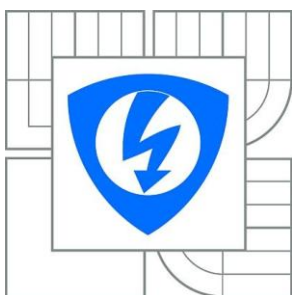


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ULTRAZVUKOVÝ PRŮTOKOMĚR PRO DIALYZAČNÍ MONITOR

ULTRASOUND BLOOD FLOWMETER FOR HAEMODIALYSIS MONITOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

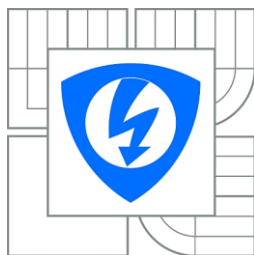
Bc. LUCIE KROHOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ ROZMAN, CSc.

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Studentka: Bc. Lucie Krohová
Ročník: 2

ID: 141922
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Ultrazvukový průtokoměr pro dialyzační monitor

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem hemodialýzy a metodami měření malých průtoků krve in vitro. 2) Prostudujte funkční schéma dialyzačního monitoru a diskutujte velikosti hodnot parametrů krevní části průtokového schématu. Poznatky presentujte formou literární rešerše. 3) Formulujte hlavní cíle práce pro ultrazvukové měření průtoku krve ve venózním dialyzačním setu. 4) Navrhněte metodu a vypracujte systémový návrh měřiče průtoku krve. 5) Navrhněte principiální blokové schéma měřiče, diskutujte požadované parametry funkčních bloků s ohledem na obvodové řešení. 6) Vypracujte obvodové řešení průtokoměru a experimentálně ověřte základní funkční bloky. Práce musí obsahovat celkové schéma zapojení, výkres plošného spoje a soupisku součástek.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006, ISBN 80-200-1308-3.
[2] SULKOVÁ, S. a kol. Hemodialýza. Maxdorf, Jesenius, Praha, 2000, ISBN 80-85912-22-8.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

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

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Hlavním cílem této diplomové práce je seznámení se s principem hemodialýzy, metodami měření průtoků krve a vytvoření systémového a obvodového návrhu měřiče průtoku krve. Práce obsahuje úvod do hemodialýzy, popis dialyzačního monitoru, rozdělení ultrazvukových měřičů průtoku, systémový návrh měřiče průtoku krve se stručným popisem jednotlivých funkčních bloků, obvodové schéma měřiče průtoku a experimentální ověření obvodu. Práce dále zahrnuje seznam použitých součástek, výkres plošného spoje a technický výkres snímače.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dopplerův jev, dialyzační monitor, ultrazvukový průtokoměr, průtok krve

ABSTRACT

The main objective of this thesis is to get know about introduce the principles of hemodialysis, blood flow measurement methods and the creation the system and peripheral design of blood flow meter. The thesis contains an introduction to hemodialysis, a description of the dialysis monitor, the distribution of ultrasonic flow meters and system design of blood flow meter with a brief description of each function block, circuit diagram of a flow meter and experimental verification of the circuit. There are also the list of components, printed circuit board drawing and technical drawing of the sensor included.

KEYWORDS

Doppler effect, hemodialysis monitor, ultrasound blood flowmeter, blood flow

KROHOVÁ, L. *Ultrazvukový průtokoměr pro dialyzační monitor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 65 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Ultrazvukový průtokoměr pro dialyzační monitor jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování diplomové práce.

V Brně dne

.....
(podpis autora)

OBSAH

1	ÚVOD.....	8
2	PROBLEMATIKA HEMODIALÝZY	9
2.1	Principy hemodialýzy	9
2.1.1	Difúze	9
2.1.2	Konvekce	11
2.1.3	Adsorpce	12
2.1.4	Clearance, dialyzance, ultrafiltrace.....	12
2.2	DIALYZAČNÍ MONITOR.....	14
2.2.1	Mimotělní oběh krve.....	15
2.2.2	Dialyzátor	17
3	ULTRAZVUKOVÉ MĚŘIČE PRŮTOKU	19
3.1	Impulzní průtokoměry	19
3.2	Zpětnovazební průtokoměry	20
3.3	Dopplerovské průtokoměry	22
4	NÁVRH ULTRAZVUKOVÉHO MĚŘIČE PRŮTOKU	25
4.1	Systémový návrh ultrazvukového měřiče.....	25
4.1.1	Vysílací část	26
4.1.2	Ultrazvukový snímač	27
4.1.3	Přijímací část	28
4.1.4	Zobrazovací jednotka	30
4.1.5	Napájení	31
4.2	Obvodové řešení ultrazvukového průtokoměru.....	33
4.2.1	Krystalový oscilátor vysílací části	33
4.2.2	Vysokofrekvenční zesilovač ve vysílací části	34
4.2.3	Vysokofrekvenční zesilovač v přijímací části.....	36
4.2.4	Demodulátor	37
4.2.5	Filtr	39
4.2.6	Nízkofrekvenční zesilovač	41
4.2.7	Převodník f/U	42
4.2.8	LCD display s A/D převodníkem	43
4.2.9	Obvody napájení	43

4.3	Experimentální ověření.....	49
4.4	Konstrukční dokumentace	53
4.4.1	Schéma zapojení	54
4.4.2	Výkres plošného spoje	55
4.4.3	Seznam součástek.....	57
4.4.4	Výkres snímače	59
5	ZÁVĚR	60
	SEZNAM LITERATURY	61
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	63
	SEZNAM PŘÍLOH.....	65

1 ÚVOD

Úkolem diplomové práce na téma Ultrazvukový průtokoměr pro dialyzační monitor, je seznámit se s principem hemodialýzy, metodami měření průtoků krve, prostudovat funkční schéma dialyzačního monitoru, navrhnout metodu a vypracovat systémový návrh měřiče průtoku krve ve venózní části dialyzačního setu. Dále je nutno na základě blokového schématu vytvořit obvodové řešení průtokoměru a ověřit jeho základní funkční bloky. Práce bude obsahovat celkové schéma zapojení, výkres plošného spoje a soupisku součástek.

Měření průtoku krve při hemodialýze je důležité pro určení účinnosti dialýzy a doby trvání celého procesu hemodialýzy. Hlavním důvodem průběžného měření průtoku krve při hemodialýze je riziko vzniku trombózy při nedostatečném průtoku krve.

Nejdříve bude objasněn princip hemodialýzy, která očišťuje krev od odpadních produktů metabolismu, vody a nadbytečných solí při poruchách funkce ledvin. Objasněny budou i základní mechanismy pro přestup těchto látek jako je difúze a konvekce, ale i další (adsorpce, dialyzance, ultrafiltrace).

Dialyzační monitor obsahuje tři části: mimotělní oběh pacienta, vlastní funkční jednotku – tzv. dialyzátor a okruh, který zprostředkovává průtok dialyzačního roztoku. Všechny tyto části budou v práci detailněji popsány. Důležitou součástí kapitoly je průtokové schéma dialyzačního monitoru.

Ultrazvukové měřiče průtoku dělíme na tři základní typy, kterými jsou impulzní průtokoměry, zpětnovazební průtokoměry a dopplerovské průtokoměry. Všechny typy budou popsány a z nich vybrána jedna metoda pro měření.

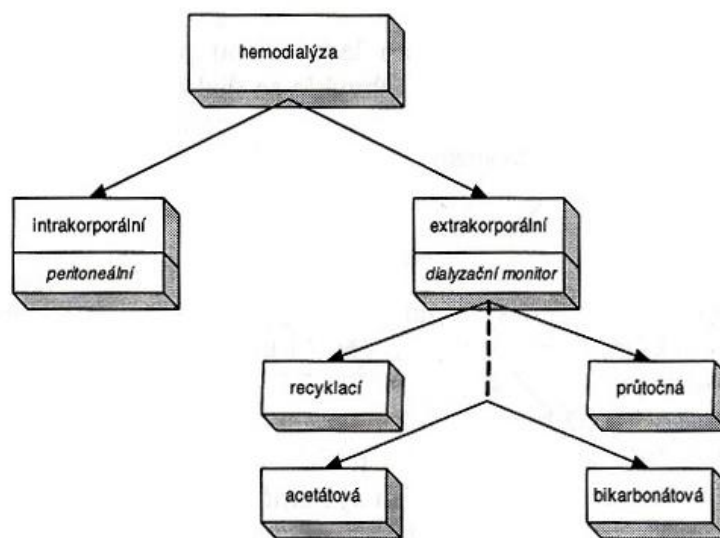
Vytvořený systémový návrh ultrazvukového dopplerovského měřiče je rozdělen na vysílací část, přijímací část a zobrazovací jednotku, jež jsou následně popsány.

Na základě blokového schématu, navržené obvodové schéma ultrazvukového měřiče průtoku krve je v práci experimentálně ověřeno.

Práce dále obsahuje soupisku součástek, výkres plošného spoje a technický výkres snímače.

2 PROBLEMATIKA HEMODIALÝZY

Hemodialýza je jednou z metod očisty krve. Provádí se dvěma způsoby: využitím mimotělního oběhu s dialyzátorem nebo aplikací dialyzátu do oblasti peritonea (pobřišnice). Rozdělení hemodialyzačních postupů je na obr. 1 [1].



Obr. 1 Rozdělení hemodialyzačních postupů, [1]

2.1 Principy hemodialýzy

Hemodialýza očišťuje krev od odpadních produktů metabolismu a nadbytečné vody, které přestupují z krve do dialyzačního roztoku přes dialyzační membránu umístěnou v dialyzátoru. Proces může být funkční případně i obráceně, tzn. z dialyzačního roztoku do krve. Základními mechanismy pro přestup látek jsou difúze a konvekce. Rychlost přestupu je dána součtem difuzivní a konvektivní složky.

2.1.1 Difúze

Difúze je spontánní transportní děj, při kterém se termodynamický systém snaží vyrovnat koncentrace všech látek. Dochází k přesunu látek z prostředí s vyšší koncentrací do prostředí s nižší koncentrací přes semipermeabilní membránu, která umožní přestup látek pouze do určité molekulové hmotnosti. Systém se tímto procesem dostane do rovnovážného

stavu, při kterém nedochází k žádným makroskopickým změnám, toku látek ani energie (viz obr. 2).

Proces, při kterém látky difundují přes polopropustnou membránu, nazýváme dialýza. Při hemodialýze dochází k přenosu odpadních produktů (např. močovina) z krve přes polopropustnou membránu do dialyzačního roztoku. Pokud by v dialyzátoru byl dialyzační roztok stále stejný, koncentrace katabolitů v krvi a roztoku by se vyrovnaly. Došlo by k rovnovážnému stavu systému, tedy k zastavení přenosu nežádoucích látek z krve pryč. Z toho vyplývá, že je nutné na membránu přivádět stále nový čistý dialyzační roztok.

Pro korekci acidobazické rovnováhy se využívá *zpětná difúze*. Látky tak difundují v opačném směru (z dialyzačního roztoku do krve).

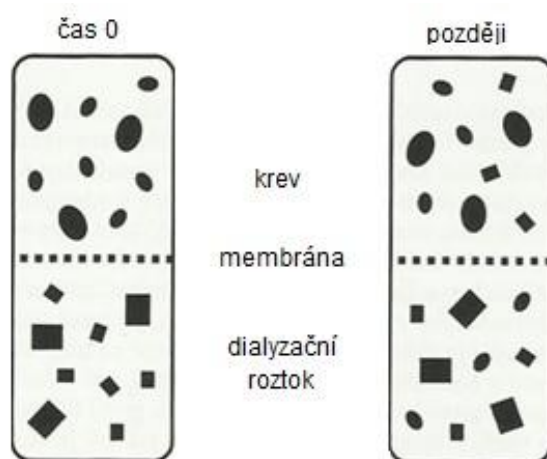
Rychlost difúze je dána vzorcem:

$$J_d = D \cdot A \cdot \frac{C_s}{d}, \quad (1)$$

kde rychlost difuze J_d je přímo úměrná koncentračnímu rozdílu C_s . Symbolem D značíme difúzní koeficient. A udává plochu membrány a d vzdálenost, kterou látka difunduje.

Difúzní koeficient je ovlivňován teplotou, vlastnostmi membrány a charakteristikou daných látek. S rostoucí teplotou se zrychluje transfer látek. Malé částice difundují rychleji než velké. Platí, že čím větší je plocha membrány, tím roste i rychlost difúze. Naopak s tloušťkou membrány rychlost difúze klesá. V určitých rozmezích rychlosti průtoků můžeme říci, že rychlost difúze roste s rychlostí krve přes membránu a rychlostí dialyzačního roztoku v dialyzátoru. Mezi další vlastnosti membrány, které ovlivňují koeficient, patří velikost pórů, počet pórů nebo elektrický náboj.

Difúzí odstraňujeme velmi snadno a rychle nízkomolekulární látky [2].



Obr. 2 Schematické znázornění difúze, [3]

2.1.2 Konvekce

Konvekce je založena na současném transportu rozpuštěných látek s rozpouštědlem přes semipermeabilní membránu, tzv. filtraci. Hnací silou tohoto procesu je rozdíl tlaků na obou stranách membrány, který nazýváme tlakovým gradientem na membráně. Rychlost transportu odstraněné látky J_c můžeme vypočítat z rovnice:

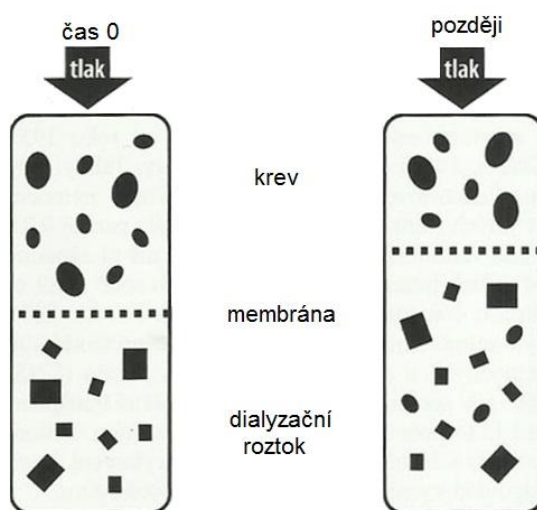
$$J_c = Q_F \cdot C_B \cdot S = Kf \cdot A \cdot (DP - Dp) \cdot C_B \cdot S, \quad (2)$$

kde součin koncentrace látky v krvi C_B a velikosti prosévacího koeficientu S udává koncentraci látky ve filtrátu. Rychlost tvorby filtrátu závisí na hydraulické permeabilitě membrány Kf , ploše membrány A a na tlakovém gradientu na membráně. Výsledná hodnota součinu těchto tří veličin udává tok filtrátu [2].

