



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DOPPLEROVSKÝ INDIKÁTOR TOKU KRVÉ

DOPPLER BLOOD FLOW INDICATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

KAREL MOJŽÍŠ

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ ROZMAN, CSc.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Karel Mojžíš

ID: 147505

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

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 odpovídajícími obvodovými řešeními přístrojů. 3) Poznatky shrňte v literární rešerši z dané oblasti. 4) Vypracujte systémový návrh indikátoru toku krve pro pracovní frekvenci 8 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) Provedte 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:

prof. Ing. Ivo Provazník, 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

Bakalářská práce se zabývá základy ultraakustiky. Podává základní informace o Dopplerově jevu. Jsou v ní popsány metody zpracování a vyhodnocení rychlosti a směru toku krve u dopplerovských systémů s modulovanou a nemodulovanou nosnou vlnou. Práce uvádí systémový návrh nesměrového dopplerovského indikátoru s nemodulovanou nosnou vlnou pro frekvenci 8 MHz, generovanou intenzitu ultrazvuku 100 mW/cm^2 a průměr vysílacího měniče tvaru D = 8 mm. Bakalářská práce obsahuje obvodové řešení indikátoru s číslicovým displejem a bateriovým napájením. Experimentálně jsou změřeny všechny funkční bloky systému a ověřena jejich funkce. V práci jsou uvedeny kompletní podklady pro konstrukci dopplerovského indikátoru toku krve.

KLÍČOVÁ SLOVA

Ultrazvuk, krev, Dopplerův jev, indikátor, oscilátor, zesilovač, filtr, frekvence.

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with basis of ultra-acoustics. The project presents basic information about Doppler effect. It describes the methods of processing and analyzing of velocity and direction of blood at doppler's systems with modulated and unmodulated carrier wave. The project presents the system design of non-directional doppler indicator with unmodulated carrier wave for 8 MHz frequency, generating intensity of ultrasound 100 mW/cm^2 and diameter D-shaped transmitting transducer 8 mm. This bachelor's thesis is concerned with circuit solution of a battery powered blood flow indicator with digital display. All the function blocks of the system are experimentally measured and their function is verified. The thesis contains complete materials for the construction of the doppler blood flow indicator.

KEYWORDS

Ultrasound, blood, Doppler effect, indicator, oscillator, amplifier, filter, frequency.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MOJŽIŠ, K. *Dopplerovský indikátor toku krve*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 50 s. Vedoucí bakalářské 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

.....

(podpis autora)

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. Dále bych chtěl poděkovat rodičům, přátelům a blízkým lidem, kteří mě podporovali po celou dobu mého studia.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

1.	Úvod do problematiky	1
	Základy ultraakustiky	2
	Dopplerův jev	3
2.	Dopplerovské metody měření rychlosti toku krve	5
	2.1. Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou	5
	2.1.1. Nesměrové systémy	5
	2.1.2. Směrové a obousměrné systémy	7
	2.2 Dopplerovské systémy s modulovanou nosnou vlnou.....	10
3.	Návrh indikátoru.....	13
	3.1 Systémový návrh dopplerovského indikátoru.....	13
	Oscilátor	14
	Vysokofrekvenční zesilovač pro vysílač	14
	Vysokofrekvenční zesilovač pro přijímač	14
	Demodulátor	14
	Filtr	14
	Nízkofrekvenční zesilovač	14
	F/U převodník.....	15
	A/D převodník	15
	Displej LCD.....	15
	Napájení.....	15
	3.2 Obvodové řešení	15
	3.2.1 Ultrazvuková sonda	15
	3.2.2 Návrh oscilátoru.....	16
	3.2.3 Vysokofrekvenční zesilovač pro vysílací část	17
	3.2.4 Vysokofrekvenční zesilovač pro přijímací část	19
	3.2.5 Diodový detektor	20
	3.2.6 Filtr.....	21
	3.2.7 Nízkofrekvenční zesilovač.....	24
	3.2.8 F/U převodník	25

3.2.9	A/D převodník	28
3.2.10	Napájení	29
3.3	Konstrukční podklady	34
3.3.1	Celkové schéma zapojení.....	34
3.3.2	Výkresy plošných spojů.....	35
3.3.3	Seznam součástek	36
4.	Dosažené výsledky	38
	Literatura	39
	Seznam obrázků.....	40
	Seznam zkratek a symbolů	41

1. Úvod do problematiky

Ultrazvuková diagnostika se řadí mezi neinvazivní diagnostické metody. Je také jednou z nejrozšířenějších oblastí aplikace ultrazvuku v lékařství. Metody, které využíváme v oboru ultrazvukové diagnostiky, jsou zobrazovací a dopplerovské. U zobrazovacích metod využíváme rozdíly akustických impedancí, [2].

V práci jsou uvedeny základy ultraakustiky a nutný popis Dopplerova jevu doplněn vzorcem potřebným k vyhodnocení rychlosti toku krve v cévách. U metod dopplerovských využíváme pohybujících se struktur, nejčastěji toku krve. Získáme tak přehled o rychlostech pohybu tkání, rychlostních profilech cév i dalších parametrech krevního řečiště, [2].

Bakalářská práce popisuje systémy s nemodulovanou a modulovanou nosnou vlnou. Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou pracují jako nesměrové, směrové a obousměrné. Systémy s modulovanou nosnou vlnou jsou impulzové.

Práce řeší systémový návrh indikátoru se všemi jeho funkčními bloky. Na základě systémového návrhu je realizováno obvodové řešení dopplerovského indikátoru toku krve. Obvodové řešení indikátoru je konstruováno s číslicovým displejem a bateriovým napájením.

Základy ultraakustiky

Pro vznik a přenos mechanického vlnění je třeba nosné médium. V hmotném prostředí existují dva druhy mechanického vlnění - příčné a podélné. V příčném vlnění jsou kmity kolmé ke směru šíření vlny, jinak je tomu u vlnění longitudinálního (podélného). Tam jsou kmity se směrem šíření rovnoběžné. Zvuk se šíří jako podélné vlnění a v pevných látkách pak také i jako příčné vlnění, [1].

Ultrazvuk je mechanické vlnění pevného, kapalného nebo plynného prostředí v rozsahu kmitočtů od 16 kHz do 1 GHz. Zvukem nazýváme vlnění o rozsahu frekvencí od 16 Hz - 16 kHz, infrazvukem pak nazýváme frekvence pod 16 Hz a frekvence vyšší než 1 GHz jsou označovány jako hyperzvuk. Rychlost vlnění je závislá na mechanických vlastnostech prostředí, [2].

Je-li částice tkáně stimulována ke kmitání kolem své střední polohy, potom se kmitání přenáší na sousedící částice, z těchto na další a tak dále. Takto se přenáší kinetická energie z jedné částice na druhou a tato energie se v prostředí šíří ve tvaru sinusoidy. Přitom dochází ke střídání fáze komprese a expanze, [3].

Rychlost ultrazvukové vlny u měkkých tkání organismu je v rozmezí 1450 - 1650 m/s. Vždy záleží na prokrvení tkání, struktuře a jejich složení. Například u tukových tkání je rychlost šíření ultrazvukové vlny v rozmezí 1450 - 1490 m/s, u ostatních tkání je rychlost 1520 - 1650 m/s, [2].

Veličina, která nám charakterizuje prostředí, je akustická impedance. Akustickou impedanci lze chápat jako akustický vlnový odpor, který klade prostředí ultrazvuku. Tkáně a orgány mají specifickou akustickou impedanci, takže můžeme podle ní rozlišovat struktury. Akustická impedance je velmi významná, protože rozdíl dvou impedancí ovlivňuje velikost odrazu a lomu ultrazvukových vln. Impedanci z popisujeme vztahem, [2]:

$$z = \rho \cdot c \quad \left[\frac{\text{Pa} \cdot \text{s}}{\text{m}} \right] \quad (1)$$

kde ρhustota prostředí,
 crychlost šíření vlny.

Tkáně jako kůže, tuk, sval, kost, krev a jiné tělní tekutiny jsou v organismu rozloženy nerovnoměrně, proto představují pro šířící se ultrazvukové vlnění nehomogenní prostředí. Právě na těchto rozhraních se potom ultrazvuková vlna láme, odráží a ohýbá. Toho se využívá právě v diagnostice, [2].

Prochází-li ultrazvuková vlna homogenním prostředím, šíří se přímočaře. Jestliže

prochází ultrazvuková vlna nehomogenním prostředím, pak z části prochází do druhého prostředí a částečně se odrazí zpět. Pokud jsou rozměry rozhraní větší než vlnová délka vlnění, dochází k odrazu a lomu. Jsou-li rozměry rozhraní a vlnové délky přibližně stejné pak je lom doprovázen ohybem vlnění, [2].

Při průchodu ultrazvukové vlny prostředím dochází k útlumu. Je to útlum, který je způsoben rozptylem a absorpcí. Dojde tak k poklesu energie ultrazvukové vlny a tím také ke snížení akustického tlaku, [2].

U absorpce dochází ke změně mechanické energie v tepelnou energii a to ve všech prostředích. Při rozptylu se ultrazvuková vlna odráží, ohýbá a láme na nehomogenitách prostředí, [2].

Dopplerův jev

Dopplerův jev lze popsat tak, že pokud máme zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu a detektor se nepohybuje, detekujeme stejnou frekvenci. Když se zdroj zvukového vlnění přibližuje, pozorovatel (detektor) vnímá vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj vlnění, pak pozorovatel vnímá nižší kmitočet, [1].

Ke stejnému jevu dochází, když se poloha zdroje vlnění nemění a pohybují se pouze erythrocyty, na nichž se akustické vlnění odráží. Právě tohoto principu se využívá u všech dopplerovských detektorů pohybu a měření rychlosti toku krve, [2].

Erythrocyty jsou tedy základní odrazové struktury v proudící krvi. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odrazí zpět ke zdroji. Kmitočet odražené vlny se v důsledku pohybu erythrocytů liší od kmitočtu, který byl vyslán. Tento posun tzv. Dopplerův zdvih nám popisuje vztah, [2]:

$$f_d = \frac{2 \cdot f_v \cdot v \cdot \cos(\alpha)}{c} \quad [\text{Hz}] \quad (2)$$

kde f_d frekvence dopplerovského zdvihu [Hz],

f_v frekvence vyslané ultrazvukové vlny [Hz],

v rychlost toku krve [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$],

α úhel mezi osou cévy a osou sondy[°],

c průměrná rychlost šíření ultrazvukových vln v tkáni [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$].

Důležitým parametrem, který ovlivňuje dopplerovský zdvih je $\cos(\alpha)$. U většiny periferních cév se statisticky dospělo k úhlu 55 °, při kterém jsme schopni detekovat optimální velikost signálu, [2].

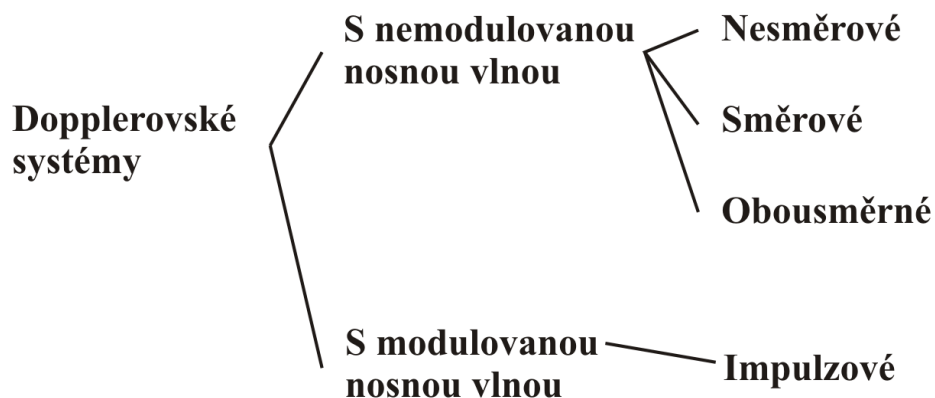
Frekvence signálu, který přijímá detektor, se bude od frekvence signálu vyslaného sondou lišit o Dopplerův zdvih. Naší oblastí zájmu je rozmezí rychlostí toku krve 4 - 40 cm/s. Průměrná rychlost šíření ultrazvukové vlny ve tkáni je 1500 m/s, [2].

Zvýšíme-li pracovní frekvenci, získáme tak i vyšší Dopplerův zdvih, který nám dává informaci o rychlosti pohybujících se erytrocytů. S rostoucí pracovní frekvencí se nám ale zvyšuje také útlum a absorpce ultrazvukové vlny ve tkáni. Naopak snížením pracovní frekvence dojde sice ke snížení útlumu a absorpce, ale tím také ke snížení hodnoty Dopplerova zdvihu. Vzhledem k tomu, že naše zadaná frekvence se nachází na horní hranici použitelnosti, bude útlum v měřených tkáních vyšší a tím pádem i vyšší hodnotu Dopplerova zdvihu, [2].

Pokud se signál odráží od hlouběji uložených struktur, musíme zvýšit buď citlivost přijímače, nebo zvýšit hodnotu intenzity ultrazvuku. Zvýšíme-li citlivost přijímače, jsme limitováni úrovní šumů elektronické části. Když budeme zvyšovat intenzitu, limituje nás maximální dovolená intenzita ultrazvuku v diagnostice, tj. 1 kW/m^2 . V porodnictví pracujeme s frekvencemi 2 - 5 MHz, v kardiologii a angiologii 2 - 10 MHz, [2].

