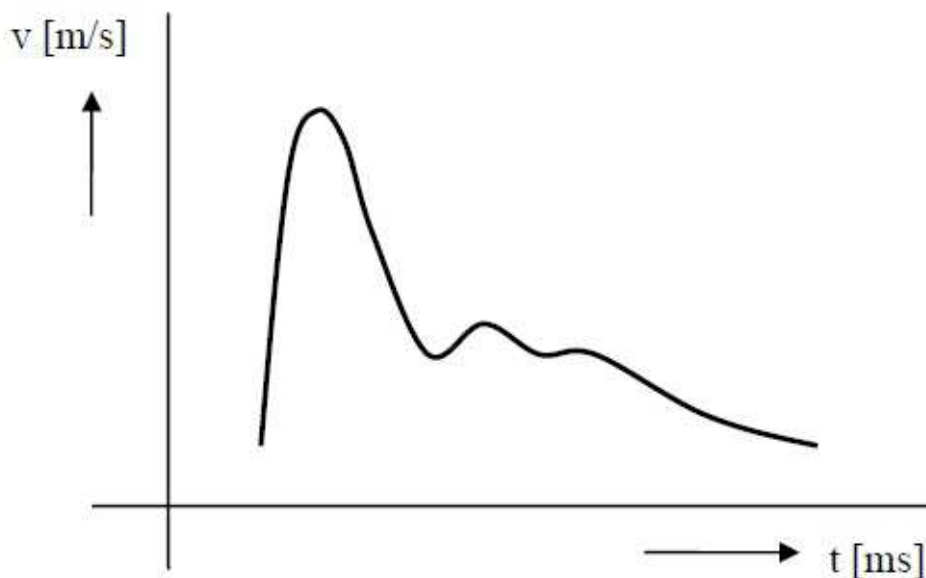
1.7.2 Nesměrové systémy

Na detekci průtoku krve ultrazvukem s využitím Dopplerova principu poprvé upozornil Franklin roku 1961. První praktické použití u lidí publikoval Baker v roce 1964. Sonda nesměrových systémů je sestavena ze dvou ultrazvukových měničů, které jsou od sebe odděleny.

Oscilátor vysílá signál o určité frekvenci a po zesílení výkonovým zesilovačem se buď vysílací měnič sondy. Hodnota budícího napětí měniče se určí výpočtem (2.16). Příjímá měnič přijme malou část ultrazvukového vlnění, které se odrazilo od nepohyblivých i pohyblivých tkání v krevním řečišti. Frekvenčně posunutá ultrazvuková vlna bude ta, která se odrazí od pohybujících se tkání, zatím co ultrazvuková vlna odražená od nepohybujících se objektů, bude mít stejnou frekvenci, jako vysílaná ultrazvuková vlna. Dopplerův zdvih závisí na velikosti nosného kmitočtu, rychlosti pohybu protékané krve, úhlu náklonu sondy a rychlosti šíření ultrazvuku ve tkáních, které bylo již výše popsáno. Tento zdvih bývá v rozmezích od 0 do 15 kHz, [8].

Špatně zvolený úhel náklonu sondy může docházet k chybám měření. Například, pokud zvolíme úhel náklonu 60° , naměříme rychlost 0,6 m/s, při zvýšení úhlu na 80° naměříme rychlost 1,5 m/s a naopak třeba při snížení úhlu na 40° je rychlost 0,4 m/s. Bylo zjištěno, že ideální uhel je 55° , [5].

Přijatý signál se skládá z velké hodnoty nosného signálu (nosná složka) a z velmi slabé hodnoty Dopplerova signálu (složka nesoucí informací o rychlosti).

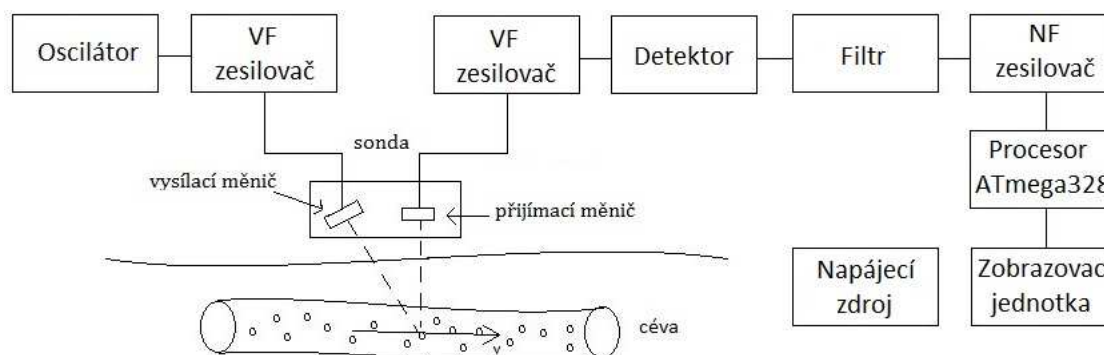


Obr. 1.3: Křivka rychlosti měření nesměrového systému (převzato z [8]).

2 OBVODOVÉ ŘEŠENÍ

2.1 Systémový návrh

V této kapitole se budeme zabývat obvodovým návrhem indikátoru. Na obrázku 2.1 je uvedeno blokové schéma nesměrového systému s nemodulovanou nosnou vlnou.



Obr. 2.1: Blokové schéma navrhovaného obvodu.

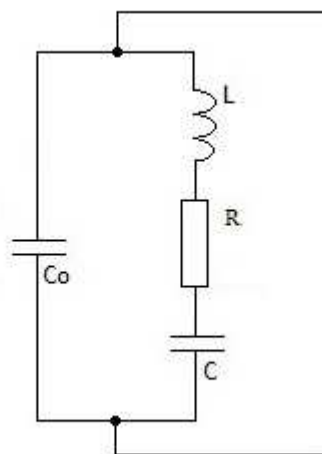
Následně bude v této kapitole podrobně popsán každý blok blokového schématu, jako například základní teorie, výběr součástek, příklad výpočtu a celkové zapojení jednotlivých bloků.

2.2 Oscilátor

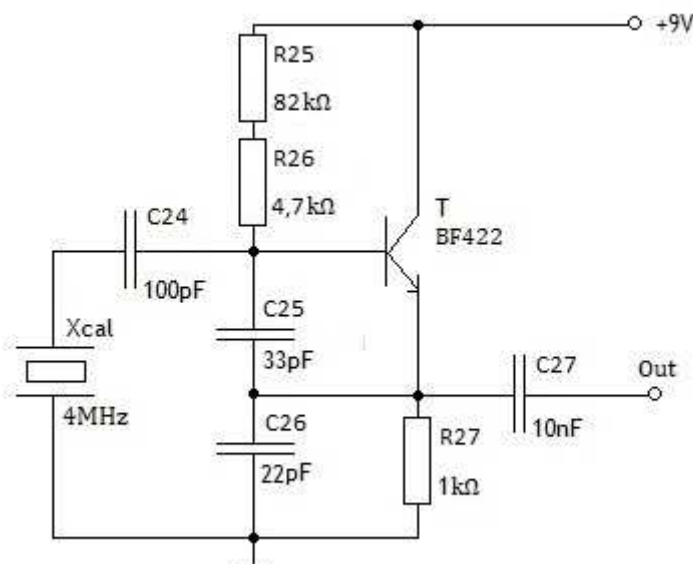
Generátorům harmonických signálu se říká oscilátory. Základní parametry tvoří stabilita kmitočtu, která je mírou změny kmitočtu s časem. Je-li časový interval Δt větší než 1 sekunda, tak se jedná o stabilitě dlouhodobé. Krátkodobá stabilita je pak odchylka kmitočtu v relativně krátkém časovém intervalu. Dalším parametrem je přesnost kmitočtu, amplitudový šum, ke kterému dochází při rychlých změnách okamžité velikosti signálu a fázový šum, vznikající při průchodu signálu nulou, oproti ideálnímu průběhu, [3].

Náš oscilátor by měl být velmi stabilní, toho dosáhneme pomocí piezoelektrického krystalu. Rezonanční kmitočet krystalu, je závislý pouze na geometrických rozměrech, proto je krystal vybroušen do podoby tyčinky nebo destičky tak aby se rozkmital na požadovanou frekvenci, která je v našem případě 4 MHz. Na povrch piezoelektrického výbrusu se nanese kovové elektrody s vývody a zapojí se do obvodu, [6].

Krystalické oscilátory můžeme dělit do tří skupin. První skupinu tvoří tři bodové oscilátory, u kterých se zapojuje krystal mezi dvě elektrody tranzistoru. Druhá skupina krystalových oscilátorů je krystal zapojen přímo k jedné z elektrod tranzistorů. Poslední třetí skupinu tvoří oscilátory, kde krystal uzavírá obvod kladné zpětné vazby, [3].



Obr. 2.2: Náhradní schéma krystalu (převzato z [6]).



Obr. 2.3: Schéma zapojení navrhovaného oscilátoru.

V oscilátoru je použit tranzistor BF422. Je to tranzistor typu NPN v pouzdru TO92. Tranzitní kmitočet toho tranzistoru je $f_T=60$ MHz a ztrátový výkon pouzdra $P_d=0,83$ W, [13]. Kondenzátor C_{27} slouží jako filtrování stejnosměrné složky napětí.

Výpočet prvků oscilátoru

Vstupní napětí oscilátoru je 9 V, zesilovací činitel $\beta=100$ a krystal vložený v našem obvodu je vybroušen tak, aby rezonoval na 4 MHz.