„Hydraulická permeabilita Kf označuje množství ultrafiltrátu (vody) za jednotku času při jednotkovém hydrostatickém tlaku působícím na membránu o jednotkové ploše.“[1] „Sieving“ neboli prosévací koeficient S je dán poměrem koncentrace látky ve filtrátu a koncentrace látky v plazmě. Platí tedy rovnice:

$$S = \frac{C_{UF}}{C_{Pl}} \quad (3)$$

Pokud by hodnota prosévacího koeficientu byla 0, membrána by byla pro látku nepropustná. Naopak látka bude procházet neomezeně z plazmy do filtrátu, pokud koeficient bude 1. Při filtraci využíváme hlavně membránu s velkými póry, aby byl usnadněn průchod velkého objemu tekutin a látek, s velkou molekulovou hmotností. Filtraci znázorňuje obr. 3 [3].



Obr. 3 Schematické znázornění filtrace, [3]

2.1.3 Adsorpce

U membrán s hydrofobními vlastnostmi se uplatňuje *adsorpce* některých proteinů, jako jsou albumin, fibrin, fragmenty aktivovaného komplementu, některé z cytosinů a další. Tento princip v určitých případech značně zvyšuje celkové odstranění množství látky z krve.

2.1.4 Clearance, dialyzance, ultrafiltrace

Clearance

„*Clearance* (K) určuje účinnost dialyzátoru a je vyjadřována jako množství látky odstraněné z krve za jednotku času (J) dělené koncentrací látky v krvi přitékající do dialyzátoru (C_{Bi}).“ Pro clearanci platí vzorec [2]:

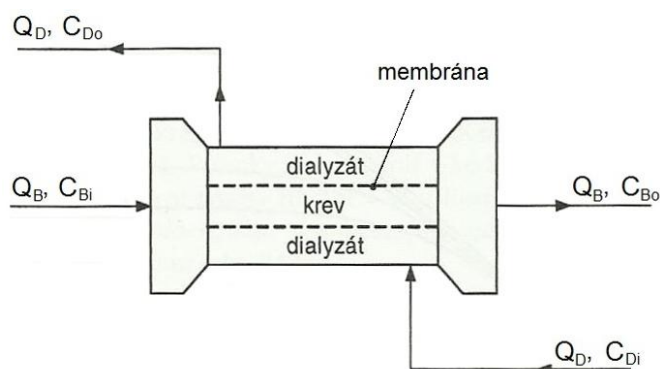
$$K = \frac{J}{C_{Bi}} \quad (4)$$

Nejvyšší teoreticky možná hodnota clearance, tzn. největší množství odstraněné látky při určitém průtoku krve, nesmí překročit rychlost tohoto průtoku.

Pokud celkové odstranění množství J vyjádříme pomocí rozdílu koncentrací látky v krvi a průtoku krve, dostaneme vztah:

$$K = \frac{Q_{Bi} \cdot C_{Bi} - Q_{Bo} \cdot C_{Bo}}{C_{Bi}}, \quad (5)$$

kde je koncentrace látky v krvi na vstupu dialyzátoru označena symbolem C_{Bi} a na výstupu C_{Bo} . Rychlost toku krve na vstupu do dialyzátoru značíme Q_{Bi} , na výstupu z dialyzátoru Q_{Bo} . Clearanci vyjadřuje obr. 4.



Obr. 4 Princip clearance, [1]

Dialyzance

Dialyzanci značíme symbolem D . Platí:

$$D = \frac{J}{C_{Bi} - C_{Di}} \quad (6)$$

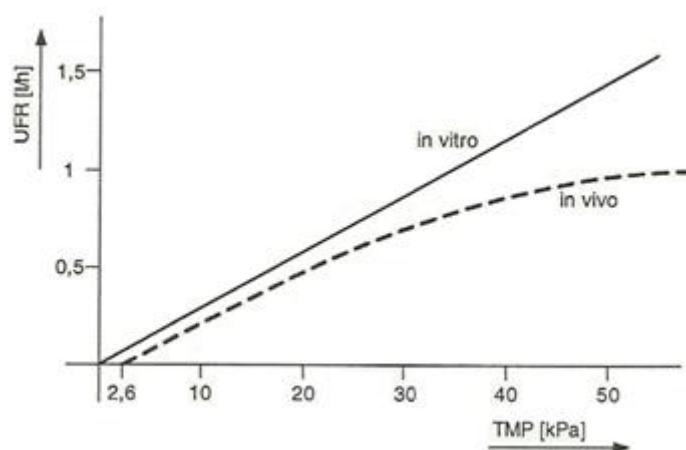
Ze vztahu vyplývá, že dialyzance je formulována jako množství látky, která je odstraněná z krve za jednotku času. Toto množství je dělené rozdílem mezi koncentrací látky v krvi na vstupu do dialyzátoru (C_{Bi}) a koncentrací látky v dialyzačním roztoku (C_{Di}).

U jednopřetlačného systému s nulovou koncentrací látky v dialyzačním roztoku na vstupu do dialyzátoru (platí pro všechny katabolity), je hodnota clearance rovna hodnotě dialyzance.

Dialyzanci používáme k monitorování látek v dialyzačním roztoku.

Ultrafiltrace

Ultrafiltrace udává množství tekutiny, které je z krve odstraněno. Toto množství nazýváme též krevním filtrátem. Filtrát, který přechází přes membránu, může být řízen přetlakem na krevní straně. Další možností je podtlak na dialyzátorové straně. Na krevní straně bývá tlak vyšší až o 100 – 500 mmHg (13,3 – 66,5 kPa). Ultrafrekvenční charakteristika udává závislost rychlosti tvorby filtrátu (UFR) na transmembránovém tlaku (TMP), viz obr. 5.



Obr. 5 Ultrafiltrační charakteristika, [1]

Pro rychlost ultrafiltrace platí:

$$Q_F = Q_{Bi} - Q_{Bo} = Q_{Do} - Q_{Di} \quad (7)$$

Můžeme tedy tvrdit, že rychlost ultrafiltrace je rovna rozdílu mezi množstvím krve, které přitéká do dialyzátoru (Q_{Bi}) a množstvím, které z dialyzátoru vytéká (Q_{Bo}). To samé platí i pro rozdíl mezi rychlostí toku dialyzačního roztoku na výstupu z dialyzátoru (Q_{Do}) a na vstupu do dialyzátoru (Q_{Di}) [2].

$$Q_F = K_F \cdot S \cdot TMP \quad (8)$$

Ze vztahu (8) je možné odvodit, že rychlost ultrafiltrace závisí na koeficientu hydraulické permeability (K_F) - poréznost membrány, ploše membrány (S) a transmembránovém tlaku (TMP), který je dán rozdílem mezi hydrostatickým tlakovým gradientem na membráně (ΔP) a onkotickým tlakovým gradientem na membráně ($\Delta \pi$). Rychlost ultrafiltrace bývá 0 až 20 ml/min [1].

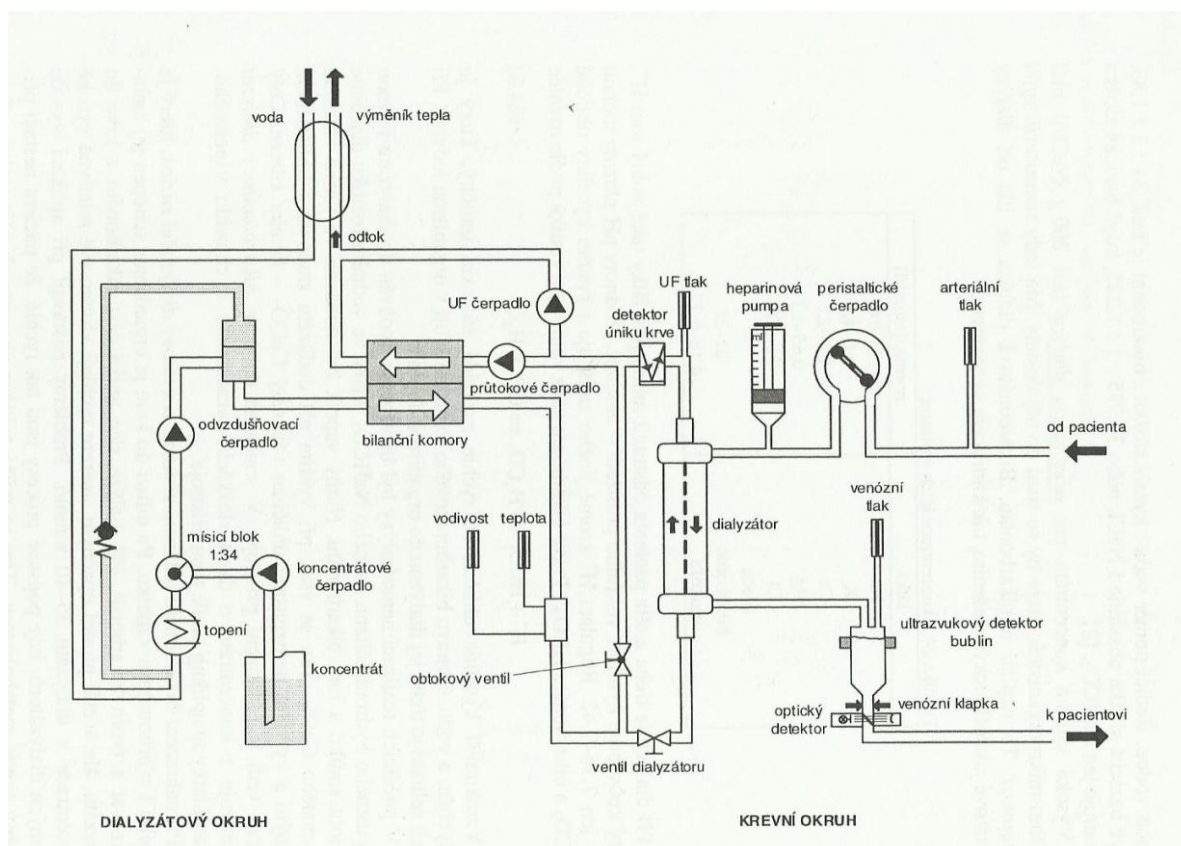
Na vstupu krevního setu do dialyzátoru je hydrostatický tlak značně vyšší než tlak v dialyzátoru. Při průtoku krve dialyzátorem hydrostatický tlak pomalu klesá, ale v určitém místě může převýšit hydrostatický tlak na krevní straně. Tímto jevem nastává zpětná filtrace, při které látky neprocházejí z krve do dialyzátu, ale z dialyzátu do krve, tzn. v opačném směru. Dochází k ní pouze v určitém úseku dialyzátoru. Přesto má mnohem menší význam než ultrafiltrace, tudíž se moc neuplatňuje. Pravidelně ke zpětné filtraci dochází u vysoce propustné membrány. Diskutuje se možné nebezpečí kontaminace krve pyrogeny při filtraci látek z dialyzátu do krve [2].

2.2 DIALYZAČNÍ MONITOR

Hemodialýzu tvoří principiálně tři základní části: mimotělní oběh krve pacienta, vlastní funkční jednotka – tzv. dialyzátor a okruh, který zprostředkovává průtok dialyzačního roztoku. Průtokové schéma je znázorněno na obr 6. Můžeme zde vidět, že schéma je rozděleno na dialyzátový a krevní okruh.

Do dialyzátové části zahrnujeme přípravu, ohřev a odvzdušnění dialyzačního roztoku. Dále tento okruh obsahuje čerpadla, která zajišťují průtok dialyzátorem. Důležité jsou zde i snímače hladin, tlaku, vodivosti, teploty, průtoku a úniku krve. Uvedené veličiny můžeme měřit, regulovat nebo signalizovat pomocí příslušných elektronických obvodů (mikroprocesor). Při pětihodinové hemodialýze se spotřebuje asi 150 litrů dialyzačního roztoku, který je následně odstraněn do odpadu.

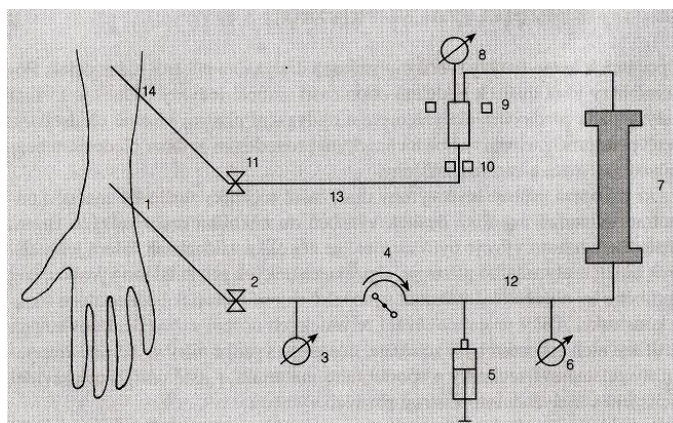
Krevní okruh je složen ze snímačů arteriálního a venózního tlaku, peristaltického čerpadla, heparinové pumpy, ultrazvukového detektoru bublin, venózní klapky a optického detektoru. Podrobnější popis viz kapitola 2.1 [1], [4].



Obr. 6 Průtokové schéma hemodialyzačního systému, [1]

2.2.1 Mímotělní oběh krve

Mímotělní (extrakorporální) oběh krve je tvořen okruhem, který přečerpává žilní krev nemocného. Využívá k tomu rotačních peristaltických pump přes dialyzátory za zhruba stejných hemodynamických podmínek jako in vivo. Mímotělní oběh krve je znázorněn na obr. 7 a skládá se z arteriální jehly (1), arteriální klapky (2), tlakového snímače před krevní pumpou (3), krevní pumpy (4), heparinové pumpy (5), systémového tlakového snímače (6), dialyzátoru (7), venózního tlakového snímače (8), detektoru vzduchu (9), optického detektoru (10), venózní klapky (11), arteriální části mímotělní krevní soupravy (12), venózní části mímotělní krevní soupravy (13) a venózní jehly (14).