2. Dopplerovské metody měření rychlosti toku krve

Dopplerovské metody měření lze rozdělit podle schématu na Obr. 1.



Obr. 1: Přehled dopplerovských metod měření, [2]

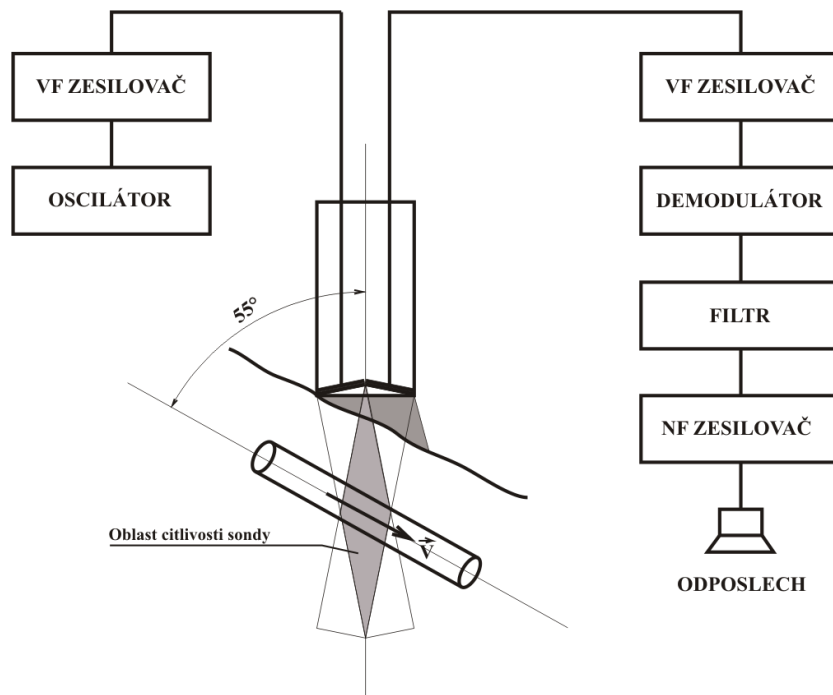
2.1. Dopplerovské systémy s nedomulovanou nosnou vlnou

Systémy se tedy dělí na:

- nesměrové,
- směrové,
- obousměrné.

2.1.1. Nesměrové systémy

Nesměrový dopplerovský systém s nedomulovanou nosnou vlnou vidíme na Obr. 2, [2].



Obr. 2: Blokové schéma nesměrového dopplerovského detektoru, [2]

Nesměrové systémy slouží pouze jako indikátory rychlosti pohybu tkání nebo toku krve, směrové a obousměrné systémy jako měřiče rychlosti. Signálem z oscilátoru je po výkonovém zesílení buzen vysílací měnič sondy, [2].

Hodnota napětí schopná vybuzení měniče se vypočítá z jeho účinnosti a předpokládané intenzity ultrazvukové vlny. Přijímacím měničem je snímána malá část energie, která se odráží od nepohyblivých i pohyblivých struktur, [2].

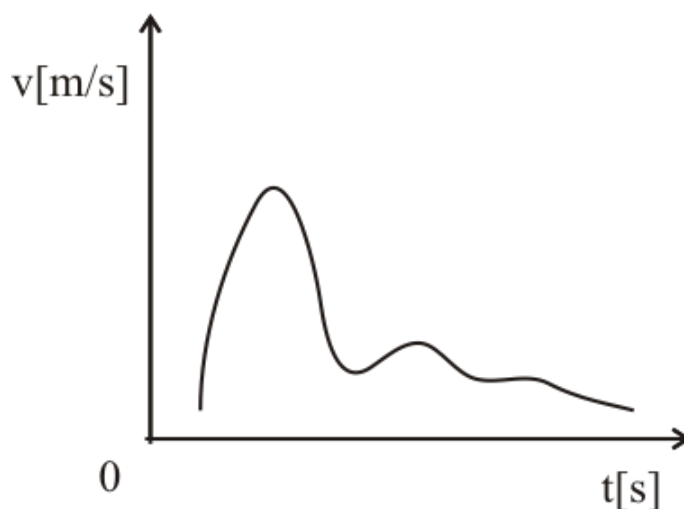
Frekvence odražené vlny od stacionárních struktur je stejná, jako vlna vyslaná. Vlna, která se však odráží od pohybujících se struktur má posunutou frekvenci díky Dopplerovu jevu. Tento posun frekvence (Dopplerův zdvih) je v rozmezí 0 - 15 kHz, což ale závisí na konkrétních hodnotách nosného kmitočtu, rychlosti pohybu erytrocytů, úhlu náklonu sondy vůči směru toku krve a rychlosti šíření ultrazvukové vlny ve tkáni, [2].

Detekovaný signál je frekvenčně, ale i amplitudově modulován. Je to dáno velikostí a natočením struktury, která signál odráží. Sledovaná struktura musí ležet v oblasti citlivosti. Amplitudová modulace je synchronní s tepovou a respirační frekvencí, [2].

Charakteristický vysokofrekvenční signál je složen ze dvou hodnot signálu. První složka je velmi velká, protože ji vytváří odrazy od nepohyblivých struktur a elektroakustickým průnikem z vysílacího na přijímací měnič. Druhá složka se skládá z velmi slabého dopplerovského signálu s jedním postranním pásmem a nese informaci o rychlosti pohybu struktury, [2].

Signál je nyní potřeba demodulovat. Požadovanou demodulaci můžeme realizovat pomocí jednoduchého diodového detektoru (polovodičová dioda). Tímto způsobem však ztratíme informace o směru pohybu struktury nebo toku krve, protože nedokážeme určit polohu postranního pásma vůči nosné vlně, [2].

Také negativní směrové složky turbulentního proudění krve nebudou v tomto systému správně zprůměrovány. Výstupem diodového detektoru je tedy signál o Dopplerově frekvenci. Další možnosti detekce přijímaného vysokofrekvenčního signálu jsou pomocí amplitudového diskriminátoru, poměrového detektoru a pásmových filtrů. Nízkofrekvenční akustické spektrum dopplerovského signálu po demodulaci je po zesílení nízkofrekvenčním zesilovačem možné odposlouchávat až už reproduktorem nebo sluchátky, [2]. Typický průběh rychlostní křivky je na Obr. 3.

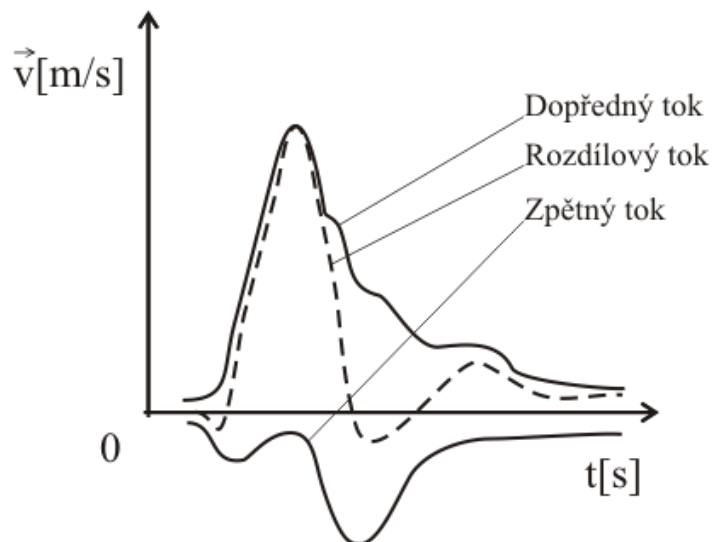


Obr. 3: Rychlostní křivka pro nesměrový systém, [2]

2.1.2. Směrové a obousměrné systémy

Spektrum dopplerovského signálu, které nese informaci o dopředném a zpětném toku krve vytváří postranní pásma nosného kmitočtu, který je vysílán ze sondy. Popisujeme dva typy rychlostí toku krve. Dopředný tok označuje pohyb směrem k sondě $w_d > 0$, zpětný tok označuje pohyb od sondy $w_d < 0$. Dopředný tok má postranní pásmo vyšší frekvence než je nosná frekvence a určí tím horní postranní pásmo. Naopak postranní pásmo pro zpětný tok bude níže, než nosná frekvence a určí tedy dolní postranní pásmo. Pokud v oblasti citlivosti sondy současně existují dopředné i zpětné toky, budou obě postranní pásma ve spektru signálu zastoupena. Pokud systém umožňuje současně vyhodnotit obě postranní pásma, označuje se jako obousměrný, [2].

V případě vyhodnocení jen jednoho typu toku se jedná o systém směrový. Oproti schématu zapojení nesměrového systému, jsou u systémů směrových a obousměrných doplněny bloky pro rozlišení postranních pásem ve spektru signálu, jinak obsahuje stejné funkční bloky. Průběh rychlostní křivky vidíme na Obr. 4, [2].

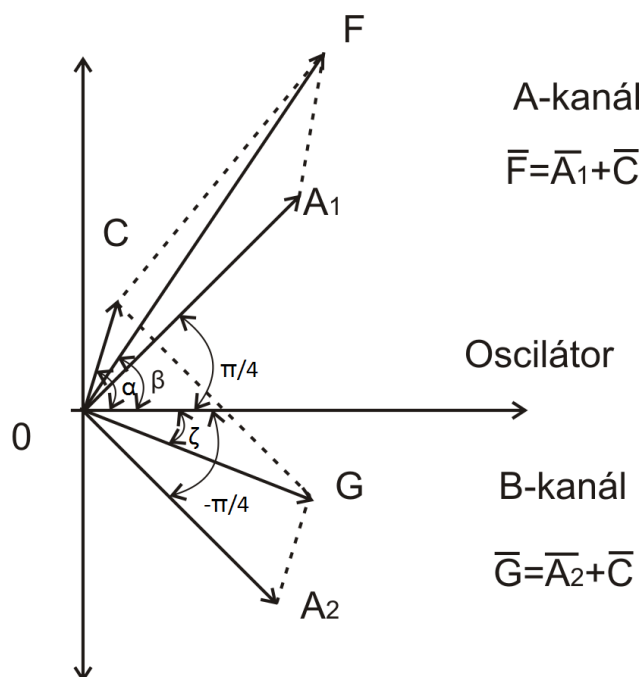


Obr. 4: Rychlostní křivka pro směrový a obousměrný systém, [2]

U dopplerovských směrových systémů se vyhodnocují signály, které jsou úměrné rozdílu dopředných a zpětných toků krve během srdečního cyklu. Slouží tedy spíše jako kvalitativní hodnocení existujících toků opačných směrů, [2].

Pracovní frekvence těchto systémů se volí v rozsahu 3 - 10 MHz, budicí signál pro požadovanou intenzitu ultrazvukové vlny bývá do 10 V_{ss} na vysílacím měniči. Přijímaný signál je zesílen vysokofrekvenčním zesilovačem se ziskem 100 - 140 dB. Dopplerova složka signálu je velmi slabá a bývá o amplitudě 5 - 50 μ V. Dopplerovská frekvence $w_d = 2 \cdot \pi \cdot f_d$ je podle směru toku krve větší nebo menší než nula a je přiváděna na vstup součtových zesilovačů, [2].

Dále se na vstupy součtových zesilovačů přičte signál o nosné frekvenci $w_0 = 2 \cdot \pi \cdot f_0$, který je fázově posunutý pro a-kanál o $\pi/4$ a pro b-kanál o $-\pi/4$. Vektorový diagram vidíme na Obr. 5. Na diodových detektorech potom získáváme složky o frekvenci w_d . Následuje nízkofrekvenční filtr s propustným pásmem 0 - 15 kHz a získáme tak signály U_1 a U_2 . Ty jsou přivedeny na Schmittův klopný obvod (SKO), monostabilní klopný obvod (MKO), hradlo a integrační článek. Vzájemně posunutá napětí U_1 a U_2 o úhel φ spouští Schmittovy klopné obvody. Nástupné a sestupné hrany impulzů SKO v a-kanále spouští dva stejné MKO, které tvarují krátké impulzy dopplerovské frekvence, [2].

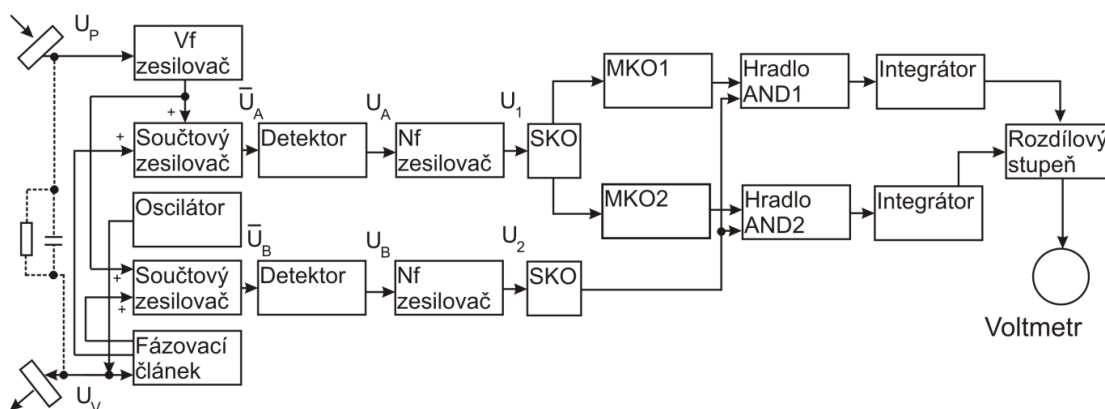


Obr. 5 Vektorový diagram pro směrový systém s nemodulovanou nosnou vlnou, [2]

Výběr směru toku zajistí hradla AND_1 a AND_2 , která se spouští impulzy z SKO srovnávacího b-kanálu. Signál na výstupu hradel je integrován a získáváme napětí úměrná rychlostem dopředného a zpětného toku. V rozdílovém stupni jsou oba kanály převedeny na výslednou hodnotu úměrnou rychlosti toku krve v daném okamžiku srdečního cyklu, [2].