Zvolíme si hodnoty kondenzátorů C_{25} , C_{26} a rezistoru R_{27} .

$$C_{25} = 33 \text{ pF} \quad C_{26} = 22 \text{ pF} \quad R_{27} = 1 \text{ k}\Omega$$

Chceme, aby napětí U_{R27} bylo poloviční vstupnímu napětí:

$$U_{R27} = \frac{U_{cc}}{2} = 4,5 \text{ V} \quad (2.1)$$

Výpočet proudu protékajícího rezistorem R_{27} a rezistory R_{25} , R_{26} :

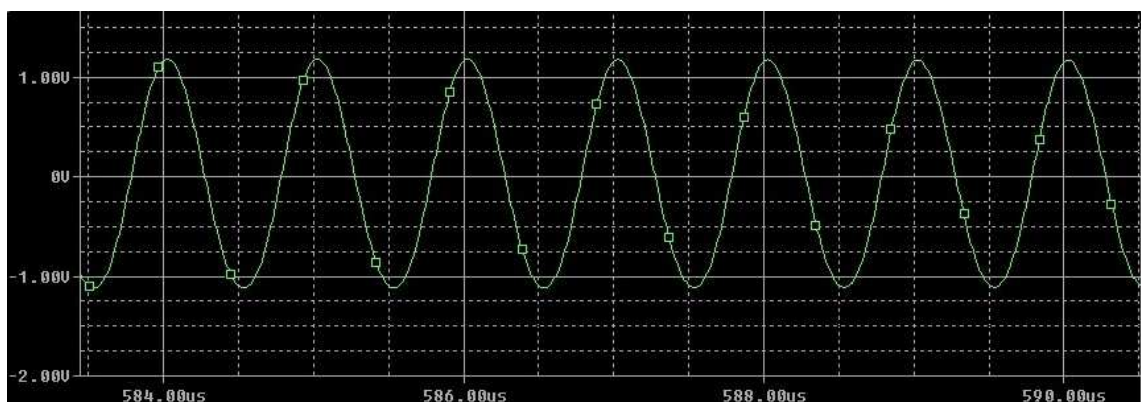
$$U_{R27} = I_{R27} \cdot R_{27} \Rightarrow U_{R27} = I_{R27} \cdot R_{27} \Rightarrow I_{R27} = \frac{4,5}{1000} = 4,5 \text{ mA} \quad (2.2)$$

$$U_R = U_{CC} - U_{R27} - U_{B27} = 9 - 4,5 - 0,6 = 3,9 \text{ V} \quad (2.3)$$

$$R_{25,26} = \frac{U_R}{\frac{I_{R27}}{\beta}} = \frac{U_R \cdot \beta}{I_{R27}} = \frac{3,9 \cdot 100}{4,5 \cdot 10^{-3}} = 86,6 \text{ k}\Omega \quad (2.4)$$

Ověření oscilátoru v programu PSpice

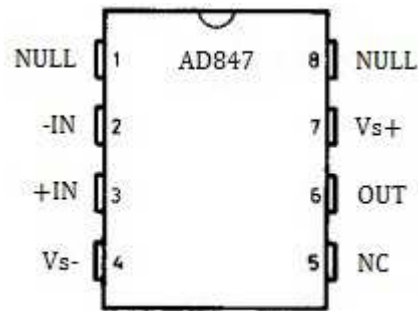
V programu PSpice jsme ověřili činnost oscilátoru. Z příloženého obrázku 2.4 je zřetelné, že oscilace jsou nezkreslené a nedochází k útlumu.



Obr. 2.4: Simulace oscilátoru.

2.3 Vysokofrekvenční zesilovač (vysílací část)

Ve vysílací části, je potřeba ultrazvukový měnič budit napětím $U=1,204$ V. Abychom tohoto napětí dosáhli je potřeba použít vysokofrekvenční zesilovač. Na výstupu oscilátoru máme napětí 1,10 V, zesílení tedy bude rovno 1,09, což odpovídá 0,75 dB.



Obr. 2.5: Vývody obvodu AD847 (převzato z [9]).

Volíme tedy operační zesilovač AD847 firmy Analog Devices. Tento operační zesilovač má šířku pásma 50 MHz, rychlost přeběhu 300 V/us, pracovní teplotu od -65 do 150 °C, šum na vstupu 15 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ a zesílení 78 dB. Maximální napájení je ± 18 V. Obvod bude ovšem napájen ± 9 V, blokovací kondenzátory C_{28} a C_{29} jsou doporučeny výrobcem na hodnotu 100 nF. Výrobce dále doporučuje zapojit odporový trimr velikosti 10 k Ω mezi vývody 1, 8 a 4, [9]. Rezistory R_{28} a R_{29} jsou dopočítány následujícím výpočtem.

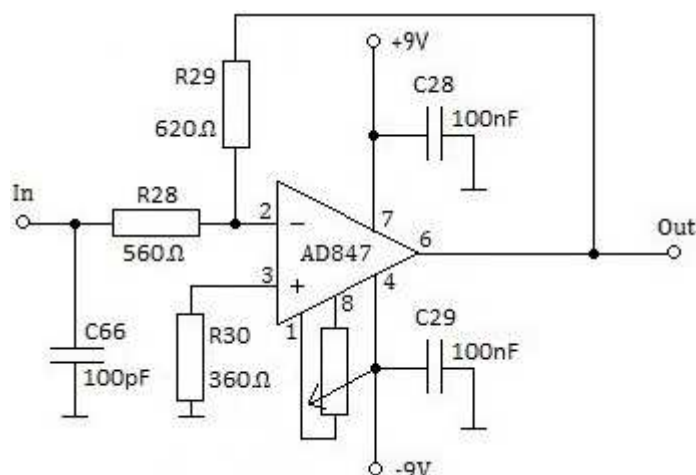
$$A_U = \frac{U_{\text{výstupní}}}{U_{\text{vstupní}}} = \frac{1,204}{1,10} = 1,09 \quad (2.5)$$

$$a_u = 20 \cdot \log(A_U) = 20 \cdot \log(1,09) = 0,75 \text{ dB} \quad (2.6)$$

Zvolíme rezistor R_{29} a dopočítáme rezistor R_{28} :

$$A_U = 1 + \frac{R_{29}}{R_{28}} \Rightarrow R_{28} = \frac{560}{(1,09 - 1)} = 622 \Omega \quad (2.7)$$

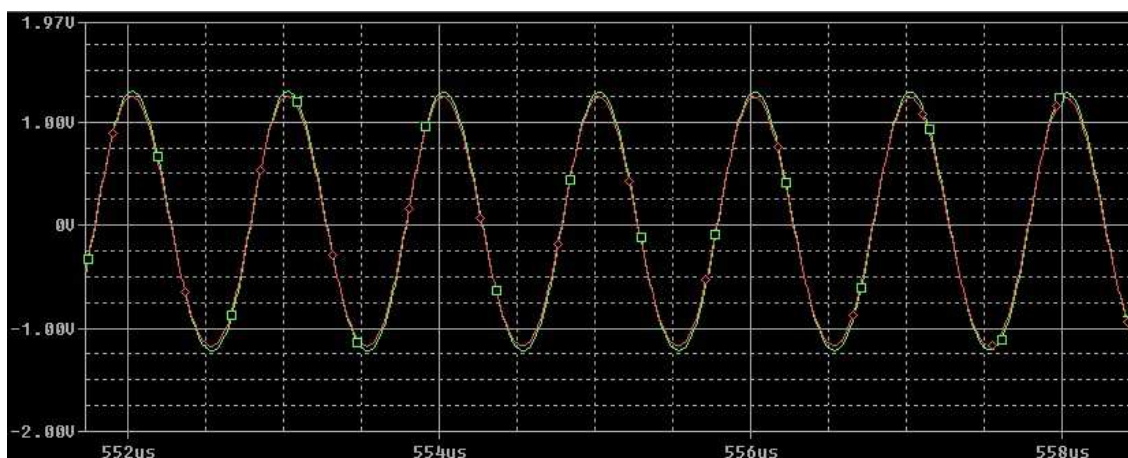
Z řady rezistorů jsme vybrali nejbližší hodnotu, která činí 620 Ω .



Obr. 2.6: Schéma zapojení vysílacího vysokofrekvenčního zesilovače.

Ověření vysokofrekvenčního zesilovače v programu PSpice

V programu PSpice jsme ověřili činnost zesilovače. Z obrázku 2.7 je patrné že zesilovač zesiluje velmi nepatrně a výstupní napětí je 1,2 V. Lze také vidět, že nedochází k žádnému zkreslení.



Obr. 2.7: Simulace vysokofrekvenčního zesilovače.

2.4 Přizpůsobovací obvod (vysílací část)

Přizpůsobovací obvod bude sloužit, tak aby mohlo dojít u ultrazvukového měniče k optimálnímu buzení tzn. dostat sondu do rezonance. Toho dosáhneme pomocí kapacitního děliče zapojeného před vstupem do ultrazvukové sondy. Realizace je snadná a nenáročná.

Pro návrh jednotlivých součástí si musíme nejprve vypočítat tloušťku měniče d_m při pracovní frekvenci 4 MHz.

$$d_m = \frac{N_{33}}{f_v} = \frac{2040}{4 \cdot 10^6} = 0,51 \text{ mm} \quad (2.8)$$

Dále je potřeba vypočítat vlastní kapacitu měniče C_0

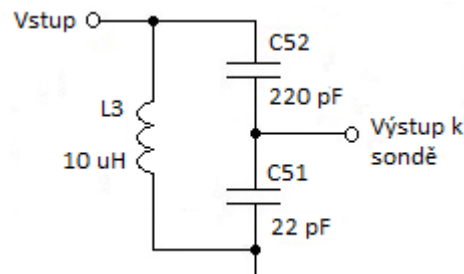
$$C_0 = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S}{d_m} = 8,86 \cdot 10^{-12} \cdot 2200 \cdot \frac{12,56 \cdot 10^{-6}}{5,1 \cdot 10^{-4}} = 480 \text{ pF} \quad (2.9)$$

Nyní je potřeba abychom si zvolili indukčnost a kapacitu prvního kondenzátoru, který bude zapojen paralelně k sondě. Volíme tedy indukčnost $L_3=10 \text{ uH}$ a kapacitu $C_{51}=22 \text{ pF}$. Kapacita paralelní kombinace bude tedy $C_p=502 \text{ pF}$. Pomocí Thomsonova vztahu vypočítáme celkovou kapacitu obvodu C_c .

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{L \cdot C}} \Rightarrow C_c = \frac{1}{\omega^2 \cdot L_3} = \frac{1}{(2\pi \cdot 4 \cdot 10^6)^2 \cdot 10 \cdot 10^{-6}} = 158 \text{ pF} \quad (2.10)$$

A nakonec zbývající kapacitu C_{52}

$$\frac{1}{C_{52}} = \frac{1}{C_c} - \frac{1}{C_p} = \frac{1}{158 \cdot 10^{-12}} - \frac{1}{502 \cdot 10^{-12}} \Rightarrow C_{52} = 230 \text{ pF} \quad (2.11)$$



Obr. 2.8: Schéma zapojení přizpůsobovacího obvodu.

2.5 Ultrazvuková sonda

Nyní bude našim úkolem zvolit si ultrazvukovou sondu, která bude nejvhodnější pro naše použití. Volíme tedy sondu tužkového, konkrétně půlkruhového tvaru. Sonda je složená z měniče vysílacího a přijímacího. Dále musíme zvolit materiál, ze kterého bude měnič vyroben. Zvolíme tedy Zirkonát typu PKM-31 a to z důvodů vysoké hodnoty modulů d_{33} respektive konstanty g_{33} , které jsou důležitými prvky pro vysílací respektive přijímací měnič.