Obr. 7 Mimotělní krevní obvod, [2]

Arteriální klapka a venózní klapka slouží jako bezpečnostní a jsou do obvodu vloženy z důvodu možných technických nebo provozních problémů, kterými může být například ruptura (roztržení) membrány dialyzátoru nebo existence vzduchu v mimotělní krevní cestě. V těchto případech klapka izoluje mimotělní obvod od cévního systému pacienta.

Tlakový snímač před krevní pumpou měří tlak v nasávací části arteriální krevní soupravy, a proto se někdy nazývá také jako arteriální. Smyslem tohoto snímače je detekce vzniku příliš vysokého podtlaku, který by mohl vzniknout, pokud bude cévní průtok nedostatečný nebo při přisátí jehly na cévní stěnu.

Krevní pumpa se nachází před dialyzátorem a je konstruována jako rotační peristaltické čerpadlo (aby nezpůsobovala hemolýzu), jehož dva okluzní válce se odvalují po části mimotělního okruhu a posouvají krev dialyzátorem. Krevní čerpadlo musí mít plynule nastavitelný průtok 50 až 400 ml/min a musí pracovat do přetlaku 80 až 400 kPa. Průtok krve se dá odvodit z otáček čerpadla.

Heparin je v obvodu využíván pro své antikoagulační vlastnosti. Průtok v heparinové pumpě je nastaven do 20 ml/h. Pokud bychom nepoužili v obvodu heparinovou pumpu, museli bychom užít dialyzátor s biokompatibilními membránami, avšak za vysokého průtoku krve a pravidelného (0,5 až 1 h) proplachování mimotělního oběhu asi 100 ml fyziologického roztoku.

Tlakový snímač, který je umístěn mezi krevní pumpou a dialyzátorem nazýváme též systémový a není obsažen ve všech přístrojích. Snímač obsahuje číselný výstup. Dialyzátor viz kapitola 2.2.

Tlakový snímač v návratové části obvodu (venózní) je připojen k vývodu venózního váčku a jeho výstupem je číselná hodnota. Touto hodnotou je součet tlaku v cévním přístupu.

Mimotělní oběh musí obsahovat detektor vzduchu, který při náhodném rozpojení nebo vzniku netěsnosti krevní cesty zabrání infuzi vzduchu do cévního systému pacienta.

Optický detektor není pravidelnou součástí přístrojů. Je rozdělen na dvě ramena (hadičky). Jedno rameno obsahuje světelný zdroj, druhé rameno detektor. Detektor informuje, zda se v hadičce krevní soupravy nachází čirý fyziologický roztok nebo krev [1], [2].

2.2.2 Dialyzátor

Hlavním funkčním prvkem mimotělní očisty krve je *dialyzátor*. Dialyzátor musí splňovat určitá technická kritéria a parametry, protože by dialýza jinak nebyla kvalitně provedena. Vývojově jsou dané tři typy dialyzátorů, a to **cívkový**, **deskový** a **kapilární**.

- Nejstarším typem byl **cívkový** dialyzátor vyrobený v roce 1956 firmou Travenol v Americe. V Československu se vyráběl cívkový dialyzátor DC32. Membrána Cuprophane k tomuto dialyzátoru byla dovážena do začátku 80. let. Cívkový dialyzátor se používal jednorázově. Byl složen z válcového jádra, na který byly navinuty dvě hadice z dialyzační membrány spolu s prokladovou mřížkou. Čistící roztok, tedy dialyzát, tek l kolmým směrem ke krevnímu toku v hadici. U cívek začalo docházet k jejich popraskání, tudíž krev začala unikat do dialyzačního roztoku (minimálně půl litru).
- První **deskový** dialyzátor vynalezli Američané Leonard Skeggs, PhD a Jack Leonards, MD. Deskový dialyzátor byl stejně jako cívkový dialyzátor oddělen od vlastního dialyzačního přístroje. Replika tohoto dialyzátoru se používala u sovětské umělé ledviny. Několik kusů bylo dovezeno i do Československa. V 50. a 60. letech se v pražském IKEM používal Kiilův deskový dialyzátor. Pro oba uvedené dialyzátory bylo nutné, aby se vždy po vlastní dialýze rozebraly a vydezinfikovaly. Následně začala dialyzátory na jedno použití vyrábět švédská firma Gambro. V 70. letech deskové dialyzátory pro své lepší parametry nahradily dialyzátory cívkové. Deskový dialyzátor obsahoval membránu v podobě široké ploché hadice s krátkou krevní stranou (řádově desítky cm). Paralelním spojením více úseků membrány, které byly proloženy rozpěrnou mřížkou, se dosahovalo velkých dialyzačních ploch. Výhodou oproti cívkovému dialyzátoru byl výrazně nižší průtočný odpor, ale i objem krevní cesty.
- Nemladším typem dialyzátorů je **kapilární**. Tento dialyzátor obsahoval dialyzační membránu ve formě tenkého dutého vlákna, které mělo vnitřní průměr 0,2 mm. Tloušťka membrány byla pouze pár desítek tisícín mm. Tuto konstrukci vyrobila až ve druhé polovině 60. let americká firma Cordis - Dow. Jednotlivá vlákna přecházejí do svazku 6 - 10 tisíc vláken, který je vložen do válcového pouzdra dialyzátoru. Hlavičky tohoto pouzdra obsahují polyuretanový tmel, který vyplňuje mezery mezi vlákny, a

tím zajišťuje paralelní spojení vláken. Obvyklý průměr vláken bývá v rozmezí 200 – 250 μm , tloušťka jejich stěn do 10 μm a aktivní plocha membrány je 0,5 – 1,8 m^2 . Dialyzátor má průměr 5 cm a délku 25 cm. Dialyzační roztok obtéká vlákna, ve kterých proudí krev. U kapilárního dialyzátoru je možná regenerace, má stále provozní parametry. Spotřebovává ale větší množství heparinu [1], [5], [6].

Původním materiálem pro membrány dialyzátorů byla po dlouhou dobu celulóza. Celulóza obsahovala řetězce drceného dřeva nebo bavlny, které se vlivem chemických činidel roztrhaly na krátké molekuly (tzv. celobiózy). Protože tyto molekuly bylo možné znovu polymerizovat, tedy zřetězit, říkáme této celulóze regenerovaná. Postupně se přešlo k umělohmotným membránám z důvodu menší aktivace imunitního systému a dalších procesů u dialyzovaného pacienta. Bylo zjištěno, že biokompatibilita umělohmotných membrán je vyšší.

Dnes jsou dialyzační membrány tvořené polymerními fóliemi. Každá tato fólie je poréznější než celulóza. Důsledkem toho je lepší odstranění látek s větší molekulou díky konvekci. Materiál, ze kterého je membrána vytvořena, musí být smáčivý, aby umožnil difúzi odpadních látek.

„V současnosti se vlákna vyrábí z polyamidu, polysulfonu, polymetylmetakrylátu, polyvinylalkoholu a polykarbonátu.“

High-flux jsou zvláštní třídou dialyzačních membrán. Jejich materiálem je polysulfon. Membrány jsou vysoce propustné i pro velké molekuly. Tato propustnost může dosahovat i několik tisíc mmol/l [1], [5].

3 ULTRAZVUKOVÉ MĚŘIČE PRŮTOKU

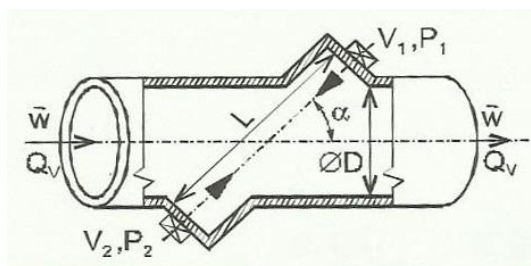
Principem ultrazvukových měřičů průtoku je změna rychlosti, kterou se ultrazvukové vlnění šíří v tekutině, nebo změna jeho frekvence. Ultrazvukové vlnění je generováno vysílačem a detekováno přijímačem. „Proudění tekutiny vyvolá změnu rychlosti ultrazvukového vlnění úměrnou průmětu vektoru rychlosti pohybu tekutiny $\vec{v}$ do vektoru rychlosti ultrazvukového vlnění $\vec{c}_0$.“ [2]

Podle uspořádání dělíme ultrazvukové průtokoměry na [7]:

- impulzní
- zpětnovazební
- dopplerovské

3.1 Impulzní průtokoměry

Impulzní průtokoměr využívá ultrazvukového signálu (vlny) ve tvaru impulzu. Principem je měření doby průchodu těchto impulzů mezi vysílacím a přijímacím měničem. Frekvence ultrazvukového vlnění je závislá na rezonanční frekvenci měniče (nejčastěji 500 kHz - 1 MHz) a doba trvání impulzu je několik ms.



Obr. 8 Impulzní průtokoměr, [7]

„V jednodráhovém diferenčním uspořádání (obr. 8) se ultrazvukové vlnění od měniče (V_2, P_2) k měniči (V_1, P_1) bude šířit rychlostí $c_0 + v \cdot \cos \alpha$ a zmenšenou rychlostí $c_0 - v \cdot \cos \alpha$ při postupu proti směru v k měniči (V_2, P_2).“ [3] Vektor rychlosti pohybu tekutiny svírá spolu s osou měničů úhel α . Doby průchodu ultrazvukového vlnění od měniče V_2, P_2 k měniči V_1, P_1 označíme jako Δt_1 . Doby šíření opačným směrem, tedy od měniče V_1, P_1 k měniči V_2, P_2 , určíme symbolem Δt_2 . Doby šíření vlnění jsou určeny vztahy:

$$\Delta t_1 = \frac{L}{c_0 + \bar{v} \cdot \cos \alpha}; \Delta t_2 = \frac{L}{c_0 - \bar{v} \cdot \cos \alpha} \quad (9)$$

Pro rozdíl těchto intervalů platí:

$$\Delta t_2 - \Delta t_1 = 2L \cdot \frac{\bar{v} \cdot \cos \alpha}{c_0^2 - \bar{v}^2 \cos^2 \alpha} \approx 2L \cdot \frac{\bar{v} \cdot \cos \alpha}{c_0^2} \quad (10)$$

Protože platí, že $v^2 \ll c^2$, můžeme zanedbat nelinearitu závislosti na v (nelinearita patrná ze vzorce 10).

Střední rychlost $\bar{v}$ vyjádříme ze vztahu 10:

$$\bar{v} \cong \frac{c_0^2}{2L \cdot \cos \alpha} (\Delta t_2 - \Delta t_1) \quad (11)$$

Vypočítaná hodnota z uvedené rovnice je odlišná od skutečné střední průřezové rychlosti. Musíme zavést korekční činitel k , který nabývá hodnot v závislosti na Reynoldsově čísle měřené tekutiny. Pro střední hodnotu rychlosti po korekci platí:

$$\bar{v}_s = \frac{\bar{v}}{k} \quad (12)$$

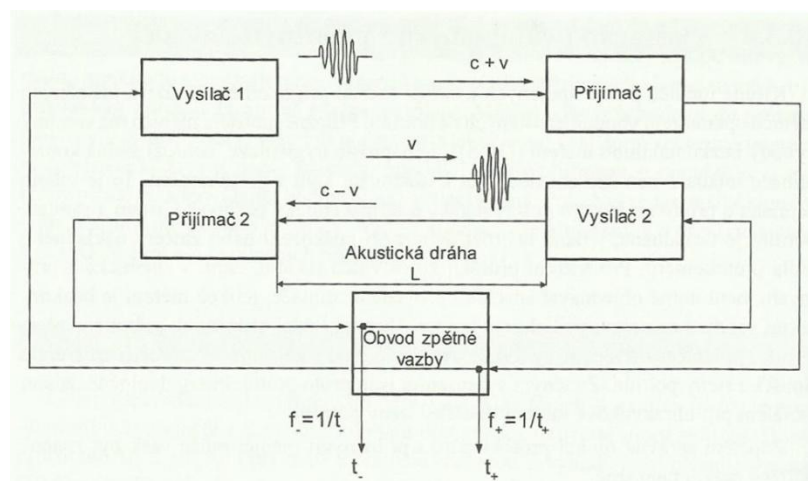
Nyní můžeme vypočítat objemový průtok:

$$Q_v = S \cdot \bar{v}_s, \quad (13)$$

kde symbol S značí plochu průřezu cévy.

3.2 Zpětnovazební průtokoměry

Princip zpětnovazebních průtokoměrů je založen na dvou měřicích drahách. Dráhy jsou produkovány dvojicemi vysílač – přijímač a jsou diferenčně uspořádané (obr. 9). V jedné dvojici dochází k sečtení rychlosti ultrazvuku c a rychlosti průtoku v , zatímco ve druhé dvojici se rychlost průtoku v odečte od rychlosti ultrazvuku c .



Obr. 9 Zapojení ultrazvukových měničů průtokoměru do smyčky zpětné vazby, [7]

Dráhy můžeme vyjádřit rovnicemi:

$$t_- = \frac{L}{c-v \cos \alpha} \quad \text{a} \quad t_+ = \frac{L}{c+v \cos \alpha}, \quad (14)$$

kde t_- a t_+ vyjadřují doby oběhu drah, L akustickou dráhu (stejně délky u obou drah) a α označuje sklon mezi vektory $\vec{c}$ a $\vec{v}$.

Doba oběhu se měří nejčastěji v místech s největší strmostí průběhu impulzů, zpravidla při prvním průchodu impulzu nulovou úrovní.