Systémy obousměrné umožňují současné měření rychlostí dopředných i zpětných toků v krevním řečišti. Signál z vysokofrekvenčního generátoru je současně zesílen vysokofrekvenčním zesilovačem a současně přiveden přes fázovací článek na synchronní detektor. Fázovací článek fázově posune signál o 90° , synchronní detektor je pak schopen signál kvadrurně demodulovat. Na výstupu synchronních detektorů jsou kombinace nízkofrekvenčních dopplerovských frekvencí v horním a dolním postranním pásmu, [2].

Následuje filtrace pásmovou propustí a nízkofrekvenční zesílení. Širokopásmové fázové posouvače posunou v každém kanále signál o úhel φ a mezi kanály o 90° . Sečtením signálů z obou kanálů dosáhneme potlačení jednoho a zesílení druhého kanálu, odečtením kanálů rovněž. Systém je ovlivňován přesností fázového rozdílu 90° pro celé uvažované pásmo, identitě amplitud signálu v obou kanálech, přesností provádění operací součtu a rozdílu a na velikosti intermodulačního zkreslení vysokofrekvenčních stupňů, [2]. Blokové schéma směrového systému s nemodulovanou nosnou vlnou vidíme na Obr. 6.



Obr. 6 Schéma směrového systému s nemodulovanou nosnou vlnou, [2]

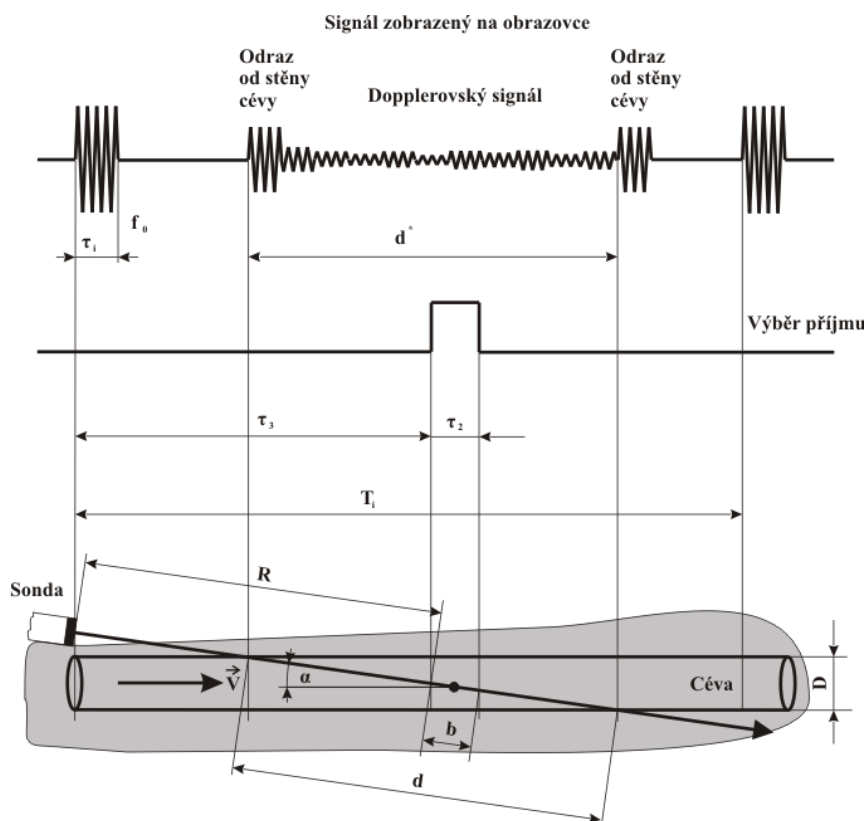
2.2 Dopplerovské systémy s modulovanou nosnou vlnou

Výhoda těchto systémů spočívá ve schopnosti identifikovat v oblasti citlivosti sondy více pohybujících se struktur. Na rozdíl od systémů s nemodulovanou nosnou vlnou tyto systémy umožňují určit hloubku sledování struktury a v případě cévy i její průtočné množství a to díky tomu, že dokážeme změřit její průměr, [2].

Systémy s amplitudovou impulzovou modulací

Systém s amplitudovou impulzovou modulací je kombinací dopplerovského systému s nemodulovanou nosnou vlnou a diagnostického přístroje s A- zobrazením, [2].

Princip můžeme vidět na Obr. 7.



Obr. 7: Princip impulzové dopplerovské metody, [2]

Ultrazvuková vlna frekvence f_0 o délce impulzů τ_i je vysílána s opakovací frekvencí f_i do sledované oblasti. Příjem signálu je uskutečněn v časovém úseku mezi vysílacími impulzy. Pokud bude příjem vzorkován jen v intervalu τ_2 , omezí se měření na oblast, jejíž šířka b je určena vztahem, [2]:

$$b = \frac{c \cdot \tau_2}{2} \quad [\text{m}] \quad (3)$$

kde boblast měření,

c rychlost šíření vlny,

τ_2časový interval pro příjem signálu.

Začátek τ_2 však musí být zpožděn oproti vysílacímu impulzu o τ_3 , [2].

Vzdálenost od měniče je dána vztahem, [2]:

$$R = \frac{c \cdot \tau_3}{2} \quad [\text{m}] \quad (4)$$

kde Rvzdálenost od měniče,

c rychlost šíření vlny,

τ_3časový interval zpoždění.

Sledujeme-li současně vysílaný i přijímaný signál, můžeme ze vzdálenosti ech určit hloubku, ve které se céva nachází, a změřit její průměr D . Ten vypočítáme podle vzorce, [2]:

$$D = d \cdot \sin(\alpha) \quad [\text{m}] \quad (5)$$

kde Dprůměr cévy,

dvzdálenost dopplerovského signálu při průniku průsvitu cévy,

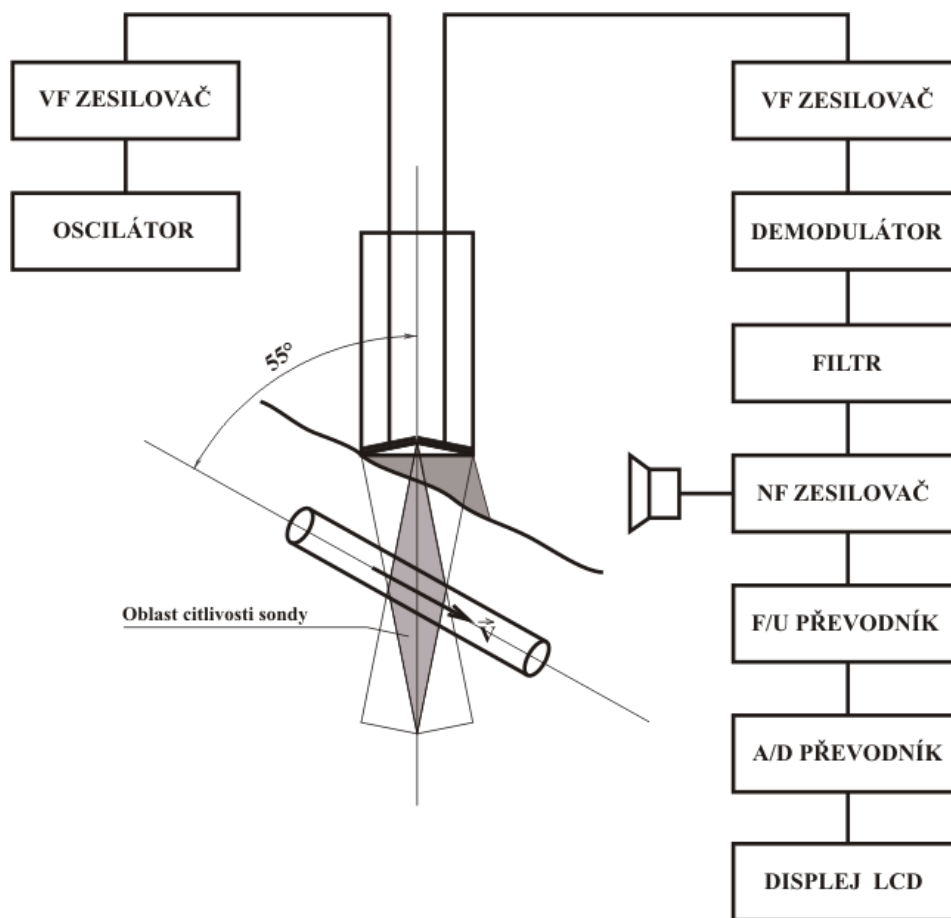
αúhel mezi osou cévy a osou sondy.

Díky tomuto vzorci je možné určit proudový profil cévy i její průtočné množství. Nevýhodou tohoto systému je nutnost přesně určit úhel α . Další nevýhodou je také to, že je obtížné měření malých rychlostí toků v blízkosti stěn cév, [2].

3. Návrh indikátoru

3.1 Systémový návrh dopplerovského indikátoru

Indikátor toku krve, kterým se zabývá tato práce, je nesměrovým systémem s nemodulovanou nosnou vlnou. Bude mít pracovní frekvenci 8 MHz, generovanou intenzitou ultrazvuku 100 mW/cm^2 a průměr vysílacího měniče tvaru $D = 8 \text{ mm}$. Podle technického zadání a jeho parametrů bylo vytvořeno blokové schéma dopplerovského indikátoru toku krve. Toto blokové schéma systémového návrhu vidíme na Obr. 8.



Obr. 8: Systémový návrh dopplerovského indikátoru

Nyní popíšeme základní informace o návrhu jednotlivých částí indikátoru. Tyto části lze rozdělit na dva bloky. Blok vysílací a přijímací.

Oscilátor, vysokofrekvenční zesilovač a vysílací měnič sondy jsou blokem vysílacím. Přijímací měnič sondy, vysokofrekvenční zesilovač, demodulátor, filtr, nízkofrekvenční zesilovač, F/U převodník, A/D převodník a displej LCD jsou blokem přijímacím.

Oscilátor

Pro konstrukci oscilátoru se spojitě vysílanou nosnou vlnou se většinou používají krystalové oscilátory, které zajistí stabilitu kmitočtu. Krystalové oscilátory se používají se sinusovým nebo obdélníkovým výstupním napětím. Sinusový oscilátor nám zajistí větší spektrální čistotu budícího signálu na rozdíl od obdélníkového signálu. Piezoelektrický měnič může být buzen oběma typy signálů. My jsme zvolili obvod SG-531P od firmy EPSON TOYOCOM, který má na výstupu obdélníkový signál. Jako napájení tohoto obvodu použijeme napájecí větev +5 V, [5].

Vysokofrekvenční zesilovač pro vysílač

V návrhu vysokofrekvenčního zesilovacího stupně na frekvencích 8 MHz použijeme obvod, který zajistí dostatečné zesílení a šířku pásma při zvoleném napájecím napětí. Obvod musí být schopen pracovat do kapacitní zátěže s nízkou impedancí (uvažujeme impedanci 100 Ω). Z kategorie kabelových budičů můžeme zvolit obvod od firmy Linear Technology typ LT1227, [6].

Vysokofrekvenční zesilovač pro přijímač

U zesilovače na přijímací straně musíme použít obvody s nízkým šumem, nízkým zkreslením a dostatečnou šířkou pásma při daném zesílení. Zesílení vychází z úrovně vstupního signálu a předpokládáme oblast okolo 80 dB. Při daném pracovním kmitočtu 8 MHz a napájecím napětí ± 5 V jsou nároky na mezní kmitočet tohoto obvodu poměrně vysoké. Nabízí se tedy použít dva obvody LT1222 od firmy Linear Technology, [7].

Demodulátor

Pro zapojení demodulátoru použijeme jednoduchý obvod složený z několika součástek. Demodulační diodu vybíráme s pokud možno nejmenší kapacitou přechodu a nejmenším přechodovým napětím. Kondenzátor demodulátoru volíme velmi kvalitní. Jako diodu navrhujeme Schottkyho diodu typu BAT 46, [8].

Filtr

Pro řešení filtračního stupně skládajícího se z horní a dolní propusti 2. řádu použijeme nízkošumové přímo vázané zesilovače. Pro řešení těchto aktivních filtrů se nabízí obvod LT1124 od firmy Linear Technology, [9].

Nízkofrekvenční zesilovač

Pro následné dostatečné výkonové zesílení signálu pro alternativní odposlech a následné zpracování použijeme běžný nízkonapěťový audio zesilovač (použití v FM a AM radiopřijímačích a přehrávačích). Z hlediska nutnosti použití minima externích součástek a nízké pořizovací ceny volíme obvod LM386 od firmy National Semiconductor, [10].