Nyní je potřeba vypočítat napětí, při kterém bude budit piezoelektrický měnič. K tomu je zapotřebí znát průměr ultrazvukového měniče, který byl zadán hodnotou 8 mm, dále elektrickou intenzitu ultrazvuku, zadanou na 100 mW/cm² s pracovní frekvencí 4 MHz. Z charakteristiky parametrů PKM-31 jsme zjistili další důležité parametry potřebné pro výpočet. Těmi jsou, koeficient elektromechanické vazby $k_v=0,93$ a relativní permeabilitu $\epsilon_r=2200$.

Výpočet ultrazvukové dopplerovské sondy

Vzorce jsou převzaty z [8].

Jako první vypočteme plochu a výkon měniče.

$$S = \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (4 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 12,56 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \quad (2.12)$$

$$I = \frac{N}{S} \Rightarrow N = I \cdot S = 1 \cdot 10^3 \cdot 12,56 \cdot 10^{-6} = 12,56 \text{ mW} \quad (2.13)$$

Dále spočítáme elektrický výkon

$$P_v = \frac{N}{k_v^2} = \frac{12,56 \cdot 10^{-3}}{0,93^2} = 0,0145 \text{ W} \quad (2.14)$$

a účinnost měniče.

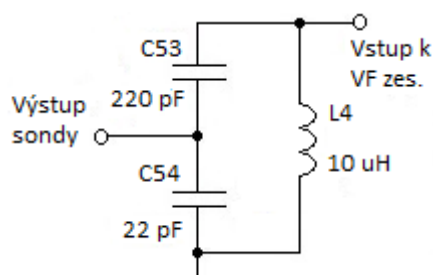
$$\eta = \frac{N}{P_v} \cdot 100 = \frac{12,56 \cdot 10^{-3}}{0,0145} \cdot 100 = 86,62 \% \quad (2.15)$$

Impedance měniče je přibližně rovna $Z=100 \text{ } \Omega$. Nyní známe vše potřebné k výpočtu napájecího napětí měniče.

$$U = \sqrt{P_v \cdot R} = \sqrt{0,0145 \cdot 100} = 1,204 \text{ V} \quad (2.16)$$

2.6 Přizpůsobovací obvod (přijímací část)

Zde se použije stejně jako ve vysílací části kapacitní dělič. Schéma zapojení kapacitního děliče i postup výpočtu součástek zůstává nadále stejný.



Obr. 2.9: Schéma zapojení přizpůsobovacího obvodu

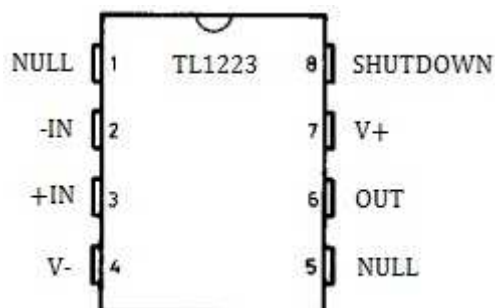
2.7 Vysokofrekvenční zesilovač (přijímací část)

Vysokofrekvenční zesilovač slouží k zesílení vysokofrekvenčních signálů. Tyto zesilovače dělíme dle velikosti na:

- vysokofrekvenční zesilovače pro zesílení signálu s nízkou úrovní
- vysokofrekvenční zesilovače výkonové zesilovače

U vysokofrekvenčních zesilovačů signálu s nízkou úrovní je hlavní velké zesílení a malý šum při dané šířce pásma, zatím co výstupní výkon s co nejvyšší účinností jsou důležitými prvky pro výkonové zesilovače. Dále lze zesilovače rozdělit podle šířky frekvenčního pásma, které zesilovač zpracovává, těmi jsou širokopásmové a úzkopásmové.

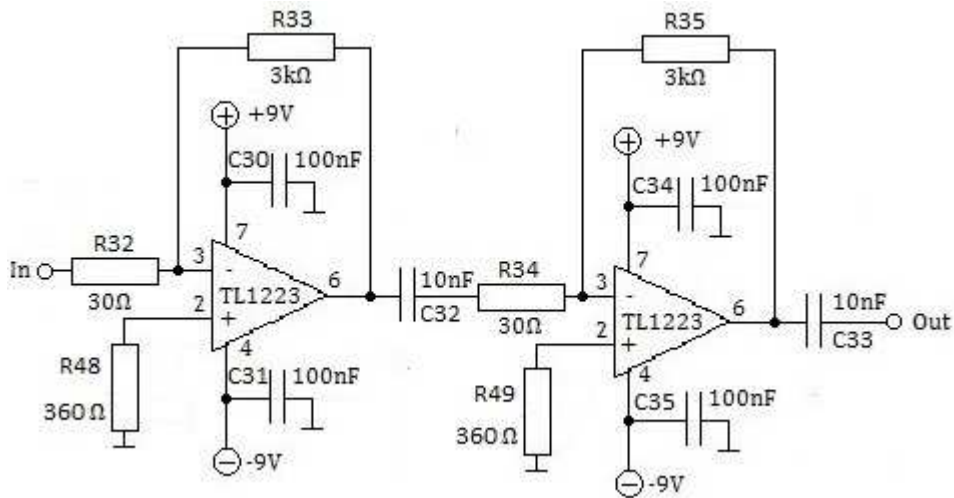
Úkolem našeho širokopásmového vysokofrekvenčního zesilovače (v přijímací části) je zesílit signál přijatý ze sondy tak, abychom byli schopni v následujícím bloku provést demodulaci. Je potřeba zajistit co největší poměr signál-šum. Spektrum přijaté z přijímacího měniče se skládá z dvou částí. Užitečný (dopplerovský) signál, který je velice slabý, řádově $10 \mu\text{V}$ a signál, který se odráží od pevných částí o velikosti přibližně $100 \mu\text{V}$. Signál je tedy potřeba zesílit nad prahové napětí diody, to v našem případě činí $0,2 \text{ V}$. Z těchto důvodů je třeba zesílit signál ze $100 \mu\text{V}$ na aspoň 1 V , je tedy potřebné zesílení $10\,000\times$, což odpovídá 80 dB .



Obr. 2.10: Vývody obvodu TL1223 (převzato z [11]).

Bude použit operační zesilovač TL1223 firmy Linear Technology s šířkou pásma

100 MHz, rychlostí přeběhu 1,3 kV/us, zesílením 63dB. Pracovní teplota od 0 do 70°C. Má na vstupu šum 3,3 nV/√Hz a maximální napájecí napětí ±18 V, [11].



Obr. 2.11: Schéma zapojení přijímacího vysokofrekvenčního zesilovače.

Jak lze vidět na obrázku 2.11 zvolili jsme kaskádní zapojení dvou operačních zesilovačů. Abychom dosáhli konečného zesílení o 80 dB tak každý z nich zesiluje o 40 dB. Kondenzátory $C_{30,31}$ a $C_{34,35}$ na napájecích vývodech slouží jako blokovací a nabývají hodnoty 100 nF. Další dvojice kondenzátoru C_{32} a C_{33} slouží jako zábrana průchodů, popřípadě stejnosměrné složce. Rezistory R_{32} , R_{33} , R_{34} a R_{35} jsou dopočítány níže.

$$|A_V| = \frac{10000}{100} = 100 \quad (2.17)$$

$$a_u = 2 \cdot \log(A_V) = 2 \cdot \log(100) = 40 \text{ dB} \quad (2.18)$$

$$A_V = \frac{R_{33,35}}{R_{32,34}} \Rightarrow 100 = \frac{3 \cdot 10^3}{R_{32,34}} \Rightarrow R_{32,34} = \frac{3 \cdot 10^3}{100} = 30 \Omega \quad (2.19)$$

2.8 Demodulátor

Demodulátory slouží k získání původního modulačního signálu z modulovaného signálu. Tyto demodulátory se dělí do třech základních skupin, demodulátory AM signálu, FM signálu a PM signálu. Na jejich výstupu se poté objevuje nezkraslený modulační signál, [3].

V našem případě budeme používat diodový detektor, který je uveden na obrázku 2.13. Diodový detektor je nejjednodušší demodulátor AM signálu. Dioda tvoří nelineární prvek nezbytný pro samotnou demodulaci. Samotnou diodu bude tvořit

Schottkyho dioda BAT43 s hodnotou přechodového napětí 0,2V.

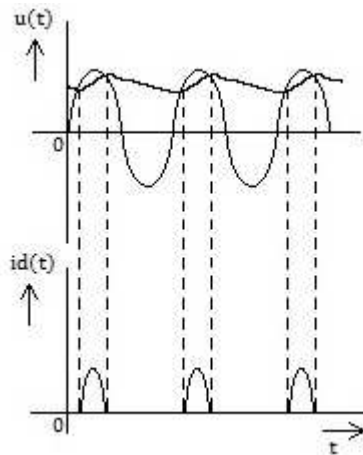
Na obrázku 2.12 je znázorněn časový průběh napětí a proudu pro sériový detektor s použitím reálných součástek. Z obrázku je zřejmé, jaké jsou časové intervaly, ve kterých je dioda otevřena. Velmi důležitá je volba časové konstanty detektoru τ .

$$\tau = R_z \cdot C \quad (2.20)$$

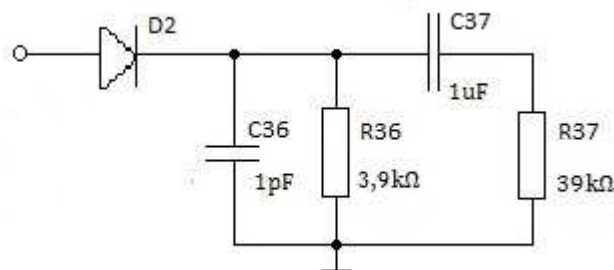
Závisí na ni napěťový přenos a rozkmit střídavé složky výstupního napětí detektoru. Časová konstanta τ musí být volena tak, aby pro nosnou představoval obvod setrvační a pro signál modulační se choval jako nesetrvačný. K tomuto slouží vztah

$$\frac{1}{\omega} \ll R_z \cdot C \ll \frac{1}{\Omega} \quad (2.21)$$

Je třeba také dávat si pozor na odtržení modulační obálky. To by mohlo nastat při zvolení příliš velké časové konstanty a projevilo by se velkým zkreslením výstupního signálu, [3].



Obr. 2.12: Časový průběh napětí a proudu detektoru (převzato z [3]).



Obr. 2.13: Detektor AM signálu (převzato z [3]).

Výstupní signál detektoru obsahuje stejnosměrnou složku. K odstranění dané složky slouží kondenzátor C_{37} .