Užitečnou metodou je také využití poměru součtu a rozdílu časových intervalů (tzv. poměrová metoda měření). Pro součet časových intervalů můžeme psát vztah:

$$\Sigma t = t_+ + t_- = \frac{2Lc}{c^2 - v^2 \cos^2 \alpha} \approx \frac{2L}{c} = 2t_0 \quad (15)$$

Pro jejich rozdíl platí:

$$\Delta t = t_- - t_+ = \frac{2L \cdot v \cdot \cos \alpha}{c^2 - v^2 \cos^2 \alpha} \approx \frac{2L}{c^2} \cdot v \cdot \cos \alpha \quad (16)$$

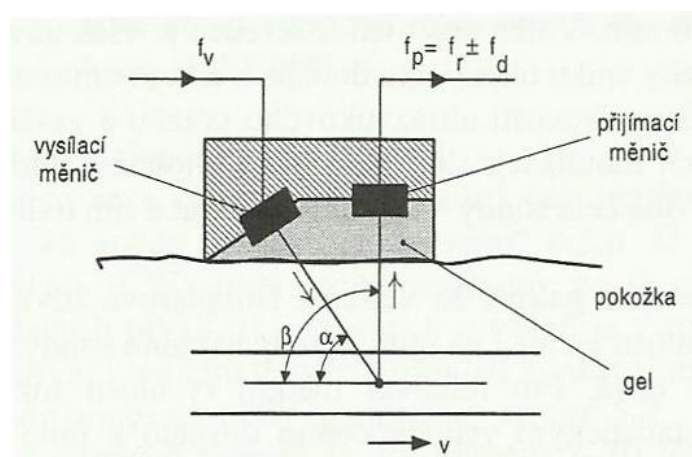
Tudíž můžeme psát podíl pro poměrové měření:

$$\frac{\Delta t}{\Sigma t} = \frac{v \cdot \cos \alpha}{c} \quad (17)$$

Poměrové měření se používá hlavně pro potlačování rušení multiplikativního charakteru. Použijeme-li opakovaný výskyt impulzů v dráze zpětné vazby, sníží se tak nejistota měření časových intervalů ve zpětnovazebním uspořádání. Tuto nejistotu způsobuje konečná hodnota kmitočtu referenčního generátoru [7].

3.3 Dopplerovské průtokoměry

Dopplerovské průtokoměry jsou založené na změně frekvence ultrazvukové vlny, která se odráží od nehomogenit (pevné částice, bubliny, poruchy) obsažených v měřené tekutině. Z toho vyplývá, že měříme rychlost pohybu pevných částic v tekutině, a ne rychlost právě této tekutiny. Nehomogenitami v krvi jsou erytrocyty proudící cévami rychlostí v .



Obr. 10 Princip Dopplerova jevu, [1]

Princip této metody lze vyčíst z obr. 10. Vysílací ultrazvukový měnič (vysílač), umístěný na malé vrstvě gelu na pokožce, generuje ultrazvukové vlnění do tkáně. Frekvenci vyslaného vlnění označíme f_v . Vysílací měnič svírá s osou cévy úhel α . Následně dochází k odrazení vlny, která dopadne na přijímací měnič (přijímač). Tento měnič svírá s osou cévy úhel β . Frekvenci přijaté ultrazvukové vlny označíme f_p .

"Frekvence přijímaného signálu se od frekvence vysílaného signálu liší o Dopplerův zdvih, který je dán rychlostí protékající krve, průměrnou rychlostí šíření ultrazvukové vlny ve tkáni c a úhly α a β ." [2]

Pro frekvenci přijímaného signálu platí vztah, viz [1]:

$$f_p = f_v \frac{1 + \frac{v \cos \alpha}{c}}{1 - \frac{v \cos \beta}{c}} \quad (18)$$

Pokud by byla dopplerovská sonda konstrukčně provedena tak, že úhly α a β by byly téměř nebo zcela totožné, místo $\cos \beta$ bychom do rovnice dosadili $\cos \alpha$. Tedy:

$$f_p = f_v \frac{1 + \frac{v \cos \alpha}{c}}{1 - \frac{v \cos \alpha}{c}} \quad (19)$$

„Při konvergentním vysílacím a přijímacím svazku je chyba vzniklá touto aproximací kolem 5% pro úhel konvergence 35°, a asi 2% pro úhel 20°.“ [2]

Protože rychlost erytrocytů je mnohem menší než rychlost šíření ultrazvuku, můžeme rovnici (19) upravit na:

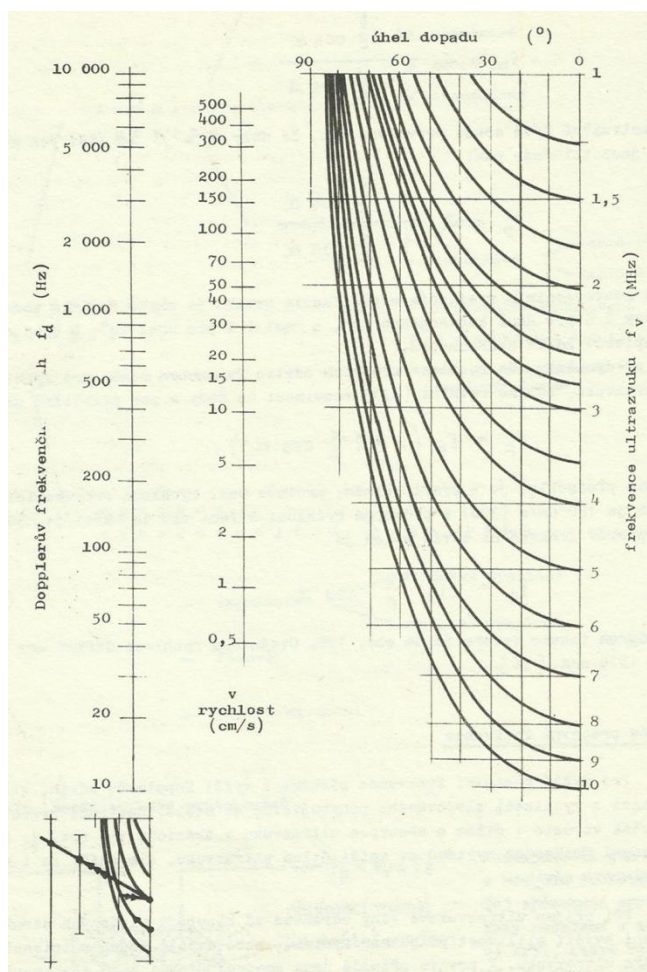
$$f_p = f_v \left(1 + 2 \frac{v}{c} \cos \alpha\right). \quad (20)$$

Průměrná rychlost šíření ultrazvuku ve tkáni je 1500 m/s a v krvi 1570 m/s. Maximální rychlost krve, která proudí cévami je 180 (300) m/s.

Dopplerův zdvih můžeme tedy vypočítat ze vztahu:

$$f_d = 2f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha \quad (21)$$

Dopplerův zdvih můžeme také vypočítat z nomogramu pro výpočet Dopplerova frekvenčního zdvihu, viz obr. 11.



Obr. 11 Nomogram pro výpočet Dopplerova frekvenčního zdvihu, [8]

U ultrazvukového průtokoměru můžeme použít pouze jediný měnič, a to ve dvou případech. Měnič může pracovat střídavě v režimu vysílač - přijímač nebo by mohl být rozdělen na dvě části - vysílací a přijímací [1], [7], [9].

Dopplerovské systémy dělíme na [8]:

- systémy s nemodulovanou nosnou vlnou – nesměrové, směrové, obousměrné
- systémy s modulovanou nosnou vlnou – impulsové

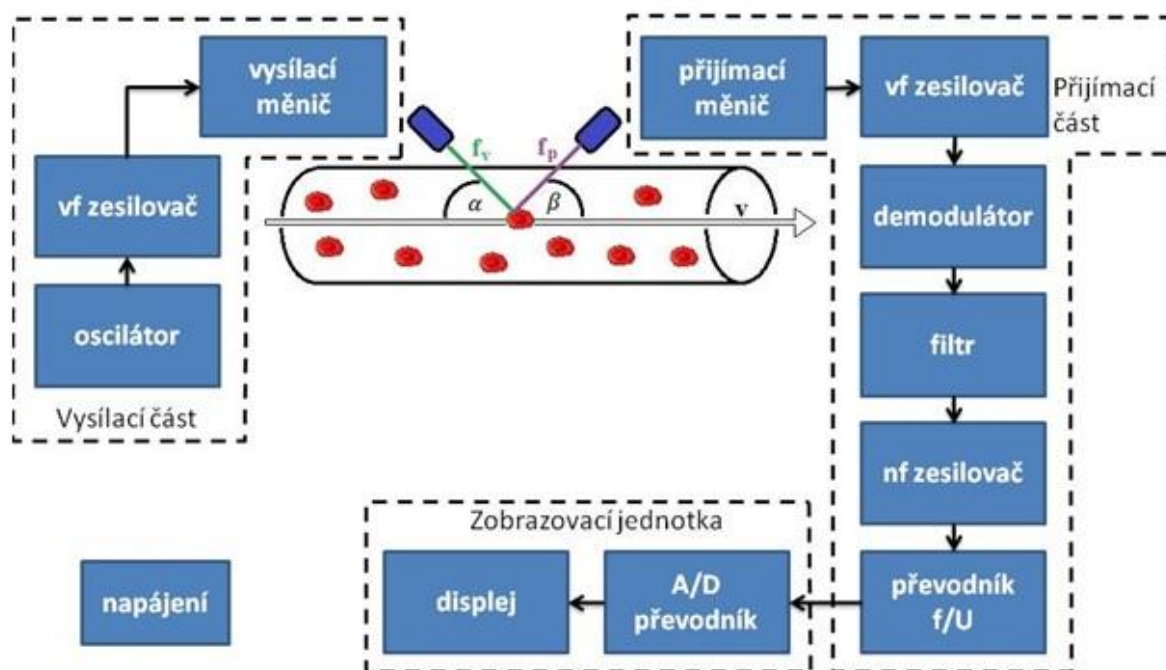
Z uvedených metod budou vybrány právě dopplerovské průtokoměry. Diplomová práce je zaměřena na měření průtoku krve ve venózní části dialyzačního setu, tudíž nemusíme zohledňovat směr toku krve, který je zde stále stejný. Použijeme tedy nesměrový dopplerovský systém s nemodulovanou nosnou vlnou.

4 NÁVRH ULTRAZVUKOVÉHO MĚŘIČE PRŮTOKU

Nyní bude navržen ultrazvukový průtokoměr pro pracovní frekvenci 2 MHz a průměr ultrazvukového měniče 8 mm kruhového tvaru. Po dohodě s vedoucím diplomové práce bude aplikována intenzita ultrazvuku 100 mW/cm^2 .

4.1 Systémový návrh ultrazvukového měřiče

Základem systémového návrhu je blokové schéma měřiče, jinak také funkční diagram.



Obr. 12 Blokové schéma nesměrového dopplerovského systému

Než budeme moci navrhnout obvodové řešení ultrazvukového průtokoměru, musíme si ujasnit pár faktů. Vysvětlíme funkci každého bloku ve schématu. Určíme velikost napětí, kterým vybudíme piezoelektrický měnič na výše požadovanou intenzitu. Dále bude vypočten Dopplerův zdvih a určeno, jakým způsobem převedeme zpracovávaný analogový signál do digitální podoby.

Blokové schéma je podle obr. 12 rozděleno na vysílací část, přijímací část a zobrazovací část.

4.1.1 Vysílací část

Vysílací část je představována souborem obvodů, které zajišťují vybuzení ultrazvukového měniče do rezonance. Těmito obvody jsou oscilátor, vysokofrekvenční laděný zesilovač a vysílací měnič.

Oscilátor

Základem je oscilátor tvořící periodický signál. Rozlišujeme harmonické a neharmonické oscilátory, podle tvaru signálu, který generují. Dále se oscilátory rozdělují na:

- Oscilátory LC (10 kHz – 100 MHz)
- Oscilátory řízené krystalem
- Oscilátory RC (do 1 MHz)

Pro vysokou krátkodobou stabilitu oscilací je užíván rezonanční obvod s vysokým činitelem jakosti Q . Používáme proto piezoelektrické krystalové jednotky (PKJ) založené na piezoelektrickém jevu, které se chovají jako laděný obvod s vysokým Q . „Piezoelektrický jev je schopnost krystalů generovat elektrické napětí při jejich deformaci, popřípadě jev opačný, kdy se krystal v elektrickém poli deformuje.“ [10] Stabilnějších kmitů dosáhneme nižším buzením. Abychom vytvořili kvalitní krystalem řízený oscilátor, musíme aplikovat PKJ namísto laděného obvodu (RLC) nebo pouze místo cívky (L).

K vybuzení měniče potřebujeme dostatečné budicí napětí (amplitudu signálu), které získáme zapojením vysokofrekvenčního laděného zesilovače.

Platí, že pro vyšší pracovní frekvence se dosahuje vyššího Dopplerova zdvihu a vzrůstá útlum a absorpce ultrazvuku ve tkáních, zatímco pro nižší pracovní frekvence je tomu právě naopak. [8], [11]

Vysokofrekvenční laděný zesilovač

Vysokofrekvenční zesilovače se nazývají také pásmovými zesilovači, protože zesilují užitečné signály v určitém kmitočtovém rozsahu. Zároveň zachovávají časový průběh vstupního signálu. Podle hodnoty poměru šířky pásma B (pro pokles o 3dB) ku střednímu kmitočtu f_s si můžeme zvolit, zda použijeme úzkopásmový nebo širokopásmový zesilovač. Platí vztahy:

- pro úzkopásmové zesilovače: $B < 0,1 f_s$
- pro širokopásmové zesilovače: $B > 0,1 f_s$

Vysokofrekvenční zesilovač slouží k výkonovému zesílení signálu tak, aby vybudil vysílací měnič sondy. Protože potřebujeme zesílit signál s velmi širokým spektrem (0 až několik MHz), použijeme širokopásmový zesilovač [12].

4.1.2 Ultrazvukový snímač

Dopplerovská ultrazvuková sonda je složena ze dvou měničů, které jsou vzájemně oddělené a mají průměr 8 mm. Těmito měniči jsou vysílací a přijímací měnič. Sonda je přikládána na venózní set v místě, do kterého vysíláme signál, ze kterého se od krvinek v krvi odrazí pouze malá část jeho energie, zbytek se pohltí [8], [1].

Vysílací měnič

Základními typy ultrazvukových měničů, které se používají v diagnostice, terapii a experimentálním výzkumu, jsou magnetostrikční a piezoelektrické měniče. Magnetostrikční měniče přeměňují elektrickou energii na mechanickou, pomocí přímého magnetostrikčního jevu (Jouleův). Piezoelektrické měniče jsou užívány při vyšší pracovní frekvenci než 100 kHz. Jsou založeny na přímém a nepřímém piezoelektrickém jevu.