F/U převodník

Pro převod frekvence na napětí musíme použít komparační stupeň pro určení úrovně vstupního signálu, při němž má docházet ke spouštění nábojové pumpy nebo monostabilního klopného obvodu. Dále potřebujeme integrátor a výstupní zesilovač. Všechny tyto potřebné prvky nám nabízí v ucelené formě obvod od firmy National Semiconductor LM2917N, [11].

A/D převodník

Jako převodník použijeme běžný 3,5místný A/D převodník, používaný pro panelové voltmetry, například EX2068 od firmy Beckmann+Egle s maximálním rozsahem 199,9 mV, [12].

Displej LCD

K zobrazování rychlosti toku krve jsme zvolili kvůli nízké spotřebě 3,5 místný LCD displej. Tento displej je v jednom pouzdře i s A/D převodníkem, a tak dosáhneme větší integrace použitých součástek.

Napájení

Jako napájecího zdroje využijeme dvou bateriových článků o napětí 1,5 V zapojených do série. Z nich je možné pomocí měničů DC/DC konvertorů vytvořit symetrická napájecí napětí ± 5 V. K tomu využijeme například obvod LT1073 od firmy Linear Technology, který zajistí napájecí napětí +5 V, [13] a obvod od firmy Maxim MAX660 pro zajištění záporného napětí -5 V, [15].

3.2 Obvodové řešení

3.2.1 Ultrazvuková sonda

Sonda se skládá ze dvou piezoelektrických měničů. Každý měnič je půlkruhového tvaru D. Pro použití u dopplerovského indikátoru toku krve použijeme tužkovou sondu vhodnou pro diagnostiku. Jako materiál pro piezoelektrické měniče použijeme Zirkonát typ PKM – 31. Pro výpočet napětí, které má být na výstupu vysokofrekvenčního zesilovače, musíme vycházet ze zadaných parametrů:

frekvence nosného kmitočtu: $f_v = 8 \text{ MHz}$,

průměru měniče: $d = 8 \text{ mm}$,

intenzity: $I = 100 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$,

činitele elektromechanické vazby: $k_v = 0,93$.

Z těchto údajů jsme schopni spočítat vyzařovací plochu měniče a intenzitu vyzařování měniče.

Plocha měniče:

$$s = \frac{\pi \cdot r^2}{2} = \frac{\pi \cdot (4 \cdot 10^{-3})^2}{2} = 2,5132 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2. \quad (6)$$

Intenzita měniče:

$$I = \frac{N}{s} \Rightarrow N = I \cdot s = 100 \cdot 0,25132 = 25,132 \text{ mW}. \quad (7)$$

Elektrický výkon celého měniče:

$$P = \frac{N}{(kv)^2} = \frac{25,132 \cdot 10^{-3}}{(0,93)^2} = 0,02906 \text{ W} \doteq 29,06 \text{ mW}. \quad (8)$$

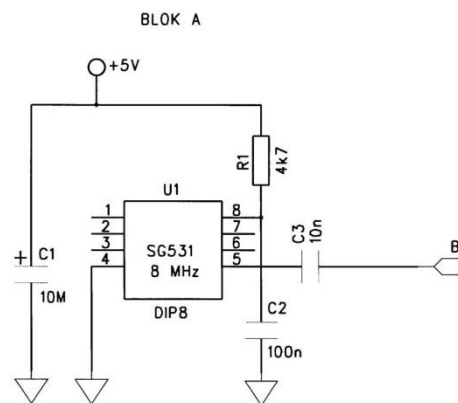
Efektivní napětí na měniči:

$$U = \sqrt{P \cdot Z} = \sqrt{29,06 \cdot 10^{-3} \cdot 100} = 1,7046 \text{ V} \doteq 1,7 \text{ V}. \quad (9)$$

Vypočítané efektivní napětí 1,7 V musí být na výstupu zesilovače na vysílacím měniči ultrazvukové sondy.

3.2.2 Návrh oscilátoru

Pro návrh oscilátoru použijeme obvod firmy EPSON TOYOCOM typ SG-531P. Tento obvod generuje obdélníkové pulzy o frekvenci 8 MHz. Napájení tohoto obvodu je +5 V. Obvod byl zvolen pro minimální počet diskrétních součástek a přesnost kmitočtu ± 100 ppm. Použitá součástka je v provedení se čtyřmi vývody s roztečemi DIL8. Pin 4 je připojen na zem, pin 8 je připojen na napájení +5 V přes rezistor R1, který snižuje napětí na 3,8 V. Výstupní špičkové napětí je 3,4 V. Jako filtrace jsou připojeny blokovací kondenzátory C1 a C2 mezi napájení a zem obvodu. Výstup je na pinu 5 a je na něj připojeno střídavé oddělení, přes které je obdélníkový signál přiváděn na vstup vysokofrekvenčního zesilovače, [5]. Funkční schéma zapojení vidíme na Obr. 9.



Obr. 9 Funkční zapojení oscilátoru

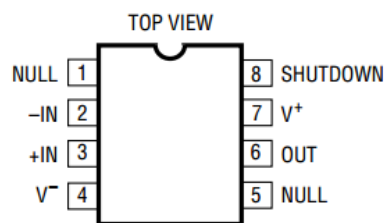
3.2.3 Vysokofrekvenční zesilovač pro vysílací část

Předtím, než je signál přiveden na piezoelektrický měnič sondy, je potřeba, aby byl obvod oscilátoru oddělen od zátěže. To zajistí právě vysokofrekvenční zesilovač LT1227 od firmy Linear Technology, [6]. Dále je nutné, aby vysokofrekvenční zesilovač napětově zesílil signál, který by měl po přivedení na piezoelektrický vysílací měnič sondy efektivní hodnotu napětí 1,7 V, jak bylo spočítáno při návrhu ultrazvukové sondy. Počítáme přibližně s napětím 3,4 V na výstupu oscilátoru. Signál z oscilátoru je dostatečně napětově velký na to, aby nebylo potřeba velkého zesílení. Požadavky na zesílení tedy nejsou vysoké. Pro výpočet zesílení zesilovače použijeme vzorec pro zesílení ideálního zesilovače v neinvertujícím zapojení, [4]:

$$A = 1 + \frac{R4}{R3} = 1 + \frac{200}{200} = 2. \quad (10)$$

Rezistor R3 je odporový trimr, kterým je možné nastavit přesnou hodnotu zesílení v rozsahu od 1,1 do hodnoty zesílení, která je daná omezením zesilovače, který má podle výrobce zesílení 20 dB pro kmitočet 11 MHz, [6].

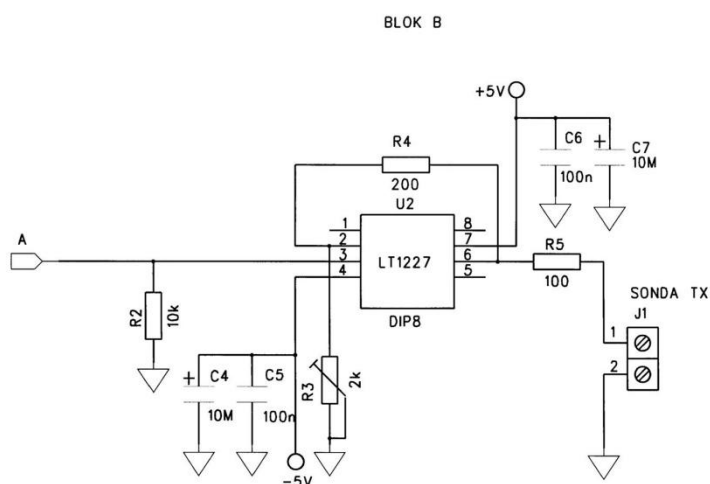
Bylo potřeba zapojení odporového děliče na výstup vysokofrekvenčního zesilovače tak, aby se napětí zmenšilo na polovinu. Efektivní napětí na výstupu vysokofrekvenčního zesilovače bude tedy 1,7 V. Šířka pásma podle použitého zesílení 2 má frekvenci 140 MHz, takže předpoklad pro dostatečnou šířku pásma je splněn. Vývody zesilovače vidíme na Obr. 10, [6].



Obr. 10: Označení vývodů zesilovače, [6]

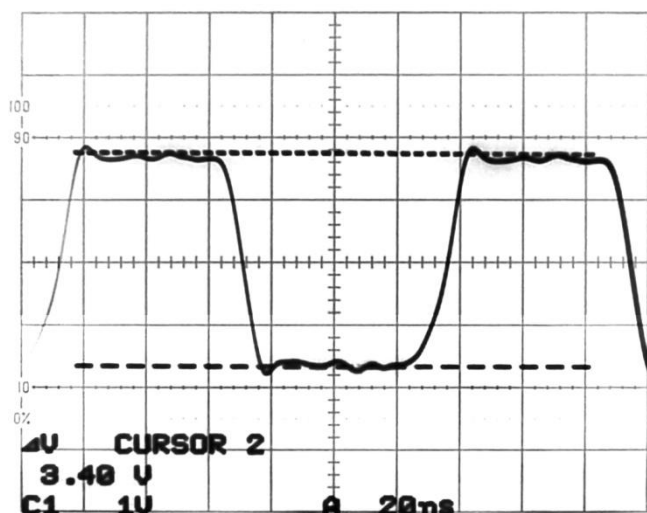
Obvod je napájen symetrickým napájecím napětím ± 5 V. Jako blokování použijeme dvojici kondenzátorů pro každou napájecí větev obvodu. Hodnoty elektrolytických kondenzátorů C4 a C7 jsou $10\ \mu\text{F}$ a keramické kondenzátory C5, C6 mají hodnoty $100\ \text{nF}$.

Funkční schéma vysokofrekvenčního zesilovače použitého pro konstrukci vysílací části dopplerovského indikátoru vidíme na Obr. 11.



Obr. 11 Schéma vysokofrekvenčního zesilovače pro vysílač

Reálné hodnoty naměřené osciloskopem na zhotoveném funkčním zapojení vidíme na Obr. 12. Špičkové napětí je $3,4\ \text{V}$. Efektivní napětí na výstupu vysokofrekvenčního zesilovače je tedy $1,7\ \text{V}$.



Obr. 12 Napětí na výstupu vysokofrekvenčního zesilovače

3.2.4 Vysokofrekvenční zesilovač pro přijímací část

V přijímací části indikátoru je nutné použití vysokofrekvenčního zesilovače s dostatečnou šířkou přenášeného pásma a jsou na něj kladeny zvýšené nároky, protože vstupní dopplerovský signál dosahuje pouze amplitudy 5 - 50 μV , [2]. Z toho důvodu musí mít zesilovač velký poměr signál – šum. Zesilovač musí být navrhnout tak, aby zesílil modulovaný signál nad prahovou úroveň napětí demodulační polovodičové diody. Ta je součástí diodového demodulátoru a vybraná dioda BAT 46 má hodnotu otevíracího napětí 0,25 V při proudu 0,1 mA, [8].

Volba zesílení vysokofrekvenčního zesilovače tedy závisí na hodnotě velmi malého vstupního signálu přiváděného z výstupu přijímacího piezoelektrického měniče sondy na vstup zesilovače. Tento signál je nutné zesílit nejméně 10 000x, což odpovídá 80 dB. To nám zajistí vysokofrekvenční operační zesilovač umístěný v pouzdře obvodu LT1222 od firmy Linear Technology. Tento operační zesilovač má dostatečnou šířku přenášeného pásma 500 MHz. Zesilovač je v obvodu indikátoru napájen symetrickým napájecím napětím $\pm 5\text{ V}$. Zesilovač má velmi nízké vstupní šumové napětí $3\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ a vstupní napěťová nesymetrie je pouze 300 μV , [7].

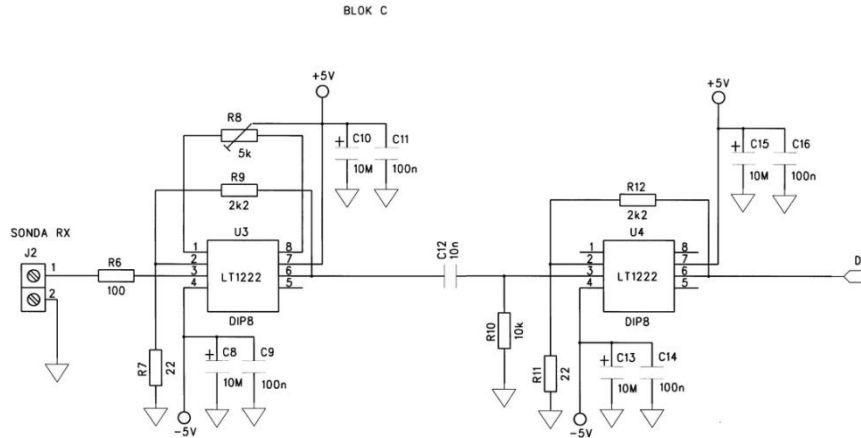
Dostatečné šířky přenášeného pásma bychom nedosáhli jedním operačním zesilovačem, proto je nutné zařadit dva operační zesilovače za sebe. Každý z nich zesílí signál 100x a dvoustupňovým řazením zesilovačů tak získáme zesílení 10 000.