Výpočet prvků detektoru

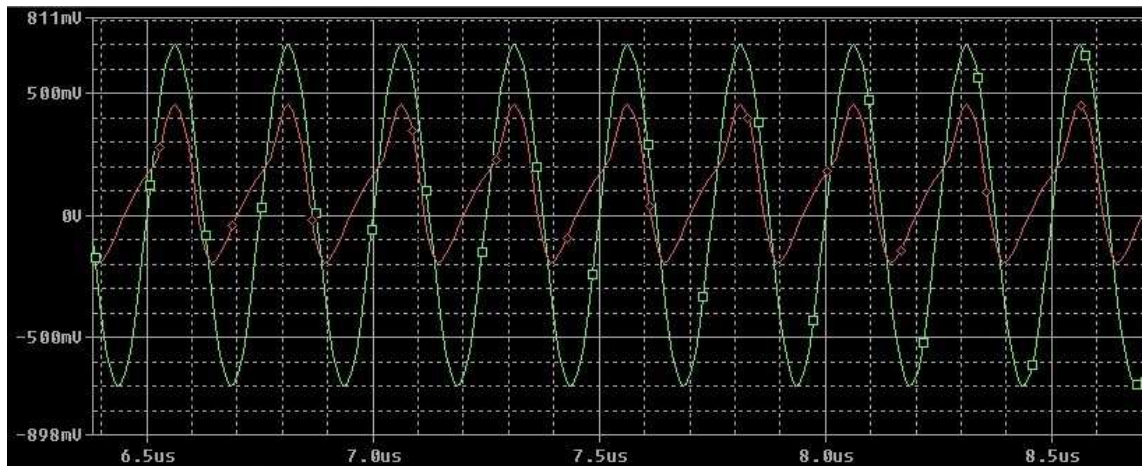
$$R_{36} \leq \frac{1 - m_{\max}}{m_{\max}} \cdot R_{37} = \frac{1 - 0,9}{0,9} \cdot 39000 = 4333,3 \Rightarrow R_{36} = 3,9 \text{ k}\Omega \quad (2.22)$$

$$C_{36} \ll \frac{1}{2\pi \cdot f_{\max} \cdot R_{36}} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot 3900} = 10,20 \text{ pF} \Rightarrow C_{36} = 1 \text{ pF} \quad (2.23)$$

$$C_{37} \gg \frac{1}{2\pi \cdot f_{\min} \cdot R_{37}} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 153 \cdot 39000} = 26,6 \text{ nF} \Rightarrow C_{37} = 1 \text{ }\mu\text{F} \quad (2.24)$$

Ověření detektoru v programu PSpice

V programu PSpice jsme ověřili činnost diodového detektoru. Na obrázku 2.14 lze pozorovat správnou činnost detektoru.



Obr. 2.14: Simulace detektoru.

2.9 Filtr

Kmitočtové filtry jsou obvody lineární. Hlavním úkolem filtru je výběr kmitočtových složek procházejícího signálu podle jejich kmitočtů. Každý filtr má nějakou modulovou kmitočtovou charakteristiku, tzn., že má dvě pásma, propustné a nepropustné pásmo. Propustné pásmo znamená, že propouští některé kmitočtové složky signálu bez útlumu. Opakem je nepropustné pásmo, ten jiné kmitočtové složky potlačuje.

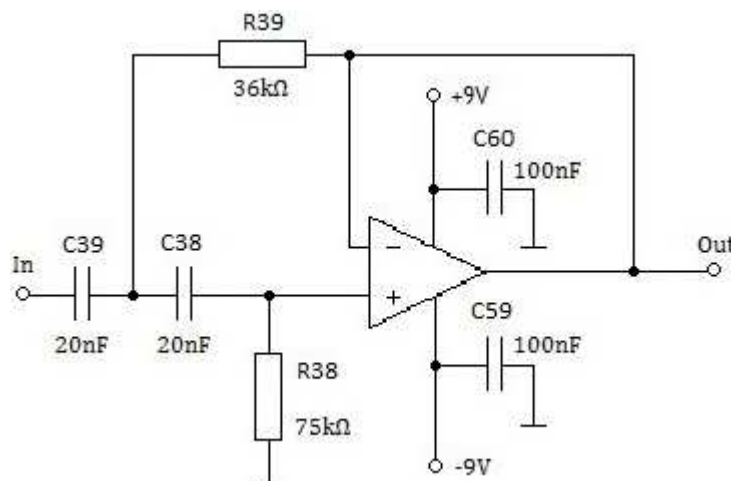
V praxi lze rozdělit filtry do tří hlavních skupin:

1. Z diskretních prvků, u kterých lze sestavit filtr podle svých požadavků a jsou realizovány rezistory, cívky, kondenzátory atd.
2. V podobě integrovaného bloku. Nevýhodou těchto filtrů je, že si je nelze upravit podle svých představ. Naopak výhodou je propracovanost, malá velikost a nízká cena.
3. Číslicové filtry. Je číslicové zpracování signálu, kde je signál matematicky upravován tak, aby byl výsledný signál stejný, nebo lepší jako po průchodu kmitočtovým filtrem.

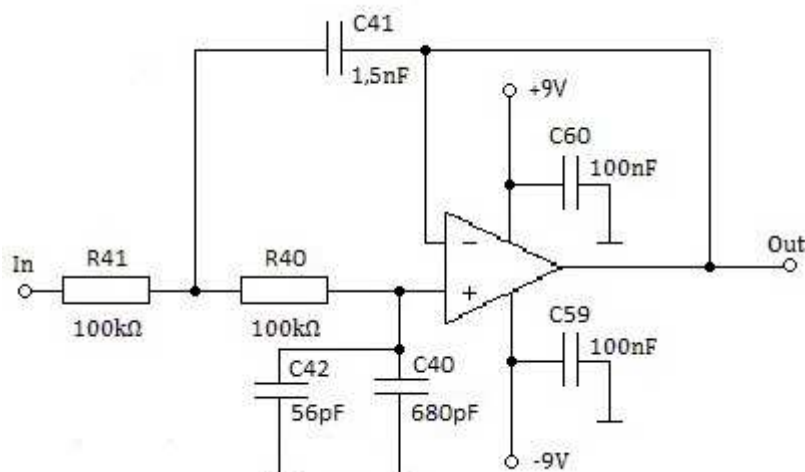
Dále se dají filtry rozdělit podle používaných stavebních prvků, jsou to filtry RC, RLC, mikrovlnné, ARC, ASC, elektromechanické, PAV, CCD a číslicové. Pro naše účely budeme používat filtry ARC. Jsou to aktivní filtry RC, kde se místo cívek používají aktivní prvky. Jejich oblast použití je omezena na kmitočtové pásmo od 0,1 Hz do desítek MHz. Výhodou je docela snadná laditelnost filtru. Naopak nevýhodou tvoří nutná podmínka napájení aktivních prvků, [4].

Filtry ARC budeme používat s přenosovou funkcí 2. řádu. Při samotném návrhu filtru je potřeba vycházet z vypočítaných hodnot Dopplerova zdvihu. Tento zdvih byl vypočítán podle vzorců (1.3) a (1.4). Je tedy nutné využít dvou filtrů a to dolní propusti a horní propusti, které nám vytvoří pásmovou propust.

Dolní propust odstraňuje nepotřebné složky z akustického pásma a horní propust potlačuje složky o nižších frekvencích. Dolní propust bude tedy propouštět frekvence do 1530 Hz a horní propust od 153 Hz. Zbytek frekvenčního pásma bude potlačen. Výsledkem tak bude úzké frekvenční pásmo, které nese informaci o rychlosti toku krve. Schéma návrhu obvodu jsou na obrázku 2.15 a 2.16.



Obr. 2.15: Horní propust (převzato z [4]).



Obr. 2.16: Dolní propust (převzato z [4]).

Jako operační zesilovač k oběma filtrům byl zvolen TL074 od firmy Motorola. Provozní rozsah je od 0 do 70°C, šířka pásma 4 MHz, technologie výroby JFET umístěné v pouzdru DIP14, [12].

Výpočet prvků filtru

K výpočtům je zapotřebí zvolit si aproximační funkci. Zvolíme si Butterworthovu funkci. Je nejpoužívanější a má pokles o 3 dB. Konstanty pro výpočet Butterworthovy funkce u druhého řádu jsou $K_1=1,414$ a $K_2=0,7071$.

Přejdeme-li k výpočtu prvků horní propusti je zapotřebí zvolit si kondenzátory C_{39} a C_{38} .

$$C_{39} = C_{38} = 20 \text{ nF}$$

Nyní vypočítáme rezistory R_{38} a R_{39} . Zde je zapotřebí dosadit kritický kmitočet $f_m=153 \text{ Hz}$.

$$R_{39} = \frac{1}{2\pi \cdot f_m \cdot C_{39}} = \frac{1}{2\pi \cdot 153 \cdot 20 \cdot 10^{-9}} = 36,783 \text{ k}\Omega \quad (2.25)$$

$$R_{38} = \frac{1}{2\pi \cdot f_m \cdot C_{38}} = \frac{1}{2\pi \cdot 153 \cdot 20 \cdot 10^{-9}} = 73,555 \text{ k}\Omega \quad (2.26)$$

K výpočtení prvků kondenzátorů dolní propusti je zapotřebí zvolit si rezistory R_{41} ,

R_{40} a kritický kmitočet $f_m=1530$ Hz. Pomocí následujících vzorců dopočítat.

$$R_{41} = R_{40} = 100 \text{ k}\Omega$$

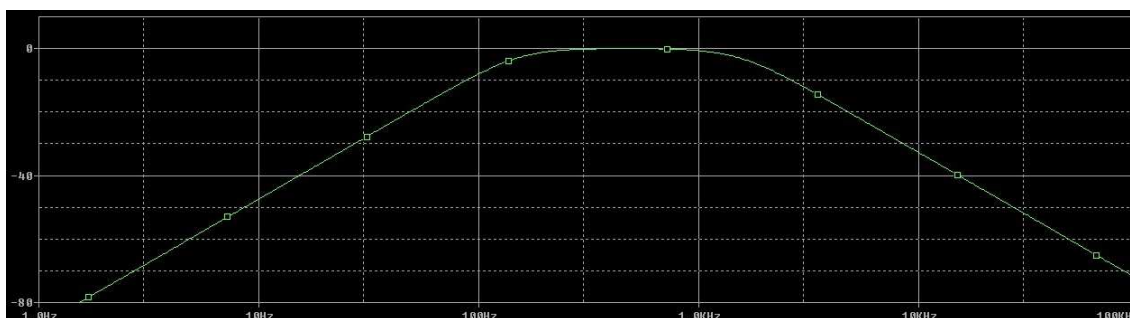
$$C_{41} = \frac{K_1}{2\pi \cdot f_m \cdot R_{41}} = \frac{1,414}{2\pi \cdot 1530 \cdot 100 \cdot 10^3} = 1,47 \text{ nF} \quad (2.27)$$

$$C_{40} = \frac{K_2}{2\pi \cdot f_m \cdot R_{40}} = \frac{0,7071}{2\pi \cdot 1530 \cdot 100 \cdot 10^3} = 735 \text{ pF} \quad (2.28)$$

Z řady kondenzátorů a rezistorů musíme vybrat co nejbližší možné hodnoty, proto tedy $C_{41}=1,5$ nF, $C_{40}=736$ pF, $R_{39}=36$ k Ω a $R_{38}=75$ k Ω . Kondenzátor C_{40} bude složen z dvou kondenzátorů o hodnotách 680 pF a 56 pF zapojených k sobě paralelně aby dal výslednou hodnotu 736 pF.