Používaný měnič je vyroben ze zirkonátové piezo keramiky PKM – 31. Konstanty jsou závislé na složení piezoelektrika a dají se vyčíst z tabulek, které uvádí výrobce. Plochu měniče vypočítáme ze vztahu:

$$S = \pi \cdot r^2 = \pi \cdot 0,004^2 = \underline{5,027 \cdot 10^{-5} [m^2]} \quad (22)$$

Akustický výkon v prostředí je dán vztahem:

$$N = I \cdot S = 1000 \cdot 5,027 \cdot 10^{-5} = \underline{0,05 [W]} \quad (23)$$

Základním parametrem měničů je činitel elektromagnetické vazby, který odečteme z tabulky ($k_{33}^2 = 0,93^2$) [8] a použijeme při výpočtu elektrického výkonu. Účinnost bude 80%. [8].

$$P_{\sim} = \frac{N}{k_{33}^2} = \frac{0,05}{0,93^2} = \underline{0,06 [W]} \quad (24)$$

$$P_{el} = \frac{P_{\sim}}{\eta} = \frac{0,06}{0,8} = \underline{0,08[W]} \quad (25)$$

Nyní již můžeme vypočítat potřebné budící napětí při impedanci měniče $Z = 100 \, \Omega$.

$$P_{el} = \frac{U^2}{Z} \Rightarrow U = \sqrt{P_{el} \cdot Z} = \sqrt{0,08 \cdot 100} = \underline{2,83 \, V} \quad (26)$$

Přijímací měnič

Původní signál se v krvi odráží od erytrocytů, přičemž část jeho energie se absorbuje a část snímáme pomocí přijímacího měniče sondy. Ultrazvuková vlna, která se odráží od nepohyblivých, tzn. stacionárních struktur, bude mít stejnou frekvenci jako vlna, kterou jsme do krve vyslali. Naopak vlna, která se odráží od pohybujících se erytrocytů, bude frekvenčně posunuta díky Dopplerově jevu. Rozdíl mezi frekvencí vyslaného a frekvencí přijatého signálu se nazývá Dopplerův zdvih (viz obr. 11), který může nabývat hodnot 0 – 15 kHz a závisí na:

- velikosti nosného kmitočtu,
- rychlosti pohybu erytrocytů v krvi (tedy sledované struktury),
- náklonu vysílacího a přijímacího měniče (úhlu) vůči směru pohybu erytrocytů,
- rychlosti šíření ultrazvuku ve sledované tkáni.

Velikost Dopplerova zdvihu udává rovnice (21).

Signál detekovaný na přijímacím měniči je frekvenčně a amplitudově modulovaný. Modulace je dána velikostí a natočením odrážející struktury vzhledem k přijímacímu měniči.

Odražený signál je tedy slabý (řádově 100 μV). Užitečný signál, který nese informaci o průtoku krve cévami je řádově 10 μV . Díky velikosti a natočení erytrocytu vzhledem k přijímacímu měniči je signál také frekvenčně a amplitudově modulován [8].

4.1.3 Přijímací část

Přijímací část zpracovává dopplerovský signál z přijímacího měniče. Skládá se z přijímacího měniče, vysokofrekvenčního zesilovače, rezonančního obvodu, filtru pásmové propusti, nízkofrekvenčního zesilovače a převodníku f/U .

Vysokofrekvenční zesilovač

Přijímaný signál má velmi malou energii, musíme ho tedy zesílit vysokofrekvenčním zesilovačem, aby bylo možné signál dále zpracovat.

K demodulaci signálu použijeme jednoduchý diodový detektor. Aby mohla dioda propustit nosnou frekvenci, musíme přijatý signál zesílit na její prahovou hodnotu napětí. Tato hodnota se liší podle typu diod. Například u germania je to 0,28 V nebo u křemíku 0,51 V. [8]

Demodulátor

Dalším úkolem je provést demodulaci signálu, tzn. oddělit vysokofrekvenční složku signálu od nízkofrekvenční a získat tak signál o Dopplerově frekvenci. „Jelikož nosná je s postranním pásmem smíšená, můžeme požadovanou demodulaci provést jednoduchým diodovým detektorem.“ [8] Tímto způsobem nezjistíme směr toku, ale to nevadí, protože v hemodialyzačním monitoru krev proudí stále stejným směrem.

Diodový detektor obsahuje polovodičovou diodu a může být paralelní nebo sériový. Menší zkreslení vykazuje sériový diodový detektor. Výstupní napětí má stejnosměrnou a střídavou (nežádoucí) složku [12].

Filtr

Cílem filtru je propustit signál o velikosti dopplerova zdvihu a odfiltrovat všechny ostatní frekvence. Použijeme tedy pásmovou propust 3. řádu. Dolní i horní mezní kmitočet vypočítáme z rovnice (21):

$$f_D = 2f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos\alpha, \quad (27)$$

K výpočtu potřebujeme ještě znát velikost rychlosti, kterou můžeme vypočítat ze vztahu pro objemový průtok:

$$Q_v = S \cdot v \Rightarrow v = \frac{Q_v}{S}, \quad (28)$$

kde za objemový průtok Q_v dosadíme hodnotu maximálního nebo minimálního průtoku krve dialyzačním setem s ohledem na praktické průtoky a za S dosadíme obsah průřezu dialyzačního setu:

$$Q_{v_{\max}} = 600 \text{ ml/min} = 10 \text{ ml/s} = 10 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$$

$$Q_{v_{\min}} = 200 \text{ ml/min} = 3,333 \text{ ml/s} = 3,333 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$$

$$S = \pi \cdot r^2 = \pi \cdot 0,003^2 = \underline{2,83 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2} \quad (29)$$

$$v_{\max} = \frac{Q_v}{S} = \frac{10 \cdot 10^{-6}}{2,83 \cdot 10^{-5}} = 0,353 \text{ m/s} = \underline{35,3 \text{ cm/s}} \quad (30)$$

$$v_{\min} = \frac{Q_v}{S} = \frac{3,333 \cdot 10^{-6}}{2,83 \cdot 10^{-5}} = 0,118 \text{ m/s} = \underline{11,8 \text{ cm/s}} \quad (31)$$

Nyní již můžeme dosadit hodnoty do vzorce (27) pro výpočty dolní a horní meze pásmové propusti.

$$f_{D(HM)} = 2f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos\alpha = 2 \cdot (2 \cdot 10^6) \cdot \frac{0,353}{1570} \cdot \cos 45^\circ = \underline{636 \text{ Hz}} \quad (32)$$

$$f_{D(DM)} = 2f_v \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos\alpha = 2 \cdot (2 \cdot 10^6) \cdot \frac{0,118}{1570} \cdot \cos 45^\circ = \underline{213 \text{ Hz}} \quad (33)$$

Pásmová propust tedy bude propouštět signál o frekvenci 213 Hz až 636 Hz [1], [13], [14].

Nízkofrekvenční zesilovač

Abychom mohli dále nízkofrekvenční signál zpracovat v převodníku frekvence na napětí, musíme ho zesílit pomocí nízkofrekvenčního zesilovače.

Převodník f/U

Pomocí převodníku f/U převedeme dopplerovský signál na hodnotu napětí.

4.1.4 Zobrazovací jednotka

Zobrazovací část blokového schématu obsahuje A/D převodník a displej. Výslednou hodnotu pro rychlost proudění krve v cévách převedeme z analogové do digitální podoby, abychom ji mohli následně zobrazit na číslicovém displeji.

A/D převodník

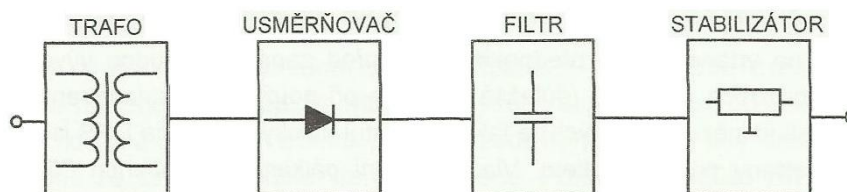
Analogovou hodnotu napětí převedeme do digitální podoby, pomocí bloku analogově digitální převodník.

LCD displej

Konečným blokem blokového schématu je zobrazovací jednotka LCD displej.

4.1.5 Napájení

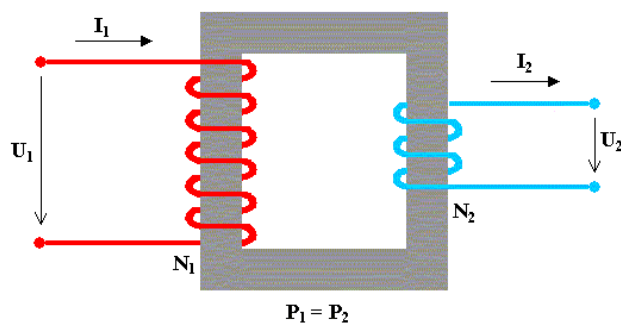
Každé elektronické zařízení potřebuje svůj napájecí zdroj dodávající napětí či proud (elektrickou energii), které zařízení potřebuje pro svou činnost. Můžeme použít síťový zdroj nebo zdroj bateriový, jenž se používá hlavně pro mobilní zařízení. V této práci bude použit zdroj síťový. Uspořádání zdroje vybíráme podle požadavku na cenu, kvalitu výstupního napětí nebo rozměrů zdroje. Dalším faktorem jsou vlastnosti zdroje, například přetížitelnost, klimatická příp. radiační odolnost, EMC apod. Blokové schéma zdroje napájení je znázorněné na obr. 13.



Obr. 13 Blokové schéma klasického uspořádání napájecího zdroje, [15]

Transformátor

Síťový zdroj, který je používán k napájení nevýkonových elektrických zařízení, je napájen jednofázovým střídavým napětím z rozvodné sítě 230 V, 50 Hz. Transformátor slouží k transformaci vstupního napětí na jinou požadovanou velikost, tzn. jako měnič napětí (viz obr. 14). Jádrem transformátoru je složené z transformátorových plechů, ve tvaru EI (na frekvenci 50 Hz). Vinutí jsou zhotovována z lakovaných drátů, které jsou prokládány izolací. Transformátor zajišťuje také galvanické oddělení výstupních napětí od sítě [15].



Obr. 14 Základní princip transformátoru, [16]

Transformátor pracuje na principu elektromagnetické indukce. Při potřebě více hodnot výstupního napětí můžeme použít více sekundárních vinutí.

Usměrňovač

Usměrňovač je elektronický obvod, který převádí střídavý proud na stejnosměrný (AC/DC). Usměrněné napětí obsahuje střídavou složku, také označovanou jako zvlnění. Zvlnění by se mohlo přenášet formou rušivého napětí do elektronického obvodu, tudíž usměrněné napětí není většinou vhodné pro napájení elektronických zařízení.

Filtr

Vyhlazovací filtr stejnosměrného obvodu vložíme za usměrňovač z důvodu rušivého napětí. Může být realizován jako elektrolytický kondenzátor s velkou kapacitou (podle požadovaného zvlnění napětí), pokud se bude jednat o nějaké menší výkony. Díky tomuto uspořádání by při vyšších výkonech docházelo k příliš velkému nárazovému proudu při zapnutí zdroje. V tomto případě bychom před kondenzátor zařadili tlumivku nebo rezistor.

Stabilizátor

Stabilizátor může být ve formě zapojení diskrétních elektronických součástek nebo jako elektrotechnická součástka (princip integrovaného obvodu). Stabilizuje výstupní napětí při změnách vstupního napětí a teploty okolí. Platí, že vstupní i výstupní napětí má kladnou polaritu proti společné zemi. Stabilizátor může plnit i funkci filtru tím, že snižuje střídavou složku výstupního napětí. Stabilizátory dělíme podle funkce:

- Stabilizátory se zpětnou vazbou, bez zpětné vazby,
- Stabilizátory v sériovém zapojení, v paralelním zapojení,

- Stabilizátory spínané nebo lineární,
- Stabilizátor napětí nebo proudu,
- Stabilizátory kladné nebo záporné podle stabilizace polarity napětí.

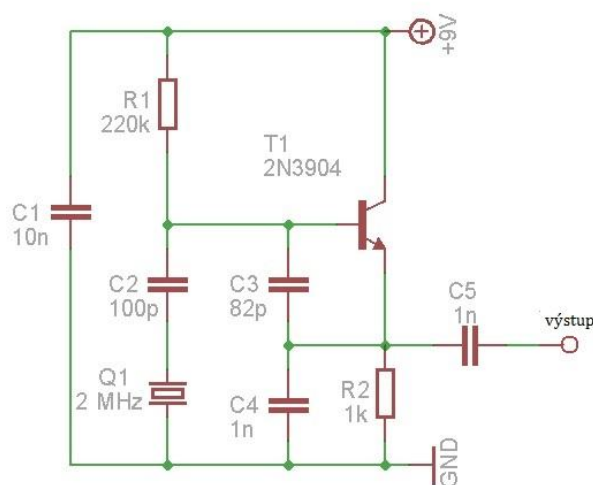
Stabilizátor udržuje konstantní napětí nebo napětí v rozmezí povolené tolerance na výstupu. [15]

4.2 Obvodové řešení ultrazvukového průtokoměru

Nyní budeme vycházet z blokového schématu na obr. 12 a navrhne detailní obvodové řešení ultrazvukového průtokoměru.