Před vstupem signálu do prvního vysokofrekvenčního zesilovače je zapojen rezistor R6, který vytváří ochranu vstupu. Pro kompenzaci vstupní napěťové nesymetrie použijeme odporový trimr R8 o hodnotě 5 k Ω , který je zapojen mezi piny 1 a 8. Oba zesilovače mají

nastaveno pevné zesílení, které se určí podle vzorce, [4]:

$$A = 1 + \frac{R9}{R7} = 1 + \frac{2200}{22} = 101. \quad (11)$$

To odpovídá hodnotě 40,08 dB. Toto zesílení je nastaveno i na druhém zesilovači. Na výstupu druhého zesilovače je tedy signál zesílen o 80 dB. Funkční schéma obou zesilovačů použitých pro konstrukci přijímací části dopplerovského indikátoru vidíme na Obr. 13.



Obr. 13 Schéma dvou vysokofrekvenčních zesilovačů

3.2.5 Diodový detektor

Diodovým detektorem musíme dosáhnout odstranění nosné vlny a získání modulačního signálu. Zvolený typ detekce je velmi jednoduchý a v jeho zapojení se vyskytuje jen minimální počet součástek. Při návrhu diodového detektoru, složeného z polovodičové diody, rezistoru a kondenzátoru, postupujeme tak, že si nejprve zvolíme rezistor v detektoru. Tento rezistor volíme 4,7 kΩ. Kondenzátor následně dopočítáme. Musíme počítat se vztahem, který nám udává časovou konstantu τ , na které závisí úspěšnost detekce dopplerovského signálu. Časovou konstantu vypočítáme podle vztahu, [4]:

$$\tau = R.C \quad [s]. \quad (12)$$

Dále je nutné, aby byla splněna podmínka pro rozmezí dvou frekvenčních mezí, které jsou dané nosnou vlnou a horní mezní frekvencí filtru. Tuto podmínku nám udává vztah, [4]:

$$\frac{1}{\omega_{NOSNA}} < R.C < \frac{1}{\omega_{HORNÍ MEZ}}. \quad (13)$$

Pro výpočet kapacity kondenzátoru vyjádříme ze vzorce (13) rozmezí kapacit, které mohou být použity. Výpočet kapacity kondenzátoru je dán vztahem:

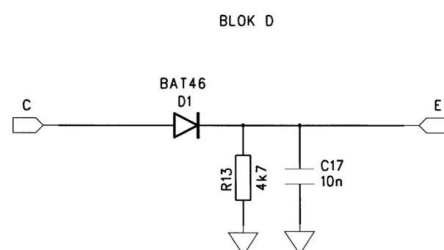
$$\frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot f_{\text{NOSNÁ}}} < C < \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot f_{\text{HORNÍ MEZ}}}. \quad (14)$$

Po dosazení konkrétní hodnoty rezistoru 4,7 kΩ získáme vztah:

$$\frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 4700 \cdot 8 \cdot 10^6} < C < \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 4700 \cdot 2447}. \quad (15)$$

Výsledné rozmezí kapacit, pro volbu kondenzátoru je tedy $4,23 \cdot 10^{-12} \text{ F} < C < 1,38 \cdot 10^{-8} \text{ F}$. Pro naše zapojení volíme kondenzátor 10 nF.

Při detekci diodovým detektorem budou odstraněna postranní pásma vůči nosné frekvenci. Protože se ale zabýváme návrhem nesměrového systému, postačí nám tento typ detektoru. Pokud zvolíme špatnou hodnotu časové konstanty, bude docházet k tomu, že nám bude pronikat nosná frekvence dále do filtru, nebo naopak ztratíme modulační signál. Funkční schéma obvodu diodového detektoru vidíme na Obr. 14.



Obr. 14 Schéma diodového detektoru

3.2.6 Filtr

Nejprve je nutné určit hranice frekvencí, které musí pásmová propust zesílit. Tyto meze určíme podle vzorce (2). Do tohoto vzorce dosadíme naše krajní meze rychlostí toku krve. Tyto meze jsou 4 - 40 cm/s.

Výpočet mezních frekvencí pásmové propusti:

$$f_{\text{dolní}} = \frac{2 \cdot f_v \cdot v \cdot \cos(\alpha)}{c} \quad [\text{Hz}]. \quad (16)$$

Po dosazení hodnot nosné frekvence, spodní hranice rychlosti toku krve, úhlu a rychlosti šíření ultrazvukové vlny ve tkáni dostáváme vztah:

$$f_{\text{dolní}} = \frac{2 \cdot 8 \cdot 10^6 \cdot 0,04 \cdot \cos(55)}{1500} = 244,73 \text{ Hz}. \quad (17)$$

Druhá mezní frekvence se vypočítá stejně, jen se počítá s maximální možnou rychlostí toku krve, jakou bude detektor schopen vyhodnotit.

$$f_{\text{horní}} = \frac{2 \cdot f_v \cdot v \cdot \cos(\alpha)}{c} \quad [\text{Hz}] \quad (18)$$

$$f_{\text{horní}} = \frac{2 \cdot 8 \cdot 10^6 \cdot 0,4 \cdot \cos(55)}{1500} = 2447,26 \text{ Hz} \quad (19)$$

Pro zapojení pásmové propusti jsme zvolili Butterworthův filtr 2. řádu, který má na mezním kmitočtu útlum 3 dB, [4]. Výše uvedenými výpočty jsme získali obě mezní frekvence nutné pro výpočet Butterworthova filtru. Dále k výpočtu filtru 2. řádu použijeme konstanty z Tab.1, [4].

Tab. 1: Konstanty pro výpočet Butterworthových filtrů 2. - 6. řádu, [4]

řád:	konstanty:		
n	k1	k2	k3
2	1,414	0,7071	-
3	1,392	3,546	0,2024
4	1,082	0,9241	-
	2,613	0,3825	-
5	1,354	1,753	0,4214
	3,235	0,309	-
6	1,035	0,966	-
	1,414	0,7071	-
	3,863	0,2588	-

Protože jsme zvolili filtr druhého řádu, je zapojení dolní i horní propusti složeno vždy ze dvou rezistorů a dvou kondenzátorů. V zapojení pro každou propust můžeme zvolit stejné hodnoty kondenzátorů nebo rezistorů a další dvě dopočítáme. Pro výpočet dolní propusti uvažujeme horní mezní frekvenci 2447,26 Hz. V zapojení dolní propusti zvolíme nejprve hodnoty rezistorů. Zvolili jsme hodnoty 10 kΩ. Nyní můžeme hodnoty odporů dosadit do vzorců a vypočítat hodnoty kapacit kondenzátorů podle vztahů, [4]:

$$C_1 = \frac{k_1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot f} = \frac{1,414}{2 \cdot \pi \cdot 10000 \cdot 2447,26} = 9,2 \text{ nF}, \quad (20)$$

$$C_2 = \frac{k_2}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot f} = \frac{0,7071}{2 \cdot \pi \cdot 10000 \cdot 2447,26} = 4,6 \text{ nF}. \quad (21)$$

V našem zapojení volíme tedy nejbližší kondenzátory 10 nF a 4,7 nF.

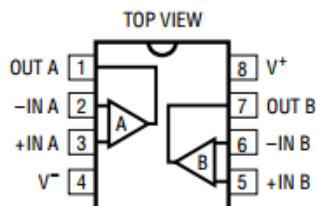
Výsledná dolní propust se tedy skládá ze dvou rezistorů 10 kΩ a kondenzátorů 10 nF a 4,7 nF.

Při návrhu horní propusti naopak zvolíme kapacitu dvou kondenzátorů. Tato kapacita je v našem návrhu 22 nF. Ve vzorcích počítáme s dolní mezní frekvencí 244,73 Hz. Pro výpočet dvou rezistorů použijeme vzorce, [4]:

$$R_1 = \frac{\frac{1}{k_1}}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot f} = \frac{\frac{1}{1,414}}{2 \cdot \pi \cdot 22 \cdot 10^{-9} \cdot 244,73} = 20\,905,51 \, \Omega, \quad (22)$$

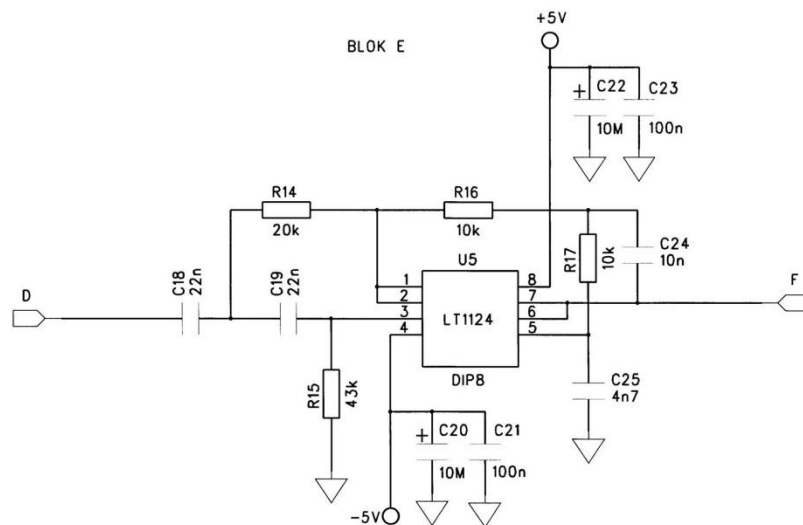
$$R_2 = \frac{\frac{1}{k_2}}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot f} = \frac{\frac{1}{0,7071}}{2 \cdot \pi \cdot 22 \cdot 10^{-9} \cdot 244,73} = 41\,805,11 \, \Omega. \quad (23)$$

Ke spočítaným rezistorům 20 905,51 Ω a 41 805,11 Ω tedy volíme nejbližší hodnoty rezistorů 20 kΩ a 43 kΩ pro jejich následné zapojení do horní propusti. Použijeme dvojitý operační zesilovač v jednom pouzdře. Zapojení obvodu LT1124 a všech jeho vývodů vidíme na Obr. 15, [9].



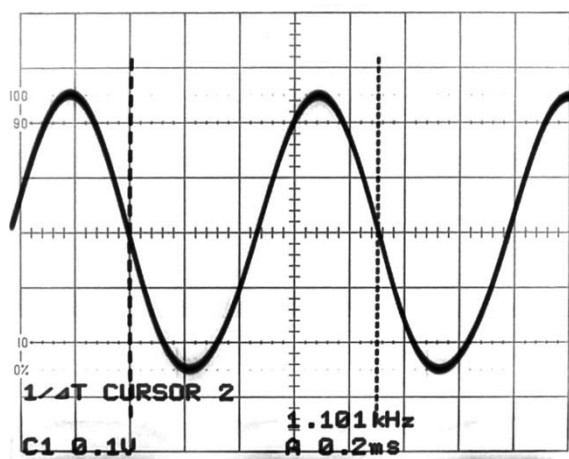
Obr. 15 Vývody obvodu LT1124, [9]

Pouzdro obvodu obsahuje dva operační zesilovače. Tím dosáhneme úspory místa na desce plošného spoje. Využijeme pinů 1, 2 a 3 pro zapojení horní propusti a pinů 5, 6 a 7 pro zapojení dolní propusti. Na pin 4 je přivedeno záporné napětí -5 V, na pin 8 kladné napětí +5 V. Obě napájecí větve jsou filtrovány dvojicí kondenzátorů. Funkční schéma filtru vidíme na Obr. 16.



Obr. 16 Schéma zapojení filtru

Pro ověření funkce obvodu jsme experimentálně naměřili reálný průběh napětí z osciloskopu. Byla naměřena velikost amplitudy signálu 0,36 V při frekvenci 244 Hz. Téměř stejná velikost amplitudy 0,36 V byla naměřena na výstupu filtru pro horní mezní frekvenci 2 447 Hz. Pro střed pásma filtrace daný mezními frekvencemi 244 Hz a 2 447 Hz je amplituda podle Obr. 17 přibližně 0,5 V.

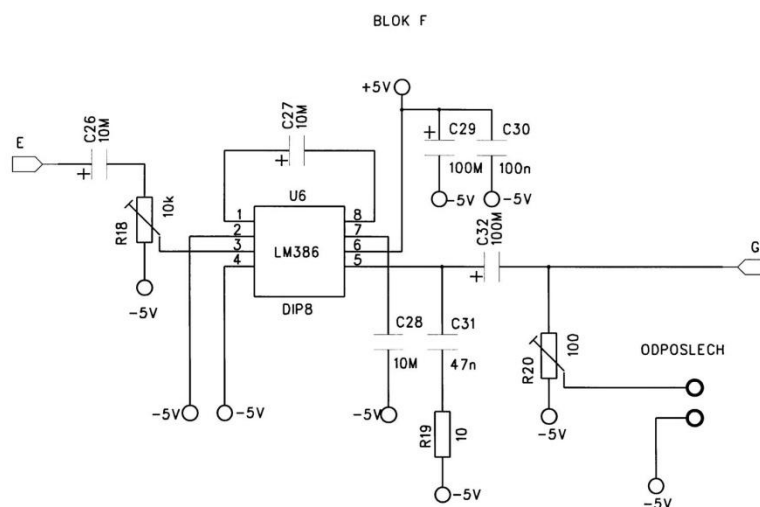


Obr. 17 Velikost amplitudy na středu frekvenčního pásma

3.2.7 Nízkofrekvenční zesilovač

Vyfiltrovaný signál přivádíme přes vazební kondenzátor C26 a odporový trimr R18 na vstup nízkofrekvenčního zesilovače. V zapojení použijeme nízkofrekvenční zesilovač

LM386. Do zesilovače se signál přivádí na pin 3 a zesílí se 200x, aby měl dostatečnou velikost napětí pro další zpracování F/U převodníkem. Podle katalogu výrobce využijeme jednu z typických aplikací. Vybereme zapojení se zesílením 200. Výrobce udává hodnotu odporového trimru pro nastavení úrovně signálu 10 k Ω . Dále pro zesílení 200 musí být zapojen mezi piny 1 a 8 kondenzátor 10 μ F a na pinu 5, což je výstup zesilovače, musí být zapojen kondenzátor 0,05 μ F a rezistor 10 Ω . My jsme použili kondenzátor 47 nF. Na pin 7 je kvůli snížení brumu připojen kondenzátor 10 μ F na zem. Na pin 5 je připojen kondenzátor pro střídavé oddělení obvodu a signál je dále veden na blok F/U převodníku, [10]. Funkční schéma nízkofrekvenčního zesilovače vidíme na Obr. 18.