Ověření filtru v programu PSpice

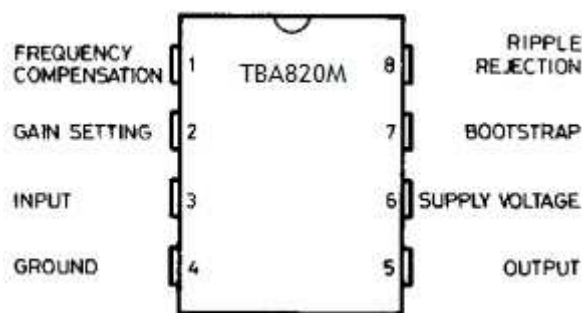
V programu PSpice jsme ověřili činnost filtru. Z obrázku 2.17 vidíme, že teoretické předpoklady se naplnily. Ze spojení horní a dolní propusti vznikla pásmová propust.



Obr. 2.17: Simulace filtru.

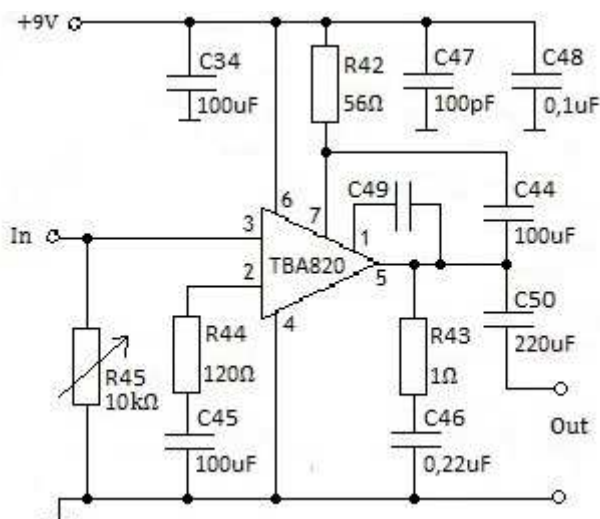
2.10 Nízkofrekvenční zesilovač

Po průchodu filtrem a diodovým detektorem je třeba signál opět zesílit. Zesílení bude v tomto případě prováděno pomocí nízkofrekvenčního zesilovače TBA820M od firmy SGS-Thomson Microelectronics. Tento zesilovač signál zesílí tak, aby mohl být dále zpracováván. Popis vývodů je znázorněn na obrázku 2.18 a funkční schéma zapojení nízkofrekvenčního zesilovače dle výrobce, je na obrázku 2.19.



Obr. 2.18: Vývody obvodu TBA820M (převzato z [15]).

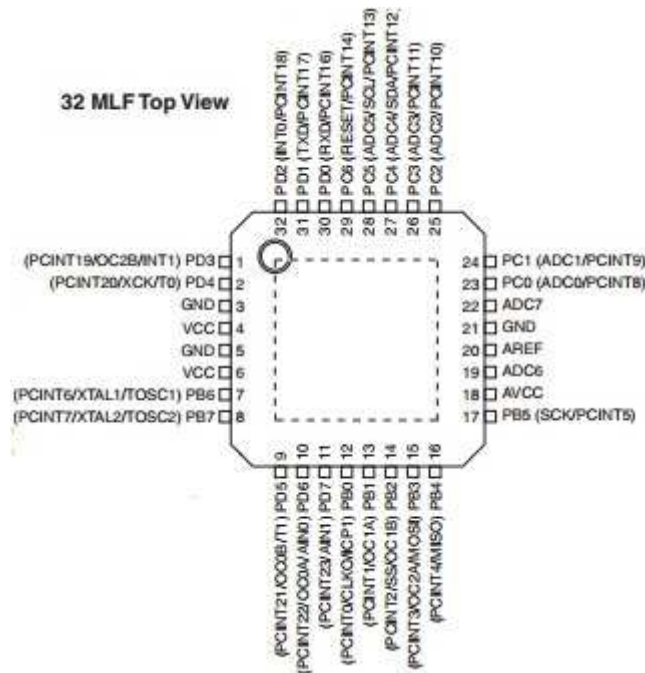
Zesilovač TBA820M je umístěn v plastovém pouzdře DIL8. Je určen pro napájecí napětí 3 až 16 V. Jeho pracovní teplota se pohybuje od -40 do 125 °C. Šířka pásma tohoto zesilovače je od 25 Hz do 7 kHz při kondenzátoru zapojeným mezi piny 1 a 5 o hodnotě 680 pF a výstupní impedanci 8 Ω . Výstupní výkon je roven 1,2 W při napájecím napětí 9 V a výstupní impedanci 8 Ω . Zisk je při otevřené smyčce až 75 dB, pro uzavřenou smyčku je zisk 34 dB. Výrobce také uvádí zkreslení a to 0,4 %, [15].



Obr. 2.19: Schéma zapojení nízkofrekvenčního zesilovače (převzato z [15]).

2.11 Procesor ATmega328

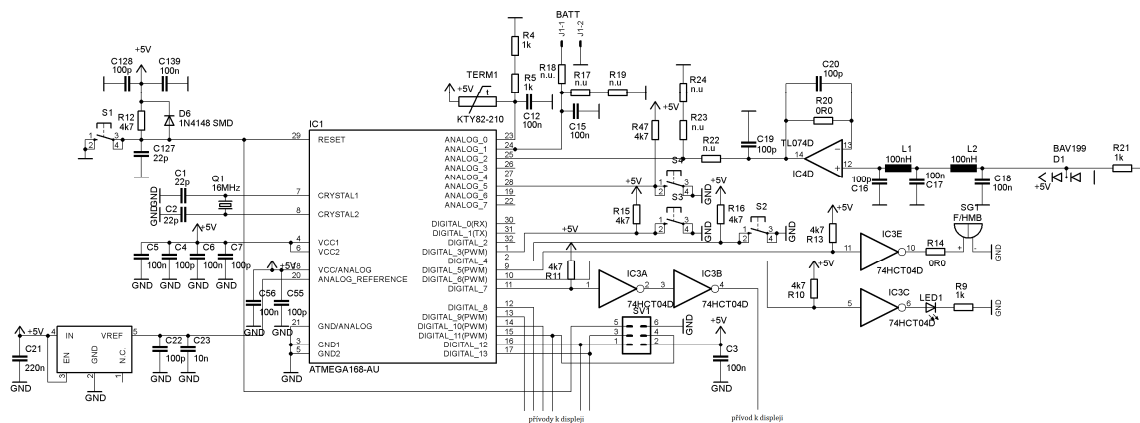
Procesory obecně mají na starosti provádění veškerých programových instrukcí. Zajišťují spolupráci všech periférií a provádí matematické operace. Je realizován jako velmi složitý integrovaný obvod s mnoha vývody. Pracuje podle hodinových kmitů generovaných krystalem, který by měl být umístěn na základní desce co nejbližší samotného procesoru. Procesor provede během jednoho kmitu jednu operaci.



Obr. 2.20: Vývody procesoru ATmega328.

Používaný procesor ATmega328 od firmy Atmel má kapacitu paměti EEPROM 1024B, kapacitu paměti SRAM 2048B v pouzdře TQFP32. Pracovní napětí od 1,8 V do 5,5 V s velikostí programovatelné paměti 32 kB. Kmitočtové taktování činí 20 MHz a 32 pinů z toho 23 vstupů/výstupů, 6 kanálů PWM, 2 čítače 8-bit a 1 čítač 16-bit, [16].

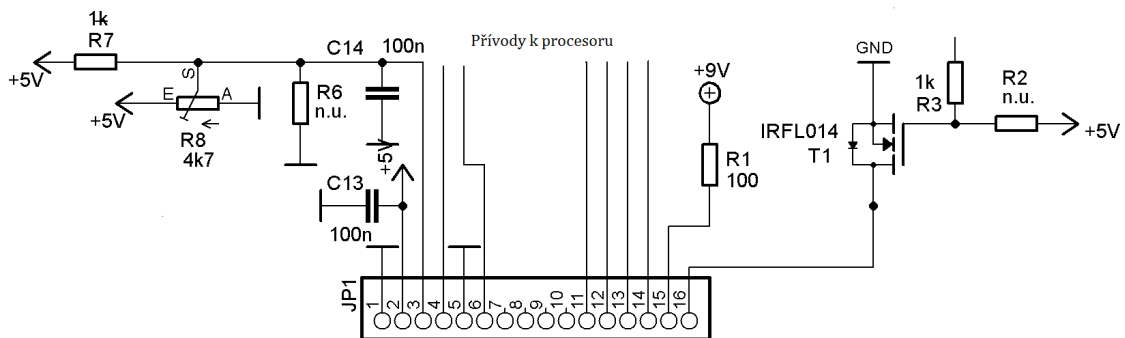
Primárním úkolem našeho procesoru bude přepočítání výstupního napětí z nízkofrekvenčního zesilovače na rychlost protékající krve v cévách. Program, který bude mít tuto činnost na starost je uveden v přílohách této bakalářské práce. Jak lze vidět z obvodového zapojení procesoru na obrázku 2.21, je tu možnost také sledovat stav baterie, teplotu plošného spoje, či jakékoli využití tlačítek, led diody a bzučáku. Programování probíhá přes sériové periferní rozhraní (SPI) a programátor USBasp. K procesoru je také připojena zobrazovací jednotka, na které se bude zobrazovat průtok krve v cm/s.



Obr. 2.21: Schéma zapojení procesoru ATmega328.

2.12 Zobrazovací jednotka

K zobrazení frekvence nám bude sloužit alfanumerický LCD displej RC1602A od firmy Raystar. Rozměry toho displeje jsou 84x44x13,2 mm, technologie zobrazovače je STN positive. Napájecí proud je 1,5 mA a napájecí napětí má 5,5 V. Teplotní rozmezí je od -20 do 70 °C, [14]. Schéma zapojení displeje je uvedeno na obrázku 2.22. Pro nastavení kontrastu je možno využít trimr R₈ nebo dělič napětí. Pokud z procesoru pošleme jedničku respektive nulu na tranzistor T1 tak se tranzistor otevře, respektive zavře čímž zapneme nebo vypneme podsvit.