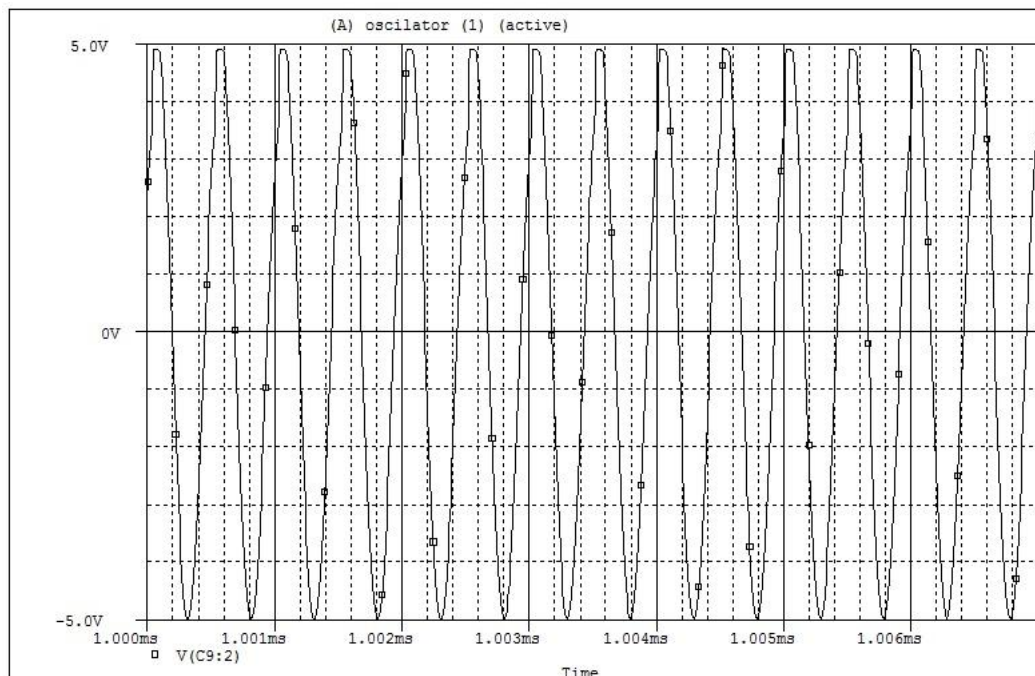
4.2.1 Krystalový oscilátor vysílací části

Použijeme Colpittsův oscilátor s krystalem o pracovní frekvenci 2 MHz. Tento tříbodový oscilátor je složen z LC obvodu a vykazuje poměrně dobrou kmitočtovou stabilitu, kterou můžeme ještě zvýšit použitím krystalu. Při jeho paralelním zapojení bude působit jako induktor (cívka) v rezonančním laděném obvodu. Pro Colpittsův oscilátor je charakteristický kapacitní dělič vytvářející zpětnou vazbu. Oscilace (rozkmitání obvodu) jsou vytvářeny zpětnou vazbou mezi kolektorem a emitorem tranzistoru. Oscilátor budeme napájen zdrojem o velikosti 9 V. Schéma je znázorněné na obr. 15 [8], [17].



Obr. 15 Schéma Colpittsova oscilátoru

Výstupem z oscilátoru bude signál se sinusovým průběhem. Z obr. 16 můžeme vyčíst, že amplituda signálu se bude pohybovat kolem 5 V. Výstupní kmitočet oscilátoru je neměnný a udává ho velikost použitého krystalu. V tomto případě je to kmitočet o velikosti 2 MHz.



Obr. 16 Simulace výstupu Colpittsova oscilátoru

Pro další zpracování signálu potřebujeme pracovat s efektivní hodnotou výstupního napětí, kterou získáme ze vzorce:

$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{2}} = \frac{5}{\sqrt{2}} = \underline{3,54 \text{ V}}, \quad (34)$$

kde za U_m dosadíme hodnotu amplitudy z obr. 16.

4.2.2 Vysokofrekvenční zesilovač ve vysílací části

V rovnici (26) jsme vypočítali potřebné napětí pro vybuzení ultrazvukové sondy. Toto napětí je rovno 2,83 V. Efektivní výstupní napětí oscilátoru je podle rovnice (34) 3,54 V a je tedy dostačující k vybuzení ultrazvukové sondy. Zesílení vysokofrekvenčního zesilovače tedy může být rovno hodnotě 1. Zesílení je bezrozměrná veličina.

Pro kontrolu si můžeme zesílení vypočítat. Vzorec je roven:

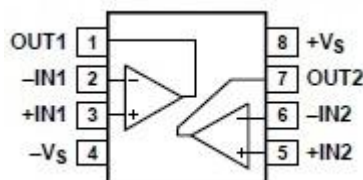
$$A_u = \frac{U_{\text{výstupní}}}{U_{\text{vstupní}}} \quad (35)$$

Za $U_{\text{výstupní}}$ dosadíme vypočítanou hodnotu napětí, kterou má být měnič vybuzen, viz rovnice (26). $U_{\text{vstupní}}$ je rovno výstupnímu napětí oscilátoru (viz rovnice 34). Platí tedy:

$$A_u = \frac{2,83}{3,18} = \underline{0,89} \quad (36)$$

Nyní jsme ověřili skutečnost, že vysokofrekvenční zesilovač může mít hodnotu zesílení 1 [8], [10], [11].

Použijeme operační zesilovač AD8397 od firmy Analog Devices, jehož vývody jsou znázorněné na obr. 17. Vyznačuje se nízkým šumem, velkou šířkou pásma a dvěma operačními zesilovači v pouzdře [19].



Obr. 17 Vývody obvodu AD8397, [19]

Úkolem vysokofrekvenčního zesilovače je zesílit signál, a proto zapojíme první operační zesilovač v pouzdře v neinvertujícím zapojení (vstupní napětí přivedeme na kladný vstup OZ). Hodnota maximálního napájecího proudu je 12 mA. Obvod budeme napájet 9 V.

Při neinvertujícím zapojení platí pro zesílení vztah:

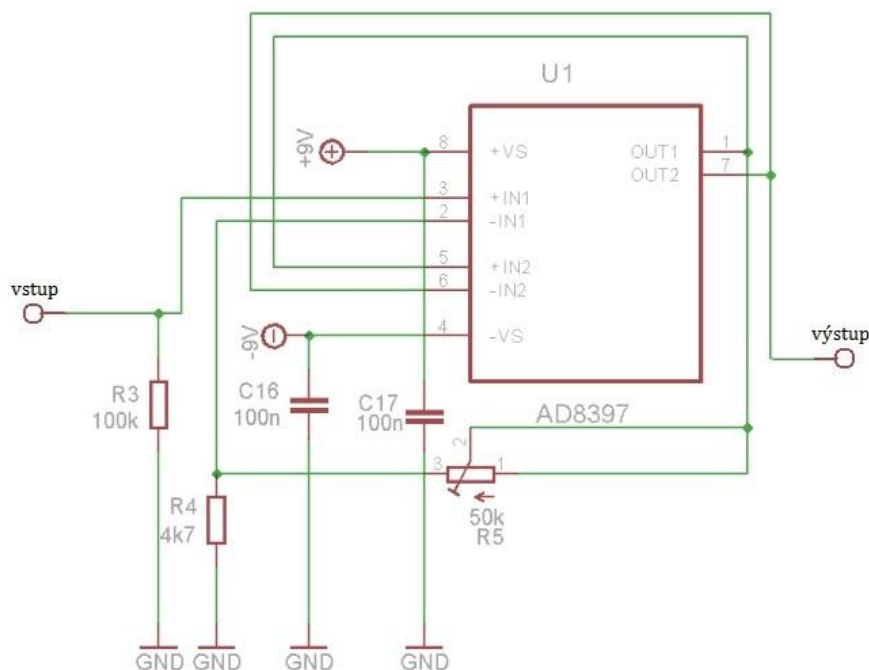
$$A_u = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (37)$$

Velikosti odporů rezistorů jsou v běžných obvodech v rozmezí $k\Omega$ až $M\Omega$. My zvolíme hodnotu odporu $R_3 = 100\ k\Omega$. Můžeme psát, že:

$$A_u = 1 + \frac{4700}{100000} = \underline{1} \quad (38)$$

Použijeme tedy R_4 o velikosti $4,7\ k\Omega$. Pracujeme s vysokým kmitočtem, ale ne s ideálním zesilovačem. Operační zesilovač nebude mít tedy velké zesílení, a proto použijeme trimr s vyšší hodnotou $R_5 = 50\ k\Omega$, abychom mohli zesílení popřípadě upravovat.

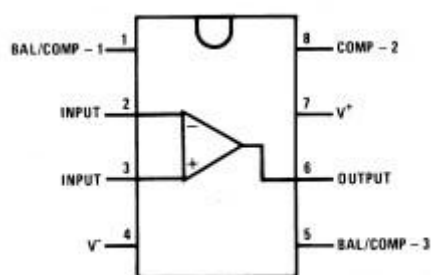
Druhý operační zesilovač v pouzdře můžeme zapojit jako sledovač napětí, jehož vstupní napětí bude rovno výstupnímu. Schéma je zobrazeno na obr. 18 [18].



Obr. 18 Schéma zapojení operačního zesilovače AD8397

4.2.3 Vysokofrekvenční zesilovač v přijímací části

Využijeme integrovaného obvodu LM318 [19]. Jde o velice rychlý operační zesilovač s velkou šířkou pásma. Hodnota napájecího proudu je maximálně 10 mA. Vývody obvodu jsou znázorněny na obr. 19., schéma vlastního zapojení na obr. 20. Obvod budeme napájet 9 V.

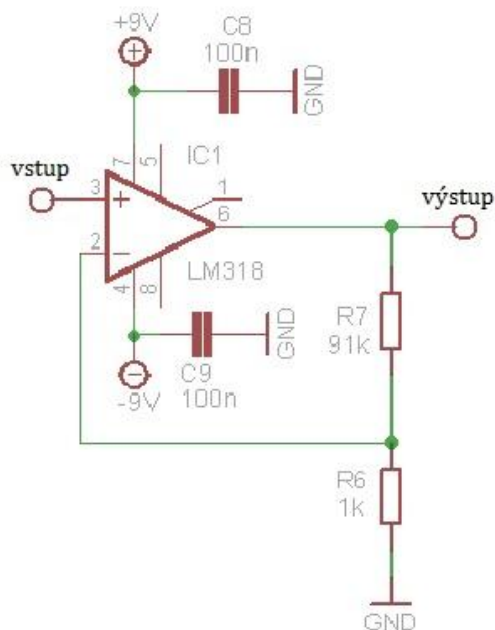


Obr. 19 Vývody obvodu LM318, [17]

Pro zesílení vysokofrekvenčního zesilovače LM318 platí [18]:

$$A_u = 1 + \frac{R_7}{R_6} \quad (39)$$

$$A_u = 1 + \frac{91000}{1000} = \underline{91} \quad (40)$$



Obr. 20 Schéma zapojení zesilovače ADA4898-1

4.2.4 Demodulátor

Důležitá je volba časové konstanty, protože na ní závisí napěťový přenos a rozkmit střídavé složky výstupního napětí detektoru. Časová konstanta je definována jako:

$$\tau = R \cdot C \quad (41)$$

a musíme ji volit na základě toho, že detektor má představovat setrvačný obvod pro nosnou frekvenci, ale nesetrvačný obvod pro signál modulačního kmitočtu. Platí tedy:

$$\frac{1}{\omega} \ll R \cdot C \ll \frac{1}{\Omega}. \quad (42)$$

Pro odpor si zvolíme hodnotu 2 kΩ. Rovnici (42) upravíme pro rozmezí hodnot kondenzátoru a dosadíme:

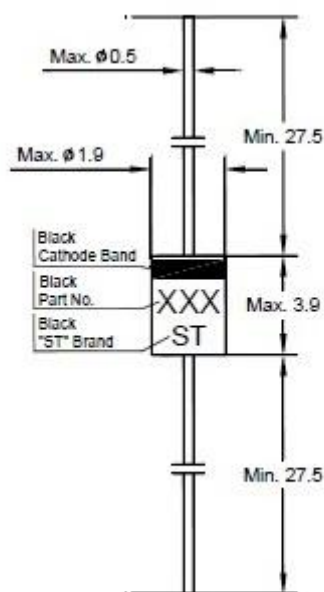
$$\frac{1}{2\pi \cdot f_n \cdot R} \ll C \ll \frac{1}{f_m \cdot R} \quad (43)$$

$$\frac{1}{2\pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 2000} \ll C \ll \frac{1}{2\pi \cdot 213 \cdot 2000} \quad (44)$$

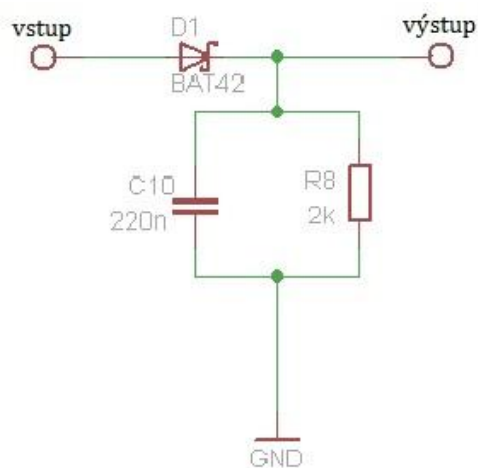
$$\underline{39,8 \text{ pF}} \ll C \ll \underline{373 \text{ nF}} \quad (45)$$

Z vypočteného rozmezí si zvolíme hodnotu pro kondenzátor, $C_{10} = 220 \text{ nF}$.

Použijeme rychlou diodu BAT 42 firmy GM Electronic [19]. Zapojení diody do demodulátoru je na obr. 22.