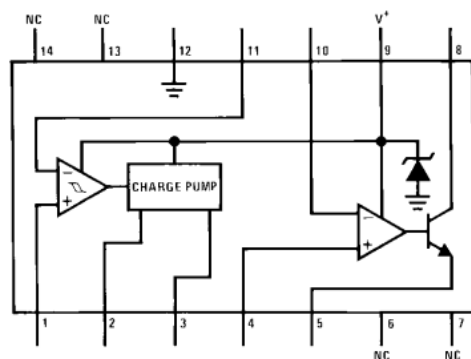
Obr. 18 Schéma nízkofrekvenčního zesilovače

Pro odposlech jsme navrhli možnost připojení sluchátek. Jsou připojena pomocí konektoru JACK 3,5 mm. Pro nastavení hlasitosti je zapojen před konektorem sluchátek odporový trimr 100 Ω , kterým je možné regulovat hlasitost odposlechu. Použijeme sluchátek, jejichž odpor je 2 x 32 Ω . Sluchátka jsou zapojena do série a jsou použita z důvodu úspory místa na desce plošného spoje. Také jsou méně rušivá pro okolí než použití reproduktoru. Nízkofrekvenční zesilovač je napájen napětím +10 V.

3.2.8 F/U převodník

Jako F/U převodník použijeme obvod LM2917N od firmy National Semiconductor. Jedná se o obvod, který je monolitickým převodníkem frekvence na napětí. Jeho časté využití je v aplikacích, jako jsou převod frekvence na napětí, rychloměry, regulátory rychlosti, dotykové a zvukové spínače. My využijeme tohoto obvodu pro

převedení Dopplerova zdvihu na hodnotu napětí, kterou A/D převodník již převede na číselnou hodnotu na LCD displeji. Vnitřní zapojení obvodu LM2917N můžeme vidět na obrázku Obr. 19, [11].



Obr. 19 Schéma vnitřního zapojení F/U převodníku, [11]

Převodník je konstruován tak, aby měl minimum připojených externích součástek a byl všestranně využitelný. Signál se po průchodu napěťovým komparátorem převádí nábojovou pumpou na stejnosměrný proud. Dále je v pouzdře integrován operační zesilovač, který řídí výstupní tranzistor. Pouzdro obsahuje také Zenerovu diodu, ke které je připojen rezistor 470 Ω . Tím je zajištěno napájení obvodu. K převodu frekvence na napětí je potřeba jeden časovací kondenzátor, zatěžovací rezistor a integrační kondenzátor. Když vstupní hodnota napětí dosáhne nad nebo pod úroveň komparátoru, časovací kondenzátor se lineárně nabíjí nebo vybíjí mezi dvěma napěťovými úrovněmi, jejichž rozdíl je $\frac{V_{CC}}{2}$. Průměrné množství proudu protékající kondenzátorem C_1 je, [11]:

$$\frac{\Delta Q}{T} = i_{C(AVG)} = C_1 \cdot \frac{V_{CC}}{2} \cdot (2 \cdot f_{IN}) = V_{CC} \cdot f_{IN} \cdot C_1. \quad (24)$$

Převodník má zabudované dva zdroje konstantního proudu, které tvoří proudové zrcadlo. První proudový zdroj dodává proud do kondenzátoru C_1 a druhý zdroj potom tento proud velmi přesně přenáší na rezistor, ke kterému je připojen filtrační kondenzátor. Díky Zenerově diodě je napětí $V_{CC} = 7,56$ V, tomu odpovídá proud podle výrobce asi 170 μA . Pro výstupní napětí platí vztah, [11]:

$$V_O = V_{CC} \cdot f_{IN} \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot K \quad [V], \quad (25)$$

kde konstanta K je koeficient zesílení s typickou hodnotou 1.

Na výstupu uvažujeme napětí 5 V. Maximální vstupní kmitočet stanovíme na hodnotu frekvence 3 306 Hz. Pak můžeme hodnotu kapacity časovacího kondenzátoru vypočítat podle vzorce, [11]:

$$C_1 = \frac{I_2}{f_{MAX} \cdot V_{CC}} = \frac{170 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot 306.756} = 6,8018 \text{ nF}. \quad (26)$$

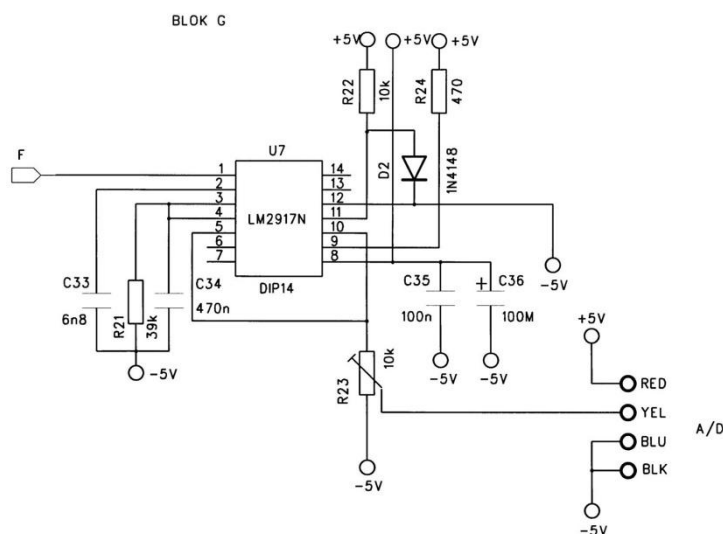
Zvolíme tedy pro zapojení kondenzátor 6,8 nF. Nyní vypočítáme odpor R_1 podle upraveného vzorce (25), [11]:

$$R_1 = \frac{V_O}{V_{CC} \cdot f_{IN} \cdot C_1} = \frac{5}{7.56.2447.6.8.10^{-9}} = 39\,747\,\Omega. \quad (27)$$

Pro funkční zapojení volíme hodnotu odporu $39\text{ k}\Omega$.

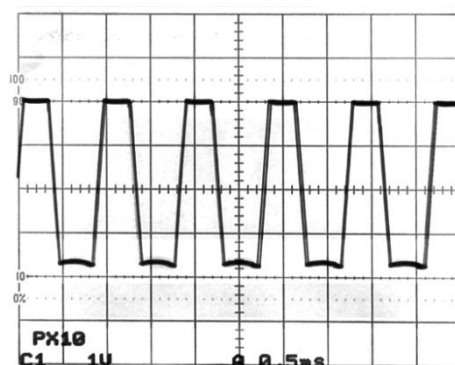
Při výběru externích součástek jsou zde omezení pro volbu hodnot. Aby byla zachována přesnost převodu, musí časovací kondenzátor, který poskytuje vnitřní kompenzaci pro nábojovou pumpu, mít hodnotu kapacity vyšší než 500 pF. Pokud tato podmínka nebude splněna a hodnota kapacity bude nižší, může to zapříčinit chybný proud na rezistoru R_1 zvláště při nízkých teplotách. Obvod je napájen +10 V, [11].

Funkční zapojení vidíme na Obr. 20.

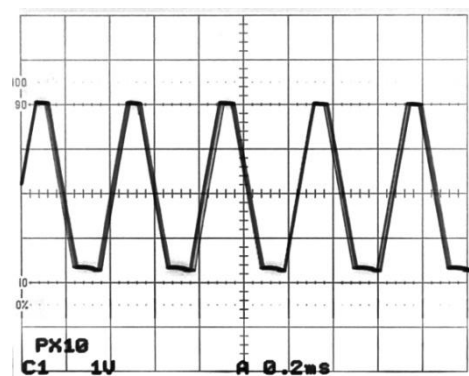


Obr. 20 Funkční zapojení F/U převodníku

Funkčnost zapojení je experimentálně ověřena a průběhy napětí z osciloskopu na převodním kondenzátoru C33 F/U převodníku vidíme na následujících obrázcích. Na obrázku Obr. 21 vidíme funkci převodníku při frekvenci 1 100 Hz, což je přibližně střed frekvenčního pásma, které chceme sledovat. Na obrázku Obr. 22 je průběh napětí při frekvenci 2 500 Hz. Je zřejmé, že funkce převodníku na tomto kmitočtu má ještě rezervu. Při dalším zvýšení kmitočtu již začne být převod frekvence na napětí nelineární.



Obr. 21 Průběh při frekvenci 1 100 Hz



Obr. 22 Průběh při frekvenci 2 500 Hz

3.2.9 A/D převodník

Jako A/D převodník a současně jako zobrazovací jednotka byl použit kompaktní panelový modul od firmy Beckmann+Egle. Použitím tohoto modulu jsme se vyhnuli mnoha problémům, které vznikaly dříve použitím obvodů s odděleným displejem a nutností použití galvanicky izolovaného zdroje napájení převodníku, [12].

Použití tohoto modulu má několik výhod. Napájecí napětí modulu a měřené napětí mohou mít společnou zem. Přesnost modulu je $0,2 \% \pm 1$ digit. Napájecí napětí je 7 – 30 V DC, příkon je 35 mW při 7 V, teplotní rozsah je v rozmezí od 0 °C do + 60 °C. Konfigurovatelná desetinná čárka se dá změnit pájecími mosty a dále je možné nastavení nuly odporovým trimrem. Vstupní odpor je větší než 1 000 MΩ, měřicí rozsah 199,9 mV a rozlišení 100 μV, [12]. Tento funkční blok indikátoru musí převést analogové napětí na logické hodnoty a tyto pak zobrazit na LCD displeji. Napájení obvodu je +10 V. Využití tohoto obvodu tedy výrazně zjednoduší celou konstrukci indikátoru.

3.2.10 Napájení

Návrh symetrického napájení 3 [V] / +5 [V]

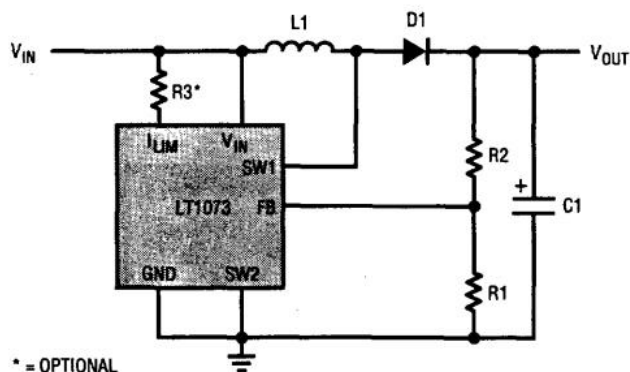
V zapojení našeho indikátoru je zapotřebí symetrického napájecího napětí pro operační zesilovače. Proto potřebujeme mít zdroj kladného a záporného napětí. Použité obvody jsou konstruovány tak, aby je bylo možné z jednoho zdroje napájet všechny. Používáme napětí symetrická ± 5 V, dále napětí +5 V a +10 V. Napětí +5 V je použito v napájení oscilátoru.

Jako napájecího zdroje použijeme pár kvalitních alkalických baterií s nízkým vnitřním odporem velikosti AA o napětí 1,5 V. Pro kladné napájecí napětí +5 V použijeme obvod LT1073 od firmy Linear Technology. Tento obvod je DC/DC konvertor, který nám zajistí konverzi z napětí 2,5 V – 3 V na +5 V, [13].

Výrobce udává, že obvod vyžaduje pouze 3 externí součástky pro poskytnutí pevného napětí +5 V. V zapojení je zapotřebí Schottkyho diody, odporu a cívky. Volíme cívku s induktancí 150 μ H. Pro proudové omezení zdroje volíme odpor 100 Ω , díky kterému by měl být maximální proud spínače přibližně 700 mA. Volba diody je poměrně důležitá, protože je nutné dodržet parametry, jako jsou rychlost spínání, malý úbytek napětí v propustném směru a zanedbatelný proud v závěrném směru, [13].

Svémi parametry vyhovuje vybraná Schottkyho dioda 1N5819, která má napětí v závěrném směru až 40 V, [14].