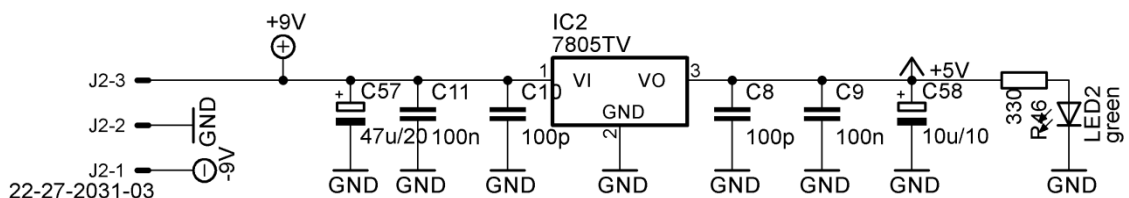


Obr. 2.22: Schéma zapojení displeje.

2.13 Napájení

Jako napájení nám budou sloužit dvě 9 voltové baterie od firmy Energizer. Kapacita této baterie je 625 mAh. Je alkalická což zaručuje větší životnost a větší odebraný proud než běžné baterie. Teplotní rozmezí je od -18 do 55 °C, [10].

Abychom dosáhly symetrického napětí ± 9 V, je třeba zapojit baterie sériově s vyvedeným středem. Obrovskou nevýhodou je, že některé obvody jsou napájeny pouze +9 nebo +5 volty což způsobí rychlejší vybití jedné z baterií. Pětivoltového napájení dosáhneme pomocí stabilizátoru napětí 7805TV.



Obr. 2.23: Schéma zapojení stabilizátoru napětí.

Led dioda slouží k indikaci procházejícího napětí a kondenzátory C8, C9, C10, C11 a elektrolytické kondenzátory C57 a C58 slouží k blokování.

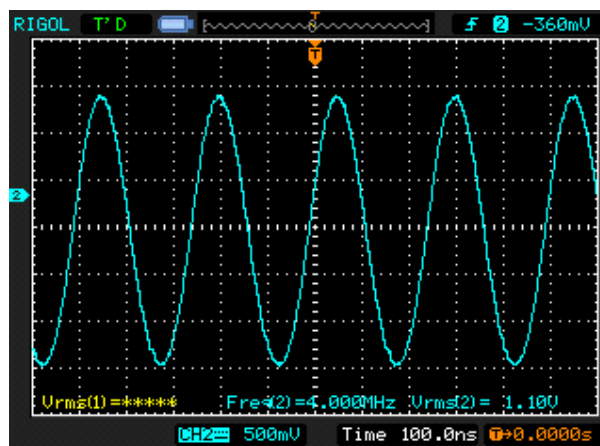
Tab. 2.1: Přehled proudových odběrů.

Systém:	maximální odběr (mA)
Oscilátor	4
VF. zes. ve vysílači	7,3
VF. zes. v přijímači	10
Filtr	2,5
Procesor	200
NF. zesilovač	12
Stabilizátor	5
Zobrazení	35

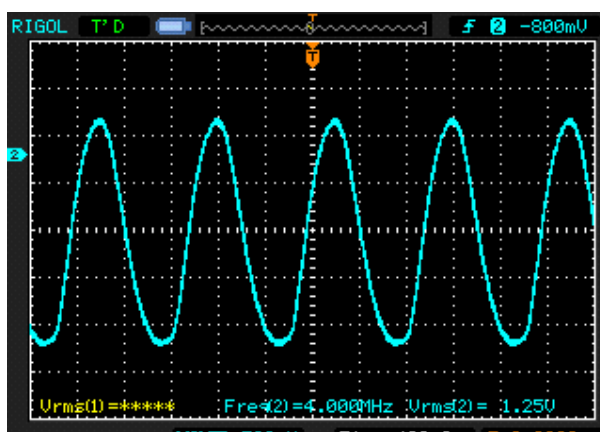
V této tabulce je zobrazen přehled proudových odběrů jednotlivých systémů. Celková kapacita baterie činí 1250 mAh a celkový odběr indikátoru činí 275 mA, z toho vyplývá, že baterie vydrží v provozu 4,5 hodin.

3 EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ

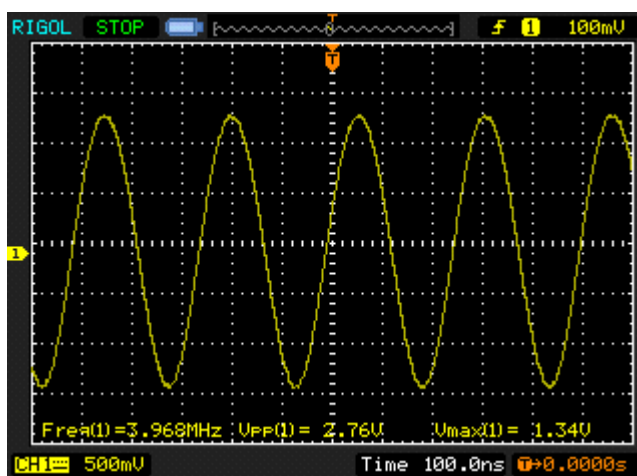
V této kapitole budou vloženy průběhy jednotlivých bloků indikátoru toku krve. Každý blok indikátoru byl reálně zapojen na desce plošného spoje a na jeho výstupu pomocí osciloskopu změřen výstupní průběh.



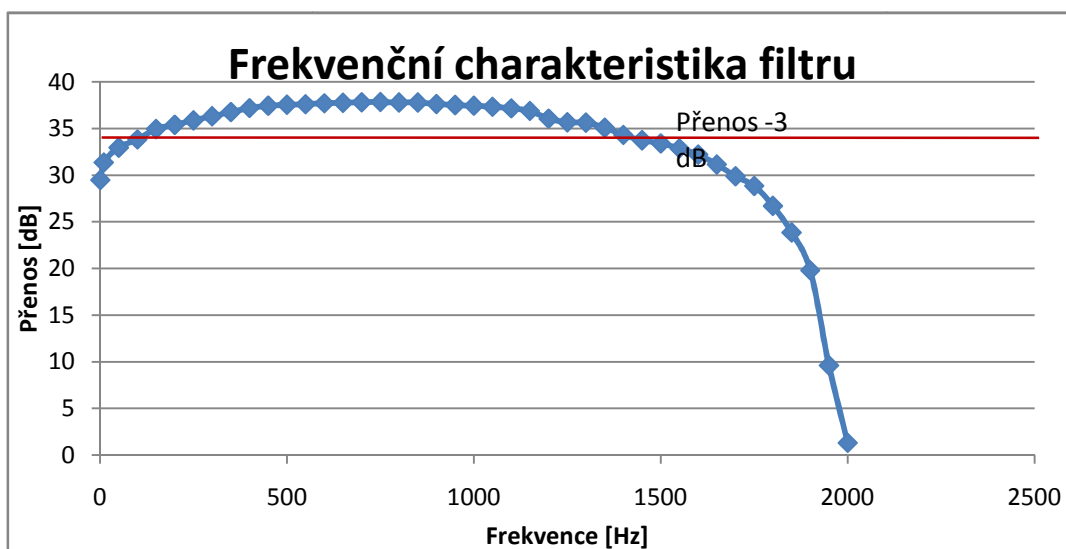
Obr. 3.1: Výstupní průběh oscilátoru.



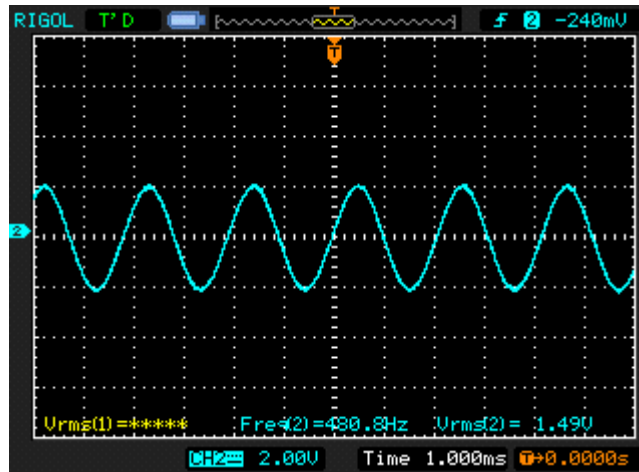
Obr. 3.2: Výstupní průběh vysokofrekvenčního zesilovače ve vysílací části.



Obr. 3.3: Výstupní průběh vysokofrekvenčního zesilovače v přijímací části.



Obr. 3.4: Výstupní průběh filtru (pásmová propust).