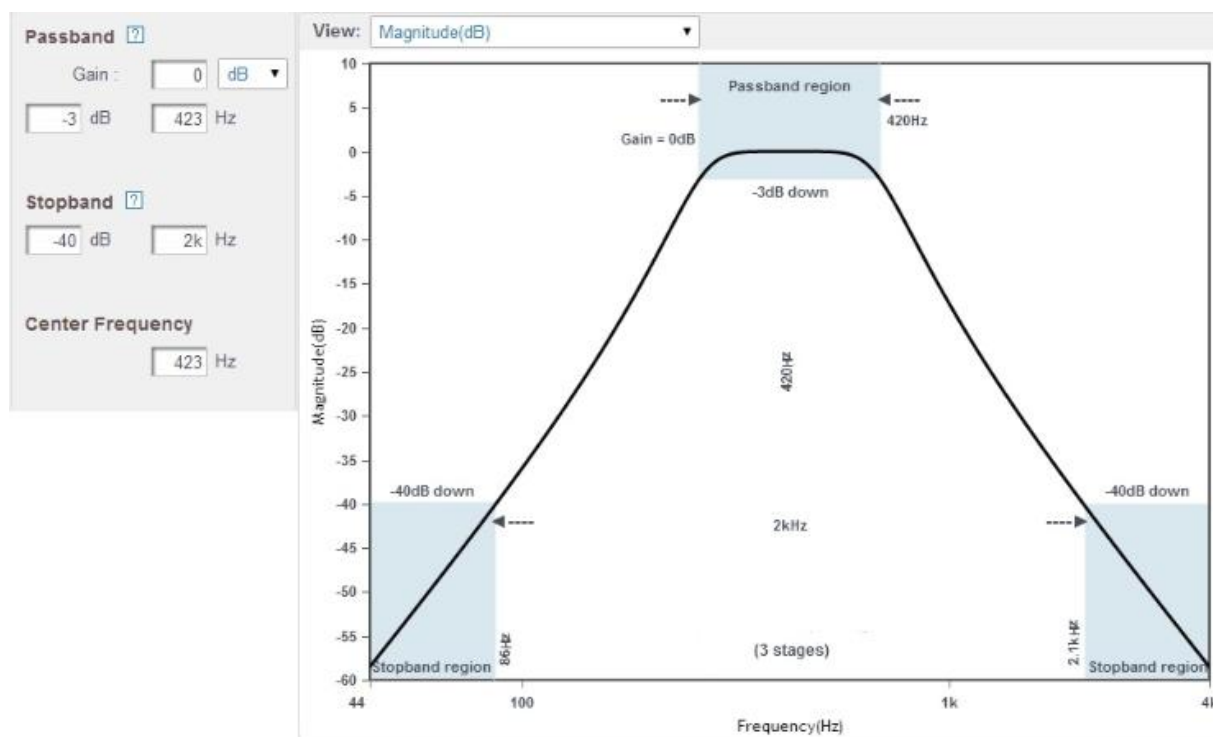
Obr. 21 Rozměry diody BAT42 v milimetrech, [19]



Obr. 22 Schéma zapojení detektoru s diodou BAT42

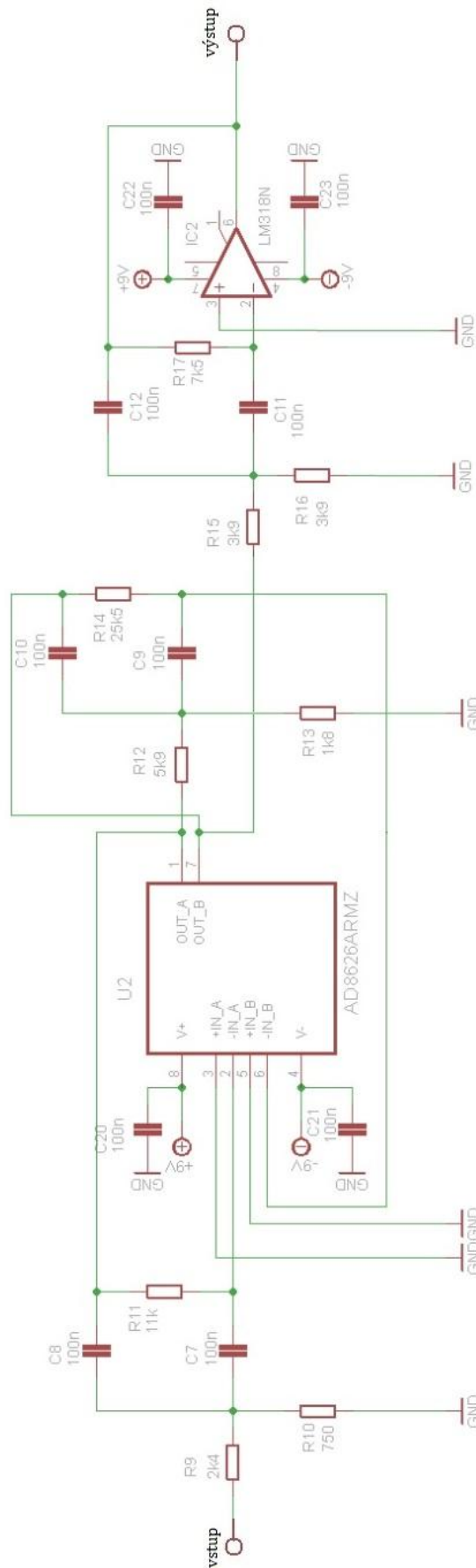
4.2.5 Filtr

Butterworthův filtr třetího řádu navrhne pomocí online aplikace Filter Wizard na webovém serveru firmy Analog Devices. Zvolíme pásmovou propust 3. řádu. Průběh navrženého filtru je vykreslen na obr. 23.



Obr. 23 Pásmová propust 3. řádu

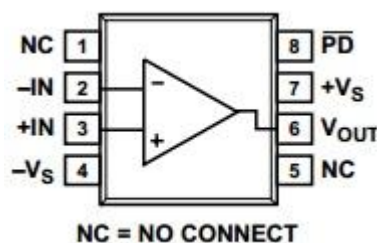
Obvod filtru sestavíme pomocí navrženého schématu programem Filter Wizard. Schéma je na obr. 24 a je složeno ze tří operačních zesilovačů. Použijeme obvod AD8626 se dvěma operačními zesilovači v pouzdře a obvod LM318 s jedním operačním zesilovačem v pouzdře. [22], [19]



Obr. 24 Schéma pásmové propusti 3. řádu

4.2.6 Nízkofrekvenční zesilovač

Jako nízkofrekvenční zesilovač použijeme ADA4898-1 [19] s maximálním odběrem proudu o velikosti 10 mA. Piny zapojíme podle obr. 25. Obvod bude napájen 9 V.



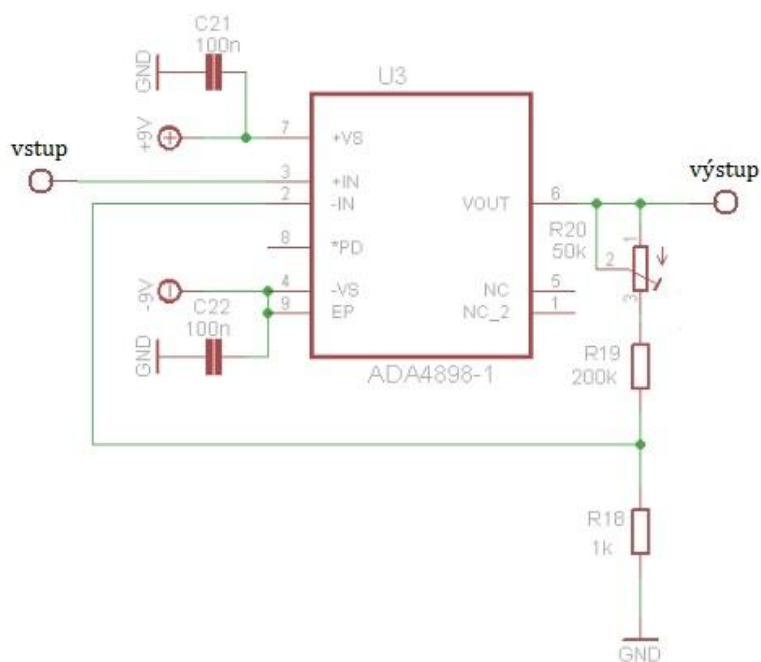
Obr. 25 Vývody operačního zesilovače ADA4898-1, [19]

Pro výpočet zesílení tohoto obvodu platí vzorec:

$$A_u = 1 + \frac{R_{19}}{R_{18}} \quad (46)$$

$$A_u = 1 + \frac{200000}{1000} = \underline{201} \quad (47)$$

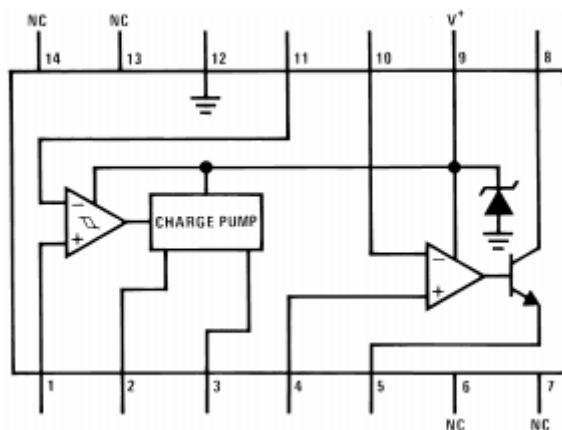
Zvolili jsme si hodnotu odporu $R_{18} = 1 \text{ k}\Omega$ a $R_{19} = 200 \text{ k}\Omega$. Trimr R_{20} je v zapojení zesilovače důležitý pro úpravu zesílení stejně jako u přijímacího vysokofrekvenčního zesilovače. Schéma integrovaného obvodu ADA4898-1 je znázorněno na obr. 26. [18]



Obr. 26 Schéma zapojení nízkofrekvenčního zesilovače ADA4898-1

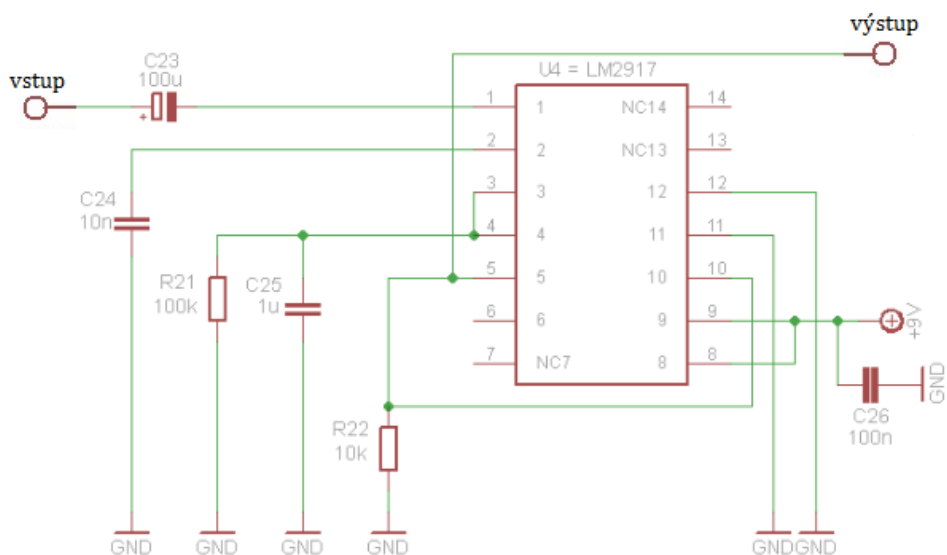
4.2.7 Převodník f/U

Obvod LM2917 bude zapojen podle doporučení výrobce v katalogovém listu [17]. Schéma musí být přizpůsobeno počtu pinů obvodu. LM2917 obsahuje 14 pinů, jež jsou znázorněny na obr. 27.



Obr. 27 Vývody obvodu LM2917, []

Schéma zapojení převodníku f/U je vyobrazeno na obr. 28. Kondenzátor C₂₃ zde slouží k odstranění stejnosměrné složky. Běžně se používá slídový nebo keramický kondenzátor. Elektrolytický kondenzátor je zvolen z důvodu malých frekvencí.



Obr. 28 Schéma zapojení převodníku f/U LM2917

4.2.8 LCD display s A/D převodníkem

Pro převod analogové hodnoty do digitální a následné zobrazení použijeme panelový LCD měřicí přístroj s podsvětlením (digitální panelový voltmetr) pro měření napětí do 19,99 V. Přístroj má zabudovaný A/D převodník.

Připojení je snadné a realizuje se svorkovnicí, jak je vidět na obr. 29. Displej budeme napájet 9 V.



Obr. 29 Připojení LCD displeje pomocí svorkovnice, []

4.2.9 Obvody napájení

Transformátor

Nyní navrhujeme transformátor pro výstupní napětí 9V. Průmyslové parametry síťového zdroje:

- Vstupní napětí $U_1 = 230 \text{ V}$
- Kmitočet $f = 50 \text{ Hz}$

Výstupní parametry navrhovaného zdroje:

- Výstupní napětí $U_2 = 9 \text{ V}$
- Odebíraný proud $I_2 = 494 \text{ mA}$

Odebíraný proud I_2 určíme součtem odběru proudu použitých součástek, jejichž hodnoty jsou zapsány do tabulky (Tabulka 1).

Tabulka 1 - Přehled odběrů proudu použitých komponent

ODBĚRY PROUDU U POUŽITÝCH KOMPONENT					
Obvod	Odběr proudu	Napájecí napětí	Obvod	Odběr proudu	Napájecí napětí
Tranzistor	200 mA	+9V	LM318N	10 mA	±9V

2N3904					
AD8397	24 mA	±9V	ADA4898-1	8,4 mA	±9V
LM318N	10mA	±9V	LM2907	25 mA	+9v
BAT42	200 mA		Panel. digit. voltmetr	15 mA	+9V
AD8626	1,26 mA	+9V	CELKEM	494 mA	

Postup výpočtu transformátoru:

- Maximální odebíraný výkon na výstupní straně:

$$P = U_2 \cdot I_2 = 9 \cdot 0,494 = \underline{4,45 [W]} \quad (48)$$

- Příkon odebíraný ze sítě:

$$P_1 = \frac{P}{\eta} = \frac{4,45}{0,7} = \underline{6,36[W]}, \quad (49)$$

kde za výkon P dosadíme hodnotu vypočítanou v rovnici (48) a účinnost transformátoru η najdeme v tabulce (Tabulka 2).

Tabulka 2 - Hodnoty pro výpočet transformátoru, [26]

P_1 (W)	η	k	k_1
1 - 3	0,60	1,30	1,15
3 - 5	0,65	1,25	1,15
5 - 12	0,70	1,20	1,12
12 - 28	0,75	1,16	1,12
28 - 50	0,80	1,10	1,10
50 - 60	0,82	1,09	1,10
60 - 95	0,84	1,08	1,08
95 - 150	0,85	1,07	1,08
150 - 250	0,87	1,06	1,05
250 - 1000	0,90	1,05	1,05

- Průřez magnetického obvodu (jádra):

$$S_j = k \cdot \sqrt{P_1} = 1,2 \cdot \sqrt{6,36} = \underline{3,03 [cm^2]}, \quad (50)$$

kde k je součinitel, který podle hodnoty příkonu z rovnice (49) hledáme v tabulce 2.