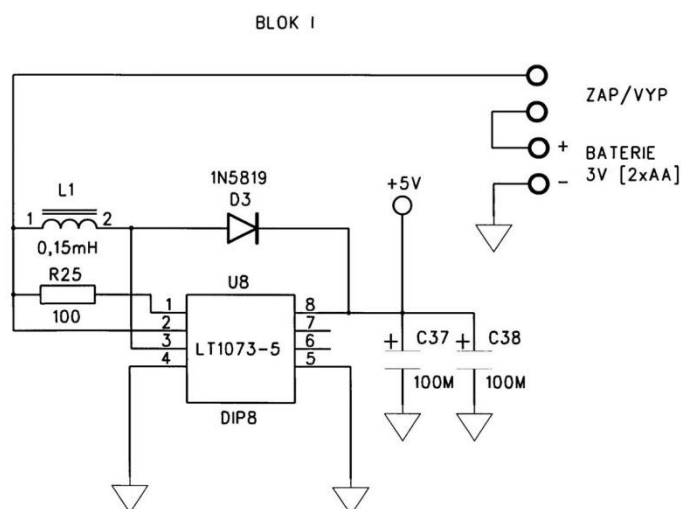
Na Obr. 23 vidíme schéma, ze kterého vychází náš návrh. Rozdíl oproti naší realizaci je jen v připojení vstupu FB (Sense). V našem zapojení je vstup Sense připojen přímo za diodu na výstup měniče, protože rezistory R1 a R2 jsou uvnitř integrovaného obvodu. V zapojení na Obr. 23 je možné pomocí poměrů odporů R1 a R2 měnit výstupní napětí, [13].



Obr. 23 Zapojení DC/DC konvertoru, [13]

Funkce obvodu je založena na porovnávání výstupního napětí s referenčním napětím 212 mV. Když dojde k poklesu napětí na výstupu DC/DC konvertoru, komparátor zapne oscilátor o frekvenci 19 kHz. Budič zesílí úroveň signálu, který sepne tranzistor a ten připojí cívku do obvodu. Přes cívku začne protékat proud, který v ní začne akumulovat energii magnetického pole. Po odpojení spínače se magnetické pole cívky začne rozpadat a snaží se v cívce zachovat proud ve stejném směru. Naindukované napětí se přičte k napětí baterie. Tak získáme navýšení napětí na +5 V. Dioda slouží k oddělení kondenzátoru, aby nedocházelo k vybíjení, [13].

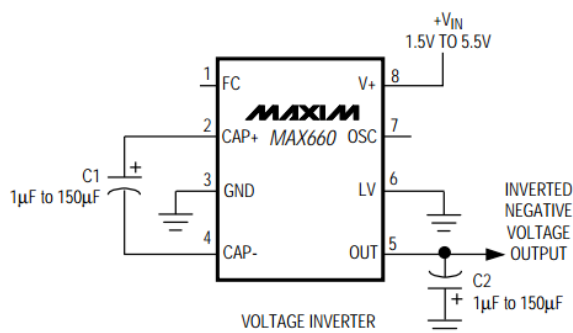
Reálné funkční zapojení našeho zdroje pro konverzi napětí 3 V na +5 V vidíme na Obr. 24.



Obr. 24 Zdroj +5V

Návrh symetrického napájení 3 [V] / -5 [V]

Pro získání záporného napětí -5 V volíme obvod od firmy Maxim MAX660, který patří k obvodům plnící funkci konvertoru napětí. Vstupní kladná napětí konvertuje na záporná napětí. V našem zapojení potřebujeme pro úplné symetrické napájení ± 5 V, dále kromě již uvedeného zapojení kladného napětí +5 V i záporné napětí -5 V. To nám zajistí právě obvod MAX660, který vidíme v zapojení na obrázku Obr. 25, [15].

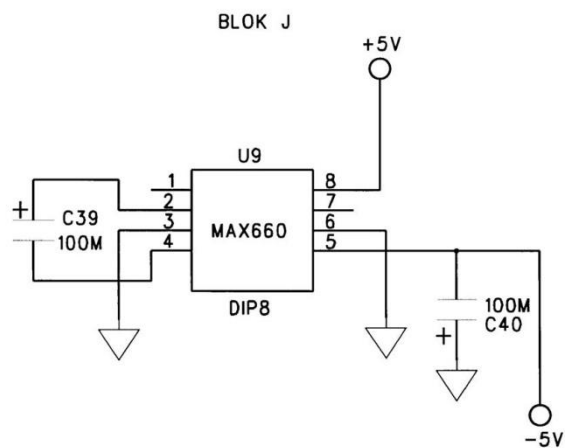


Obr. 25 Zapojení obvodu MAX660, [15]

Obvod MAX660 funguje jako nábojová pumpa a konvertuje vstupní napětí od +1,5 V do +5,5 V na korespondující napětí záporná od -1,5 V do -5,5 V. Tato záporná napětí jsou dostupná na pinu 5 obvodu MAX660, [15].

Jako externí součástky připojené ke konvertoru použijeme pouze dva kondenzátory o kapacitách 100 µF. Kondenzátor sloužící jako nábojová pumpa je připojen mezi piny 2 a 4. Druhý kondenzátor je připojen na výstup obvodu. Pin 1 je v našem zapojení nezapojen a tím je dána frekvence interního oscilátoru s typickou frekvencí 10 kHz. Kdyby se pin 1 připojil na napájení +5 V, změnila by se frekvence interního oscilátoru na 80 kHz. Tuto možnost bychom využili při vyšší spotřebě zařízení. Oscilátor řídí spínače, které střídavě připojují kondenzátor do kladné napěťové větve, kde se nabíjí. Poté se kondenzátor přepojí do záporné napěťové větve, kde se vybíjí. Pokud chceme konvertovat napětí nad 3 V, měl by být pin 6 (LV) uzemněn, [15].

Funkční schéma zdroje napětí -5 V je na obrázku Obr. 26.



Obr. 26 Zdroj -5 V

Přibližná spotřeba celého zapojení indikátoru změřená ampérmetrem je vyjádřena tabulkou Tab. 2.

Tab. 2 Tabulka spotřeby

Tabulka spotřeby		
	Hodnota	Jednotka
Vlastní spotřeba zdroje	6	mA
F/U převodník	36	mA
Nízkofrekvenční zesilovač	23	mA
Pásmová propust	27	mA
1.vstupní zesilovač	8	mA
2.vstupní zesilovač	45	mA
Oscilátor	24	mA
Zesilovač-vysílací	151	mA
LCD displej	10	mA
Celkem	330	mA

Výhody a nevýhody systému

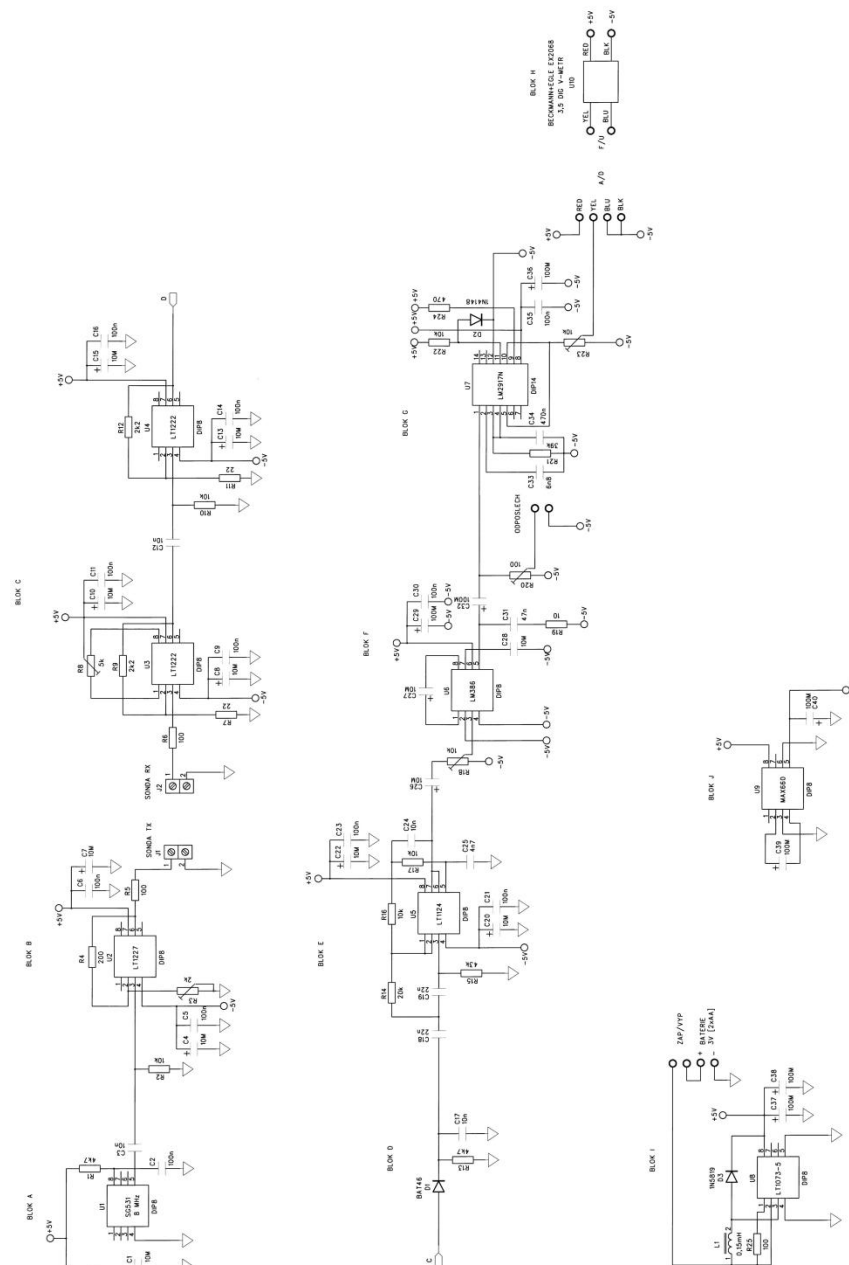
Celý systém je navrhnut na bateriové napájení. Tato možnost je bezpečná pro pacienta a nehrozí nebezpečí vyššího napětí, které by se mohlo dostat k pacientovi při měření systémem napájeným ze sítě. Náš návrh počítá s použitím alkalických baterií. Ty mají nevýhodu jen jednoho použití. Při použití alkalických baterií, je schopen detektor fungovat přibližně 5 hodin podle využití. Vhodné by tedy byli například akumulátory Li-Pol. S jejich použitím by doba použití detektoru vzrostla.

Konstrukce a návrh plošného spoje je uzpůsoben jednostranně. Pro snížení rušení by bylo třeba vyrobit plošný spoj oboustranný. Nutností by bylo, aby jedna strana plošného spoje byla vyplněna mědí a tím tvořila zemi. Volba součástek byla orientována na diskrétní součástky a integrované obvody. Proto by se zvýšila kompaktnost detektoru při použití SMD součástek. Zkonstruovaný funkční detektor byl experimentálně ověřen a jeho funkční bloky fungují správně.

Výhodou systému je použití LCD displeje s integrovaným voltmetrem. Spojením těchto dvou bloků se konstrukce výrazně zjednodušila. Výhodou je také nízká spotřeba LCD displeje. Volba použití sluchátek je výhodná z hlediska úspory místa v krabičce detektoru. Použití napájecího napětí +5 V, ze kterého je konvertováno napětí -5 V je nespornou výhodou systému. Získáme tak všechna potřebná napájení pro všechny součástky na desce plošného spoje.