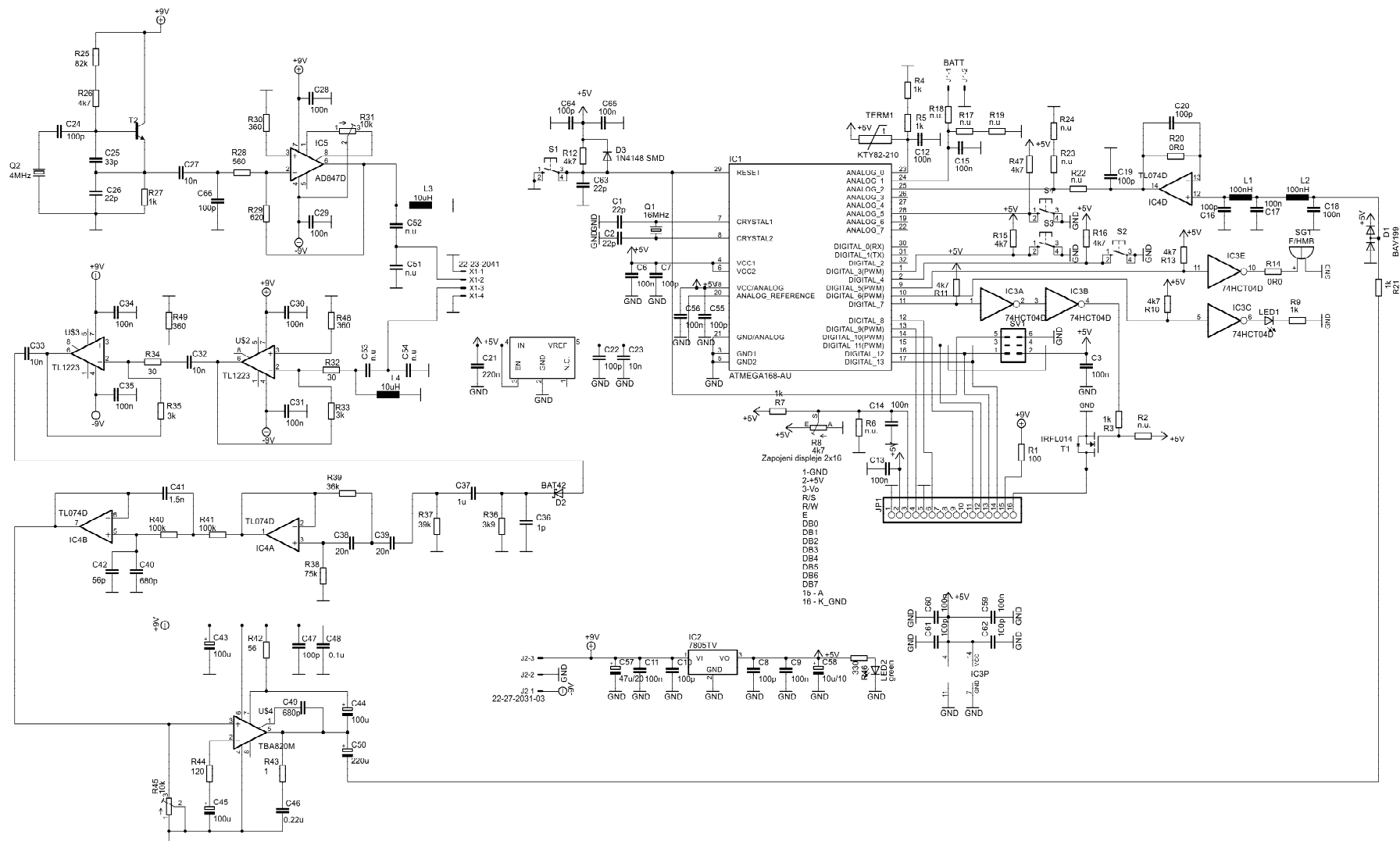


Obr. 3.5: Výstupní průběh nízkofrekvenčního zesilovače.

4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

4.1 Celkové schéma zapojení

Na obrázku 4.1 je k vidění celkové schéma zapojení i s bloky napájení a popiskem přívodů k zobrazovací jednotce.

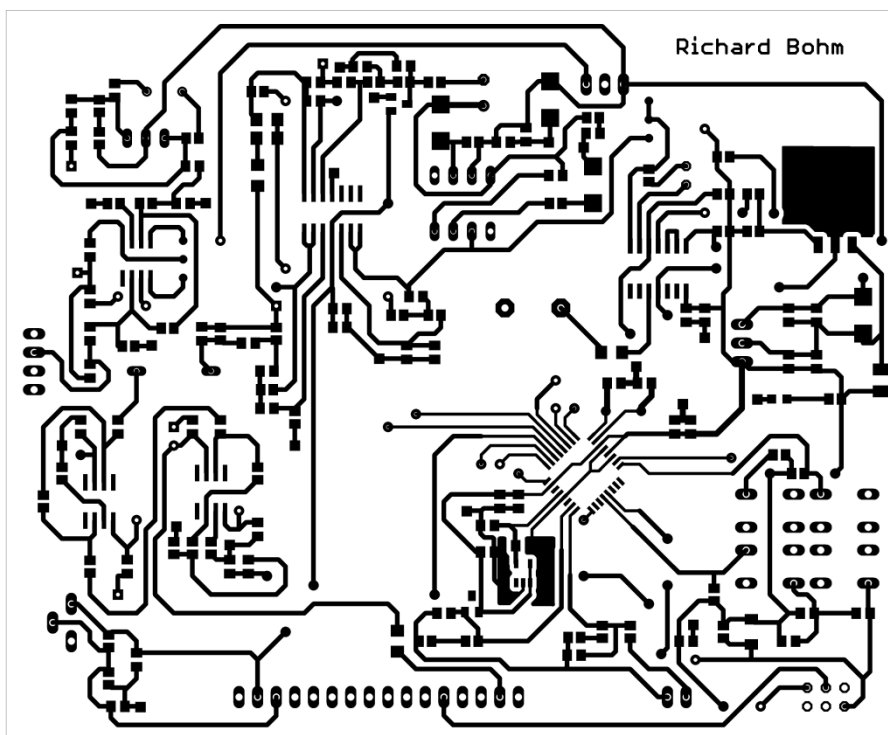


Obr. 4.1: Celkové schéma zapojení.

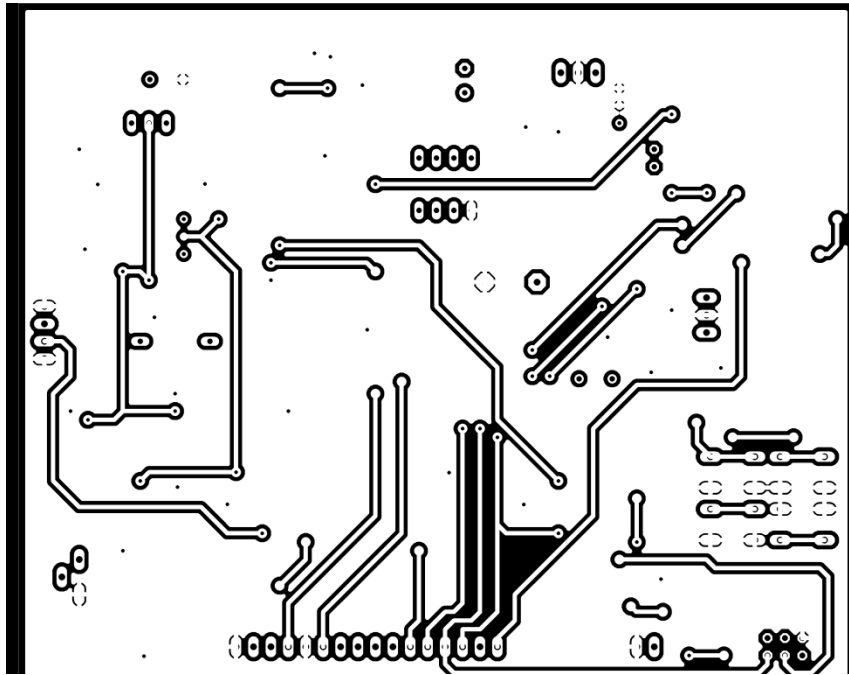
4.2 Konstrukční podklady

Výkres plošného spoje

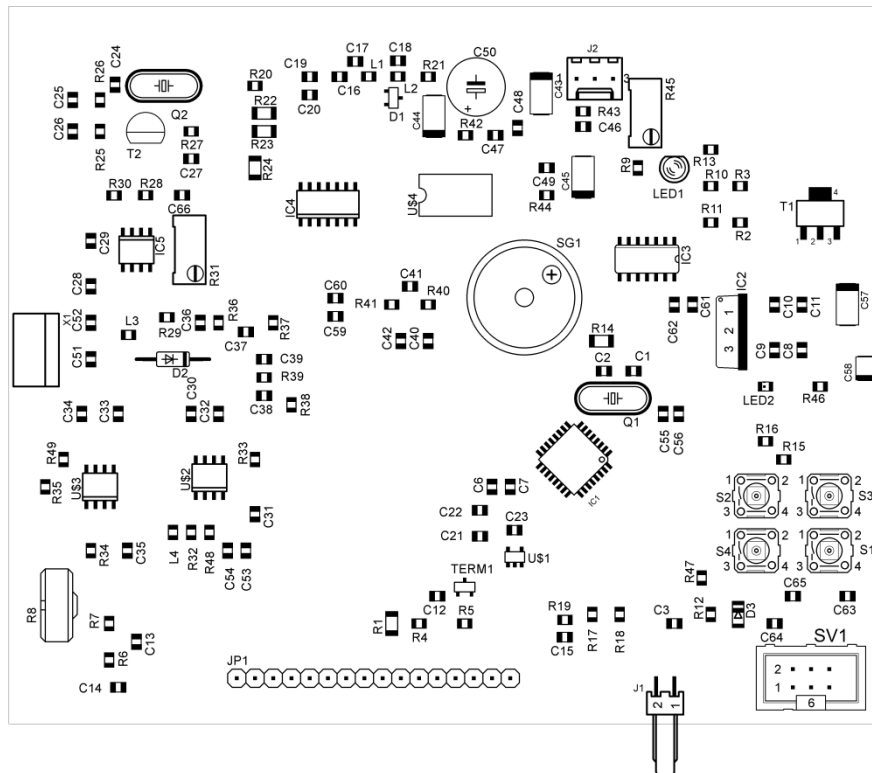
Plošný spoj byl realizován v programu Eagle. Deska plošného spoje je provedena oboustranně o rozměrech 121,5x100 mm. Veškeré součástky jsou osazeny ze strany top. Na straně bottom je rozlitá zem a jsou zde vedeny některé signálové a napájecí spoje.



Obr. 4.2: Strana top.



Obr. 4.3: Strana botám.



Obr. 4.4: osazení součástek.

Seznam součástek

Rezistory

označení:	hodnota:	pouzdro:
R1	100	R1206
R2	n.u.	R0805
R3	1k	R0805
R4	1k	R0805
R5	1K	R0805
R6	n.u.	R0805
R7	1k	R0805
R8	4k7	PT10S
R9	1k	R0805
R10	4k7	R0805
R11	4k7	R0805
R12	4k7	R0805
R13	4k7	R0805
R14	0R0	R1206
R15	4k7	R0805
R16	4k7	R0805
R17	n.u.	R0805
R18	n.u.	R0805
R19	n.u.	R0805
R20	0R0	R0805
R21	1k	R0805
R22	n.u.	R1206
R23	n.u.	R1206
R24	n.u.	R1206
R25	82k	R0805
R26	4k7	R0805
R27	1k	R0805
R28	560	R0805
R29	620	R0805
R30	360	R0805
R31	10k	RTRIM64W
R32	30	R0805
R33	3k	R0805
R34	30	R0805
R35	3k	R0805
R36	3k9	R0805
R37	39k	R0805
R38	75k	R0805
R39	36k	R0805
R40	100k	R0805

Kondenzátory

označení:	hodnota:	pouzdro:
C1	22p	C0805
C2	22p	C0805
C3	100n	C0805
C6	100n	C0805
C7	100p	C0805
C8	100p	C0805
C9	100n	C0805
C10	100p	C0805
C11	100n	C0805
C12	100n	C0805
C13	100n	C0805
C14	100n	C0805
C15	100n	C0805
C16	100p	C0805
C17	100n	C0805
C18	100n	C0805
C19	100p	C0805
C20	100p	C0805
C21	220n	C0805
C22	100p	C0805
C23	10n	C0805
C24	100p	C0805
C25	33p	C0805
C26	22p	C0805
C27	10n	C0805
C28	100n	C0805
C29	100n	C0805
C30	100n	C0805
C31	100n	C0805
C32	10n	C0805
C33	10n	C0805
C34	100n	C0805
C35	100n	C0805
C36	1p	C0805
C37	1u	C0805
C38	20n	C0805
C39	20n	C0805
C40	680p	C0805
C41	1,5n	C0805
C42	56p	C0805

R41	100k	R0805	C43	100u	SMC_C
R42	56	R0805	C44	100u	SMC_C
R43	1	R0805	C45	100u	SMC_C
R44	120	R0805	C46	220n	C0805
R45	10k	RTRIM64W	C47	100p	C0805
R46	330	R0805	C48	100n	C0805
R47	4k7	R0805	C49	680p	C0805
R48	360	R0805	C50	220u	E-3,5-8
R49	360	R0805	C51	n.u.	C0805

Tlumivky

označení:	hodnota:	pouzdro:
L1	100nH	R0805
L2	100nH	R0805
L3	10uH	R0805
L4	10uH	R0805

Integrované obvody

označení:	hodnota:	pouzdro:
U\$1	LM4132-3V	SOT23-5
U\$2	TL1223	SO08
U\$3	TL1224	SO08
U\$4	TBA820M	DIL08
IC1	ATmega328	TQFP32
IC2	7805TV	TO220V
IC3	74HCT04D	SO14
IC4	TL074D	SO14
IC5	AD847D	SO08

Tranzistory

označení:	hodnota:	typ:
T1	IRFL014	SOT223
T2	BF422	TO92-BCE

C52	n.u.	C0805
C53	n.u.	C0805
C54	n.u.	C0805
C55	100p	C0805
C56	100n	C0805
C57	47u/20	SMC_C
C58	10u/10	SMC_B
C59	100n	C0805
C60	100n	C0805
C61	100p	C0805
C62	100p	C0805
C63	22p	C0805
C64	100p	C0805
C65	100n	C0805
C66	100p	C0805

Diody

označení:	hodnota:	typ:
D1	BAV199	BAV199
D2	BAT43	BAT43
D3	1N4148	Minimelf
LED dioda1	LED3mm	LED3mm
LED dioda2	green	LED0805

Ostatní

označení:	hodnota:	typ:
J1	22-05-7028-02	7395-02
J2	22-27-2031-03	6410-03
	PINHD-	
JP1	1X16	1X16
Q1	16 MHz	HC49/S
Q2	4 MHz	HC49/S
S1	tlačitko	B3F-10XX
S2	tlačitko	B3F-10XX
S3	tlačitko	B3F-10XX
S4	tlačitko	B3F-10XX
SG1	F/HMB	F/HMB
SV1	ML6	ML6
TERM1	KTY82-210	SOT23
X1	22-23-2041	22-23-2041

5 ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

V první kapitole bakalářské práce je shrnut úvod do problematiky ultrazvuku. To znamená, že jsme prostudovali fyzikální vlastnosti ultrazvuku, Dopplerův princip a Dopplerovské systémy.

V druhé kapitole byl vypracován systémový návrh indikátoru toku krve pro pracovní frekvenci 4 MHz, generovanou intenzitou ultrazvuku 100 mW/cm² s průměrem vysílacího měniče tvaru $D = 8$ mm. Zde jsou také uvedeny jednotlivé návrhy obvodů zařízení s postupem výpočtu jednotlivých součástek, pokud tedy nebyly převzaty přímo od výrobce a ověření v programu PSpice. Nechybí také výběr ultrazvukové sondy, kde je popsáno podle jakých kritérií byla vybrána i jak se vypočítají konkrétní veličiny.

K této bakalářské práci nebyla k dispozici ultrazvuková sonda. Všechny bloky byly tedy experimentálně ověřeny zvlášť a výstupní průběhy vloženy do třetí kapitoly. Poté co jsme navrhly jednotlivé bloky a ověřili jejich funkčnost, jsme sestrojili celkové schéma zapojení indikátoru a následně také předlohy pro výrobu plošných spojů s rozpisem součástek.

Závěrem můžeme říci, že tato bakalářská práce by měla splňovat úkoly stanovené zadáním.

LITERATURA

- [1] BAJER, J. *Mechanika*. 2. Rouš. A dopl. vyd. Olomouc: Vladimír Chlup, 2007-2012, 3sv. ISBN 978-80-903958-5-5.
- [2] ELIÁŠ, P., ŽÍŽKA, J. *Dopplerovská ultrasonografie*. 1 vyd. Hradec Králové: NUCLEUS, 1998. 252 s. ISBN 80-901753-5-X.
- [3] HANUS, S., SVACHINA, J. *Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika*. 2. vyd. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2004. 210 s. ISBN 80-214-2222-X.
- [4] HÁJEK, K., SEDLÁČEK, J. *Kmitočtové filtry*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002. 535 s. ISBN 80-7300-023-7.
- [5] HRAZDÍRA, I., PROCHÁZKOVÁ, I., KOTULÁNOVÁ, E. *Úvod do barevné duplexní ultrasonografie*. vyd. 1. Kuřim: AF 167, 1998, 91 s. ISBN 80-85384-36-1.
- [6] NEČASEK, S., RAMBOUSEK, J., JANEČEK, J. *Elektronické a elektroakustické součástky: jejich volba a použití*. 2., přeprac., dopln. a upravené vyd. Praha: SNTL, 1985, 440 s.
- [7] Nemocnice na homolce. *Angiologická ambulance*. [online]. [cit. 2013-12-14]. Dostupné z: <<http://www.homolka.cz/cs-CZ/oddeleni/kardiocentrum/kardiologie/pracoviste/angiologicka-ambulance.html>>.
- [8] ROZMAN, J. *Ultrazvuková technika v lékařství: diagnostické systémy*. 1. Vyd. Kyjov: Rektorát Vysokého učení technického v Brně, 1979. 264 s.
- [9] Analog Devices. *AD847 datasheet*. [cit. 2013-11-10]. 12 s. Dostupné z: <<http://www.tme.cz>>.
- [10] Energizer. *Energizer 522 datasheet*. [cit. 2013-11-20]. 2 s. Dostupné z: <<http://www.data.energizer.com>>.
- [11] Linear Technology. *TL1223 datasheet*. [cit. 2013-11-11]. 16 s. Dostupné z: <<http://www.tme.cz>>.
- [12] Motorola. *TL074 datasheet*. [cit. 2013-11-8]. 8 s. Dostupné z: <<http://www.gme.cz>>.
- [13] Philips. *BF422 datasheet*. [cit. 2013-11-3]. 6 s. Dostupné z: <<http://www.gme.cz>>.
- [14] Raystar. *RC0802A-C datasheet*. [cit. 2013-11-20]. 28 s. Dostupné z: <<http://www.tme.cz>>.

[15] SGS Thomson Microelectronics. TBA820M *datasheet*. [cit. 2013-11-14]. 6 s. Dostupné z: <<http://www.datasheetcatalog.com>>.

[16] ATMEL. ATmega328 *datasheet*. [cit. 2014-5-20]. 48 s. Dostupné z: <<http://www.tme.cz>>.

PŘÍLOHA

V této příloze je uveden program, který je nahrán v procesoru. Tento program koná přepočítání výstupního napětí z nízkofrekvenčního zesilovače na rychlost protékající krve, měření napětí na baterii a měření teploty desky. Pokud jsou dva sloupce kódu vedle sebe, začíná se levým kódem a navazuje na něj pravý kód.

```

// include the library code:
#include <LiquidCrystal.h>
#define RS 9
#define EN 8
#define D4 10
#define D5 11
#define D6 12
#define D7 13
#define buzzer 5
#define vstup 2
#define TL2 4
#define TL3 3
#define TL4 A5
#define TERM A0
#define voltageUcc A1
#define BackLight 7

unsigned char degree[8] =
{ B01100,
  B10010,
  B10010,
  B01100,
  B00000,
  B00000,
  B00000,
  B00000 };

int reading=0, readingTERM=0;
const byte pocetPrumerovani = 15;
int readings[pocetPrumerovani];
unsigned char index=0, index1=0;
int total=0, averange=0;
int pruml;

LiquidCrystal lcd(RS, EN, D4, D5, D6, D7);

unsigned char prehlasovane0[8] =
{ 0b01010,
  0b01010,
  0b00000,
  0b01110,
  0b10001,
  0b10001,
  0b01110,
  0b00000 };

void setup()
{
  //pinMode(BackLight, OUTPUT);
  lcd.begin(16, 2);
  lcd.createChar(0,prehlasovane0);
  lcd.createChar(1,degree);
  analogReference(EXTERNAL);
  digitalWrite(buzzer, LOW);
  delay(50);
}
```

```

digitalWrite(buzzer, HIGH);
delay(50);
digitalWrite(buzzer, LOW);
delay(50);
digitalWrite(buzzer,HIGH);
lcd.print("Bakalarska prace");
lcd.setCursor(2, 1);
lcd.print("Richard B");
lcd.write(148);
lcd.print((char)148);
//lcd.write(byte(0));
lcd.print("hm");
delay(5000);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Rychlost krve:");
lcd.setCursor(6, 1);
lcd.print("cm/s");

void loop()
{

    float nap;

    //Averange for input main ADC
    total= total - readings[index];
    readings[index] = analogRead(vstup);
    total= total + readings[index];
    index = index + 1;
    if (index >= pocetPrumerovani | index1 >= pocetPrumerovani)
    {
        index = 0;
        pruml = total / pocetPrumerovani;
    }

    nap = (pruml*3)/1023;

    if(nap < 0.17 && nap > 0)
    {
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("4,5 ");
    }

    else if(nap >= 0.17 && nap < 0.34)
    {
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("7,5 ");
    }
}

```

```

else if(nap >= 0.34 && nap < 0.51)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("10.0");
}

else if(nap >= 0.51 && nap < 0.68)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("14.0");
}

else if(nap >= 0.68 && nap < 0.85)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("17.5");
}

else if(nap >= 0.85 && nap < 1.02)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("22.0");
}

else if(nap >= 1.02 && nap < 1.19)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("26.0");
}

else if(nap >= 1.19 && nap < 1.36)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("30.0");
}

else if(nap >= 1.36 && nap < 1.53)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("35.0");
}

else if(nap >= 1.53 && nap < 1.7)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("38.0");
}

else if(nap >= 1.7 && nap < 1.87)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("41.5");
}

else if(nap >= 1.87 && nap < 2.04)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("45.0");
}

```

```

else if(nap >= 2.04 && nap < 2.21) if ((digitalRead(TL2))==0)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("50.0");
}
else if(nap >= 2.21 && nap < 2.38)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("55.0");
}
else if(nap >= 2.38 && nap < 2.55)
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("60.0");
}
else
{
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Vysoke napeti!");
}

}

if(digitalRead(TL3) == 0)
{
    if(digitalRead(BackLight) == 1)
    {
        digitalWrite(BackLight,LOW);
    }
    else
    {
        digitalWrite(BackLight,HIGH);
    }
}

delay(150);
}

```