3.3 Konstrukční podklady

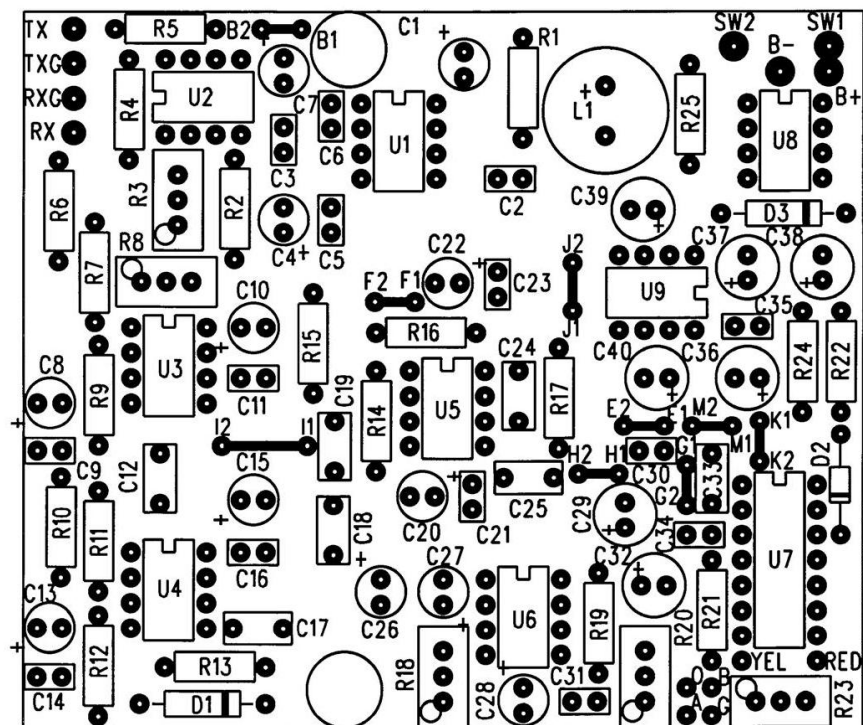
3.3.1 Celkové schéma zapojení



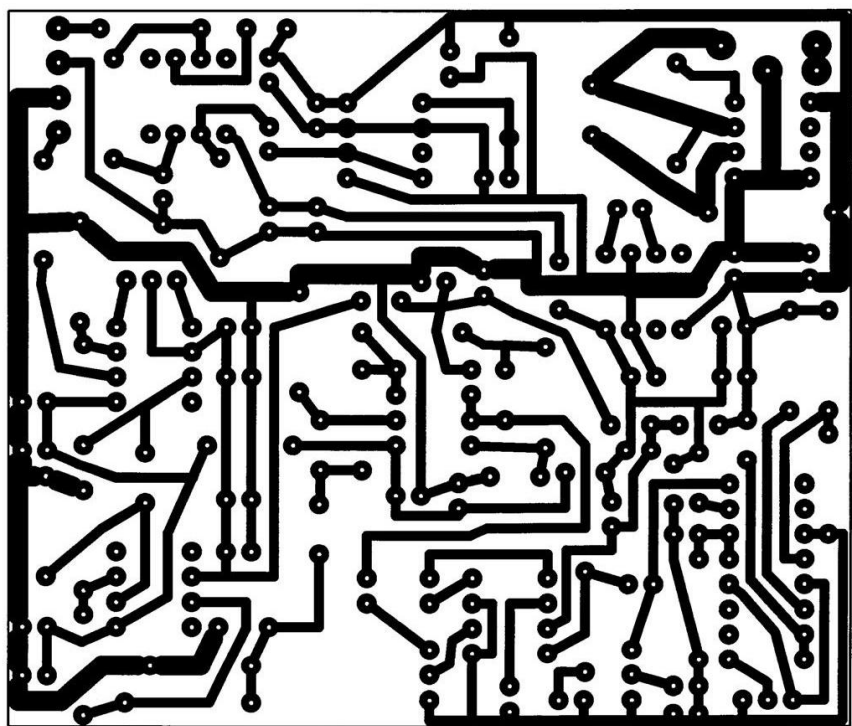
Obr. 27 Celkové schéma zapojení

3.3.2 Výkresy plošných spojů

Osazovací plán



Strana spojů



3.3.3 Seznam součástek

REZISTORY		
Označení:	Hodnota:	Typ:
R1	4k7	MRR4K7
R2	10k	MRR10K HIT
R3	2k	64W2K
R4	200	MRR200R
R5	100	MRR100R
R6	100	MRR100R
R7	22	MRR22R
R8	5k	64W5K
R9	2k2	MRR2K2
R10	10k	MRR10K HIT
R11	22	MRR22R
R12	2k2	MRR2K2
R13	4k7	MRR4K7
R14	20k	MRR20K
R15	43k	MRR43K
R16	10k	MRR10K HIT
R17	10k	MRR10K HIT
R18	10k	64W10K
R19	10	MRR10R
R20	100	64W100R
R21	39k	MRR39K
R22	10k	MRR10K HIT
R23	10k	64W10K
R24	470	MRR470R
R25	100	MRR100R

KONDENZÁTORY		
Označení:	Hodnota:	Typ:
C1	10μ	CT 10M
C2	100n	CK 100N
C3	10n	CK 10N
C4	10μ	CT 10M
C5	100n	CK 100N
C6	100n	CK 100N
C7	10μ	CT 10M
C8	10μ	CT 10M
C9	100n	CK 100N
C10	10μ	CT 10M
C11	100n	CK 100N
C12	10n	CK 10N
C13	10μ	CT 10M
C14	100n	CK 100N
C15	10μ	CT 10M
C16	100n	CK 100N
C17	10n	CK 10N
C18	22n	CF1-22N/J
C19	22n	CF1-22N/J
C20	10μ	CT 10M
C21	100n	CK 100N
C22	10μ	CT 10M
C23	100n	CK 100N
C24	10n	CF2-10N/J
C25	4n7	CF2-4N7/J
C26	10μ	CT 10M
C27	10μ	CT 10M
C28	10μ	CT 10M
C29	100μ	E100M
C30	100n	CK 100N
C31	47n	CK 47N
C32	100μ	E100M
C33	6n8	CF2-6N8/J

KONDENZÁTORŮ		
Označení:	Hodnota:	Typ:
C34	470n	CK 470N
C35	100n	CK 100N
C36	100μ	E100M
C37	100μ	E100M
C38	100μ	E100M
C39	100μ	E100M
C40	100μ	E100M

TLUMIVKA		
Označení:	Hodnota:	Typ:
L1	0,15mH	DPU150A0,5

INTEGROVANÉ OBVODY	
Označení:	Hodnota:
U1	SG531P
U2	LT1227
U3	LT1222
U4	LT1222
U5	LT1124
U6	LM386
U7	LM2917N
U8	LT1073-5
U9	MAX660
U10	EX2068

OSTATNÍ SOUČÁSTKY	
Označení:	Typ:
Posuvný spínač	P-R6P
Bateriové pouzdro	BH 321-2A
Krabička	ABS-37B
Jack konektor 3,5mm	SCJ-0354-PZ
Patice DIL8	DIL08PZ
Patice DIL14	DIL14PZ
Svorky	ARK550

4. Dosažené výsledky

Cílem této bakalářské práce bylo seznámení s metodami vyhodnocování dopplerovských signálů a tomu odpovídajícími obvodovými řešeními přístrojů.

V úvodu práce jsou uvedeny základy ultraakustiky. Dále je popsán Dopplerův jev a vliv parametrů, které se podílí na způsobu vyhodnocování rychlosti toku krve.

Systémový návrh nesměrového indikátoru toku krve s nemodulovanou nosnou vlnou a jeho částmi – oscilátorem, vysokofrekvenčním zesilovačem pro vysílač a vysokofrekvenčním zesilovačem pro přijímač, demodulátorem, filtrem, nízkofrekvenčním zesilovačem, F/U převodníkem, A/D převodníkem a displejem je uveden ve třetí kapitole.

Dále bylo podle systémového návrhu vypracováno obvodové zapojení dopplerovského indikátoru krve. Na základě celkového schématu byly navrženy všechny prvky zapojení. Byl zkonstruován funkční vzorek a na něm experimentálně ověřena funkce. Bylo nakresleno celkové schéma zapojení, výkres plošného spoje a osazovací plán. Pro konstrukci indikátoru byl vypracován seznam všech použitých součástek. Zadání bylo splněno v plném rozsahu.

Literatura

- [1] HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. Část 2. Vyd. 1. Překlad Jan Obdržálek. Brno: Vutium, 2000, 223s., ISBN 80-214-1868-0.
- [2] ROZMAN, J. *Ultrazvuková technika v lékařství: Diagnostické systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 1979, 264 s.
- [3] DIETRICH, Christoph F. *Ultrasonografie: orgánové zobrazení pro základní, nadstavbové a závěrečné kurzy*. 5., přeprac. a rozšíř. vyd. Praha: Equilibria, 2008, 404 s. ISBN 978-808-9284-207.
- [4] BELZA, Jaroslav. *Operační zesilovače pro obyčejné smrtelníky*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2004, 247 s. ISBN 80-730-0060-1.
- [5] EPSON TOYOCOM. *Crystal oscillator SG-531P* [online]. [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/161042/EPSON/SG-531P.html>>.
- [6] LINEAR TECHNOLOGY. *LT1227* [online]. 1994. vyd. [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/70371/LINER/LT1227.html>>.
- [7] LINEAR TECHNOLOGY. *LT1222* [online]. 1992 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/191854/LINER/LT1222.html>>.
- [8] STMICROELECTRONICS. *BAT46* [online]. 1999 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.datasheet4u.com/pdf/180165/STMicroelectronics/BAT46.html>>.
- [9] LINEAR TECHNOLOGY. *LT1124* [online]. 1992 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.datasheet4u.com/pdf/57515/LinearTechnology/LT1124.html>>.
- [10] NATIONAL SEMICONDUCTOR. *LM386* [online]. 2000 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.datasheet4u.com/pdf/50292/NationalSemiconductor/LM386.html>>.
- [11] NATIONAL SEMICONDUCTOR. *LM2917N* [online]. 2003 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/8824/NSC/LM2917N.html>>.
- [12] BECKMANN+EGLE. *EX2068* [online]. [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.produktinfo.conrad.com/index.php?bl=CS&q=134414>>.
- [13] LINEAR TECHNOLOGY. *LT1073-5* [online]. [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.datasheet4u.com/pdf/57048/LinearTechnology/LT1073-5.html>>.
- [14] HY ELECTRONIC(CAYMAN) LIMITED. *1N5819* [online]. 2012 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <http://www.hygroup.com.tw/en/products.php?prodId=78&level1_id=1&level2_id=12>.
- [15] MAXIM. *MAX660* [online]. 1996 [cit. 2014-05-28]. Dostupné z: <<http://www.datasheet4u.com/pdf/443691/Maxim/MAX660.html>>.

Seznam obrázků

Obr. 1: Přehled dopplerovských metod měření, [2]	5
Obr. 2: Blokové schéma nesměrového dopplerovského detektoru, [2].....	5
Obr. 3: Rychlostní křivka pro nesměrový systém, [2].....	7
Obr. 4: Rychlostní křivka pro směrový a obousměrný systém, [2].....	8
Obr. 5 Vektorový diagram pro směrový systém s nemodulovanou nosnou vlnou, [2]	9
Obr. 6 Schéma směrového systému s nemodulovanou nosnou vlnou, [2]	10
Obr. 7: Princip impulzové dopplerovské metody, [2]	11
Obr. 8: Systémový návrh dopplerovského indikátoru	13
Obr. 9 Funkční zapojení oscilátoru.....	17
Obr. 10: Označení vývodů zesilovače, [6]	18
Obr. 11 Schéma vysokofrekvenčního zesilovače pro vysílač	18
Obr. 12 Napětí na výstupu vysokofrekvenčního zesilovače.....	19
Obr. 13 Schéma dvou vysokofrekvenčních zesilovačů	20
Obr. 14 Schéma diodového detektoru	21
Obr. 15 Vývody obvodu LT1124, [9]	23
Obr. 16 Schéma zapojení filtru.....	24
Obr. 17 Velikost amplitudy na středu frekvenčního pásma	24
Obr. 18 Schéma nízkofrekvenčního zesilovače.....	25
Obr. 19 Schéma vnitřního zapojení F/U převodníku, [11].....	26
Obr. 20 Funkční zapojení F/U převodníku	27
Obr. 21 Průběh při frekvenci 1 100 Hz	28
Obr. 22 Průběh při frekvenci 2 500 Hz	28
Obr. 23 Zapojení DC/DC konvertoru, [13]	29
Obr. 24 Zdroj +5V	30
Obr. 25 Zapojení obvodu MAX660, [15].....	31
Obr. 26 Zdroj -5 V	32
Obr. 27 Celkové schéma zapojení	34

Seznam zkratek a symbolů

A	[dB]	zesílení
AA		velikost baterie
α	[°]	úhel mezi osou cévy a osou sondy
A/D		analogově / digitální
AM		amplitudová modulace
b	[m]	oblast měření
c	[m/s]	rychlost šíření ultrazvukové vlny
d	[m]	průměr
d	[m]	vzdálenost dopplerovského signálu při průniku průsvitu cévy
D	[m]	průměr cévy
D	[m]	průměr vysílacího měniče
DC	[V]	stejnosměrné napětí
DC/DC		stejnosměrné napětí / stejnosměrné napětí
DIL		dual in-line
ECL		Emitter Coupled Logic
F/U		frekvence / napětí
FM		frekvenční modulace
F_M		zpožděný M-sekvenční signál
f_0	[Hz]	frekvence nosná
f_d	[Hz]	frekvence dopplerovského zdvihu
f_i	[Hz]	frekvence opakovací
f_{IN}	[Hz]	vstupní frekvence
f_M		pseudonáhodná periodická sekvence impulzů
f_v	[Hz]	frekvence vyslané ultrazvukové vlny

I	[W/m ²]	intenzita
i	[A]	proud
k ₁		konstanta Butterworthova filtru
k ₂		konstanta Butterworthova filtru
k _v		činitel elektromechanické vazby
LCD		liquid crystal display
Li-Pol		lithium polymerový akumulátor
LV		low voltage operation input
MKO		monostabilní klopný obvod
n		řád
N	[s]	perioda
N	[W]	výkon
P	[W]	elektrický výkon
ppm		parts per million
Q	[C]	náboj
r	[m]	poloměr
R	[m]	vzdálenost od měniče
R	[Ω]	elektrický odpor
s	[m ²]	plocha
SKO		Schmittův klopný obvod
SMD		surface mount device
T	[s]	čas
TTL		Tranzistor Tranzistor Logic
U	[V]	napětí
τ	[s]	časová konstanta

τ		šířka impulzů
τ_2	[s]	časový interval pro příjem signálu
τ_3	[s]	časový interval zpoždění
τ_d	[s]	zpoždění vysílaného signálu
τ_i	[s]	délka impulzů
τ_s	[s]	doba běhu echa
v	[m/s]	rychlost toku krve
V_{CC}	[V]	napájecí napětí
VCO		napětově řízený oscilátor (Voltage Controlled Oscillator)
w	[rad/s]	úhlová frekvence
w_0	[rad/s]	nosná frekvence
w_d	[rad/s]	dopplerovská frekvence
z	$[\frac{\text{Pa} \cdot \text{s}}{\text{m}}]$	impedance
Z	$[\Omega]$	impedance
ρ	$[\text{kg}/\text{m}^3]$	hustota
π		Ludolfovo číslo
φ	$[\circ]$	fázový úhel mezi kanály dopředného a zpětného toku krve