- Skutečný průřez jádra:

$$S = \frac{S_j}{0,95} = \frac{3,03}{0,95} = \underline{3,19 [cm^2]} \quad (51)$$

- Pro počet závitů na 1 V při $B = 1$ a $f = 50$ Hz platí:

$$N_{1V} = \frac{45}{S_j} = \frac{45}{3,19} = \underline{14,11} \quad (52)$$

- Počet závitů pro primární a sekundární vinutí:

$$N_1 = N_{1V} \cdot U_1 = 14,11 \cdot 230 = \underline{3245} \quad (53)$$

$$N_2 = k_1 \cdot N_{1V} \cdot U_2 = 1,12 \cdot 14,11 \cdot 9 = \underline{142} \quad (54)$$

- Vstupní proud:

$$I_1 = \frac{P_1}{U_1} = \frac{6,36}{230} = \underline{0,03 [A]} \quad (55)$$

- Průměr drátu primárního a sekundárního vinutí:

Z tabulky 3 vyčteme vstupní a výstupní hustotu proudu, pomocí které vyjádříme vztah pro průměr drátu z tabulky 4.

Tabulka 3 - Hustota proudu pro výpočet transformátoru, [26]

Vinutí	Transformátory	
	malé	velké
vstupní J (A . mm ⁻²)	3	2
výstupní J (A . mm ⁻²)	4	2,5

Tabulka 4 - Vzorce pro výpočet průměru vodiče vinutí, [26]

Hustota proudu $J \text{ (A} \cdot \text{mm}^{-2}\text{)}$	2	2,5	3	3,5	4
Průměr drátu $d \text{ (mm)}$	$0,8 \sqrt{I}$	$0,7 \sqrt{I}$	$0,65 \sqrt{I}$	$0,6 \sqrt{I}$	$0,55 \sqrt{I}$

Z tabulky 3 vybereme vstupní hustotu proudu $J = 3 \text{ A/mm}^2$ a výstupní hustotu proudu $J = 4 \text{ A/mm}^2$. Podle těchto hodnot nalezneme v tabulce 4 vzorce pro výpočet průměru drátu primárního a sekundárního vinutí:

$$d_1 = 0,65 \cdot \sqrt{I} = 0,65 \cdot \sqrt{0,03} = \underline{0,11 \text{ [mm]}} \quad (56)$$

$$d_2 = 0,55 \cdot \sqrt{0,03} = \underline{0,10 \text{ [mm]}} \quad (57)$$

- Typ plechů a rozměry jádra:

Rozměry jádra vypočítáme pomocí vztahu pro průřez jádra, který dále upravíme na rovnici pro výpočet výšky:

$$S = v \cdot b \text{ [mm}^2\text{]}, \quad (58)$$

$$v = \frac{S}{b} \text{ [mm]} \quad (59)$$

Z rovnice (51) víme, že $S = 3,19 \text{ cm}^2 = 319 \text{ mm}^2$. Pokud budeme uvažovat průřez tvaru čtverce, bude šířka plechu:

$$b = \sqrt{S} = \sqrt{319} = \underline{17,86 \text{ mm}} \quad (60)$$

Normalizovaná šířka plechu bude 25 mm. Tuto hodnotu použijeme ve výpočtu výšky jádra:

$$v = \frac{S}{b} = \frac{319}{10,13} = \underline{31,5 \text{ mm}} \quad (50)$$

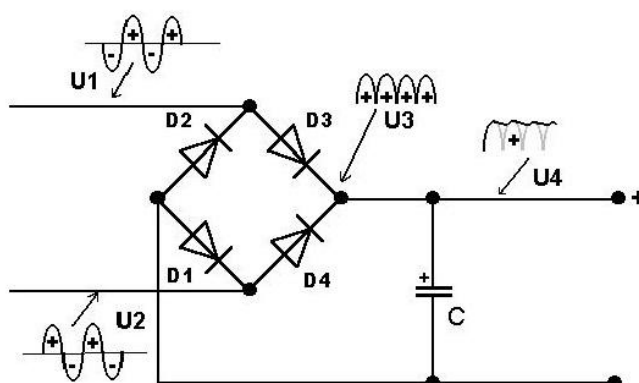
- Počet plechů:

$$n = \frac{v}{t_p} = \frac{31,5}{0,5} = \underline{63} \quad (51)$$

Označení t_p udává tloušťku použitých plechů, která je u nízkofrekvenčních aplikací rovna 0,5 mm. [26]

Usměrňovač

Bude použit dvoucestný usměrňovač, který je tvořen čtyřmi diodami (D_1 , D_2 , D_3 , D_4), tzv. Graetzův můstek. Diody jsou obsažené v jednom pouzdře se čtyřmi vývody. Součástí usměrňovače je také filtrační kondenzátor C_F , který má za úkol vyhladit usměrněné napětí (viz kapitola 4.5.3.). Graetzův můstek je znázorněn na obr. 30.



Obr. 30 Graetzův můstek s filtračním kondenzátorem, [27]

Vyhlažovací filtr

V návrhu zdroje napájení bude použit filtrační kondenzátor, jehož velikost je dána zjednodušeným vzorcem [28]:

$$C_f = \frac{k \cdot I}{U_{br}}, \quad (52)$$

kde I udává maximální proud odebíraný zátěží, za U_{br} dosadíme zvlnění a veličina k vyjadřuje součinitel zvlnění usměrněného napětí. „Čím je větší kapacita filtru kondenzátoru a menší aktuální zatížení, tím je menší zvlnění napětí a tedy také brum v nízkofrekvenčním zařízení.“ [28] Hodnotu součinitele k nalezneme v tabulce (Tabulka 5). Z rovnice (52) tedy vyplývá:

$$C_f = \frac{8,5 \cdot 500}{10} = \underline{425 \text{ [}\mu\text{F]}} \quad (53)$$

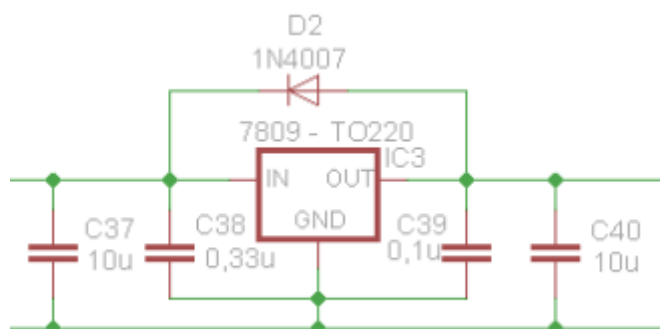
Tabulka 5 - Tabulka součinitele zvlnění, [28]

Zvlnění [%]	k
5	9
10	8,5
15	8,2
20	8
30	7,5
40	7
50	6,7

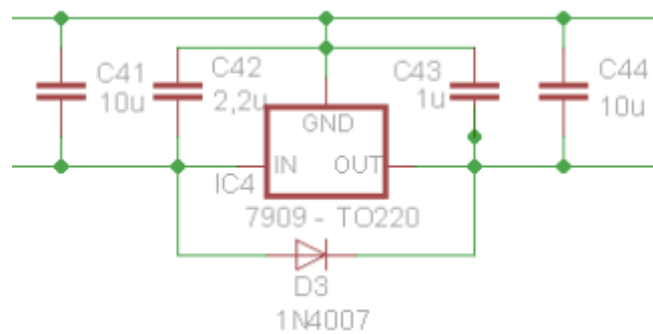
Do schématu zdroje napájení budeme používat filtrační kondenzátor velikosti 470 uF.

Stabilizátor

K ustálení $\pm 9V$ použijeme napěťové stabilizátory 7809 v pouzdře TO220 a 7909 se stejným pouzdrem a úbytkem napětí až 1,3 V. Výstupní proud může být velký až 1A u obou typů stabilizátorů. Oba stabilizátory jsou zapojené podle svých katalogových listů [19]. Kondenzátory o velikosti 10 μF jsou blokovacími kondenzátory. Schéma zapojení stabilizátoru 7809 je znázorněno na obr. 31, stabilizátor 7909 můžeme vidět na obr. 32. [19]

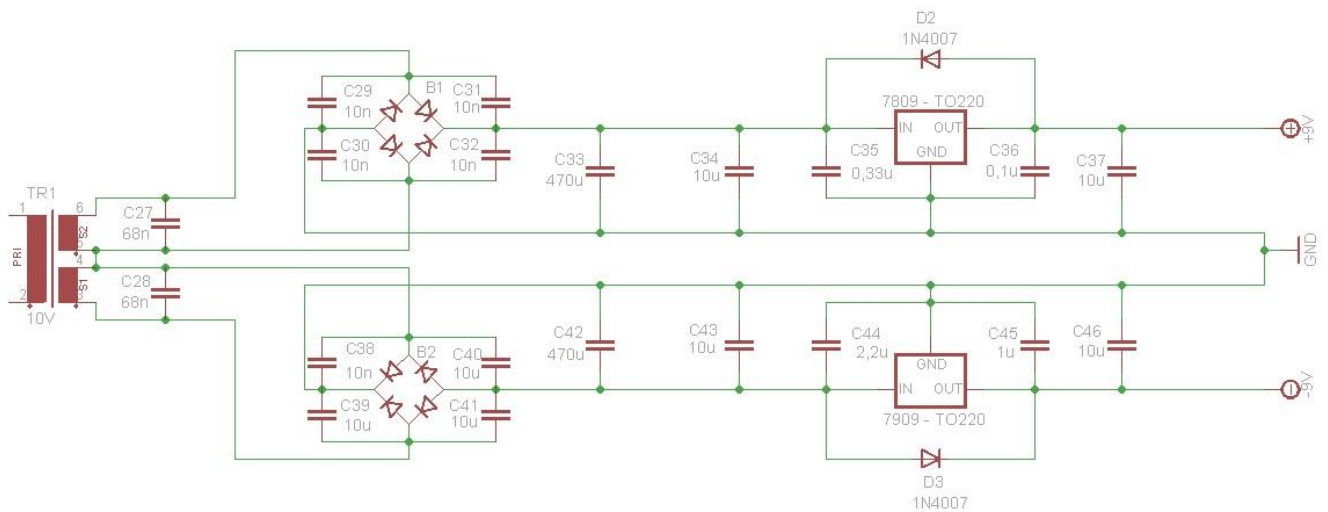


Obr. 31 Stabilizátor napětí +9V



Obr. 32 Stabilizátor napětí -9V

Celkové schéma symetrického zdroje napájení o velikosti $\pm 9V$ je znázorněno na obr. 33.

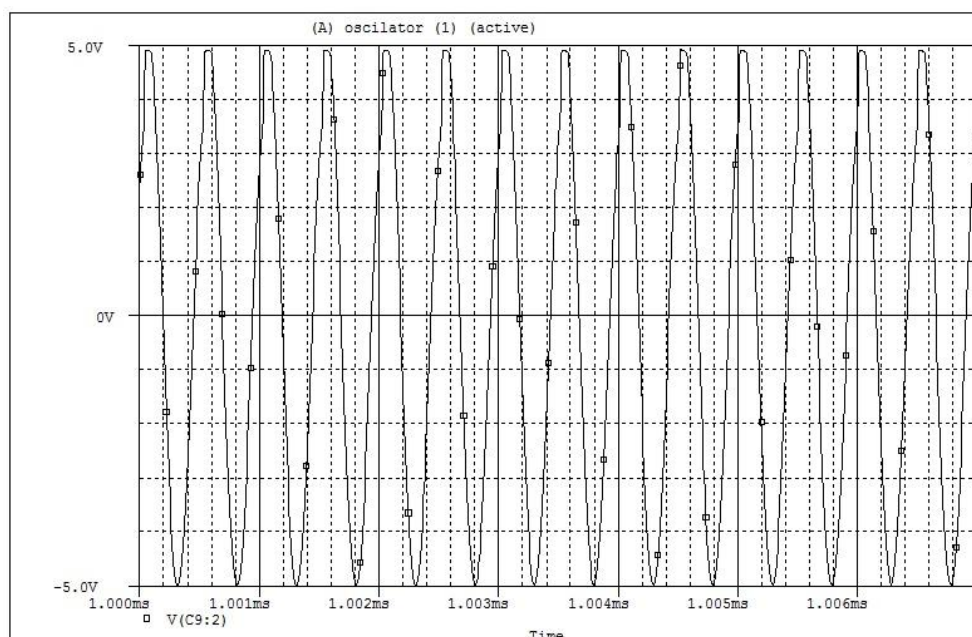


Obr. 33 Schéma symetrického zdroje $\pm 9V$

4.3 Experimentální ověření

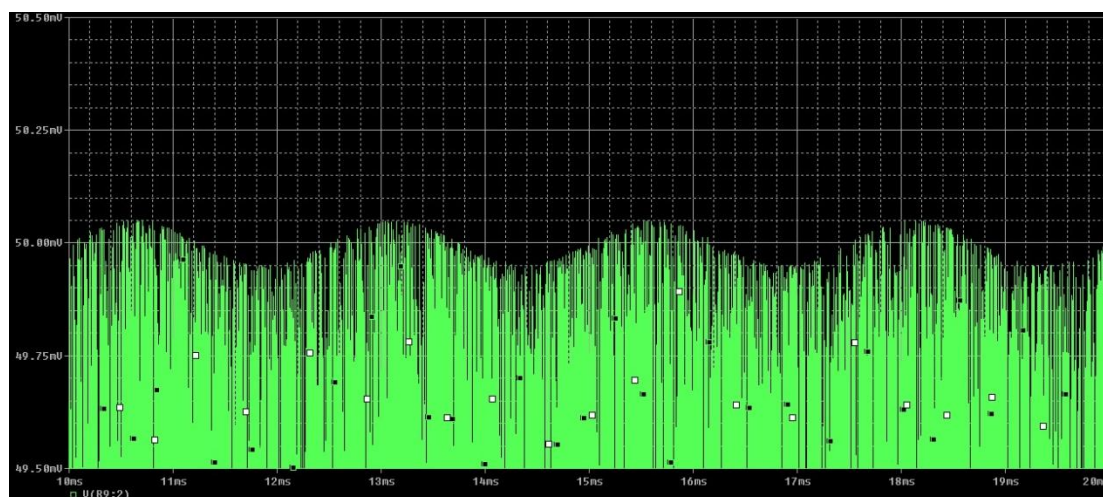
Experimentální ověření základních funkčních bloků bylo provedeno na nepájivém poli pomocí osciloskopu a generátoru signálu. Obvod byl také simulován v programu Pspice.

Výstupní signál z oscilátoru udává sinusový průběh s amplitudou 5V. Simulovaný výstup z krystalového oscilátoru je znázorněn na obr. 34.



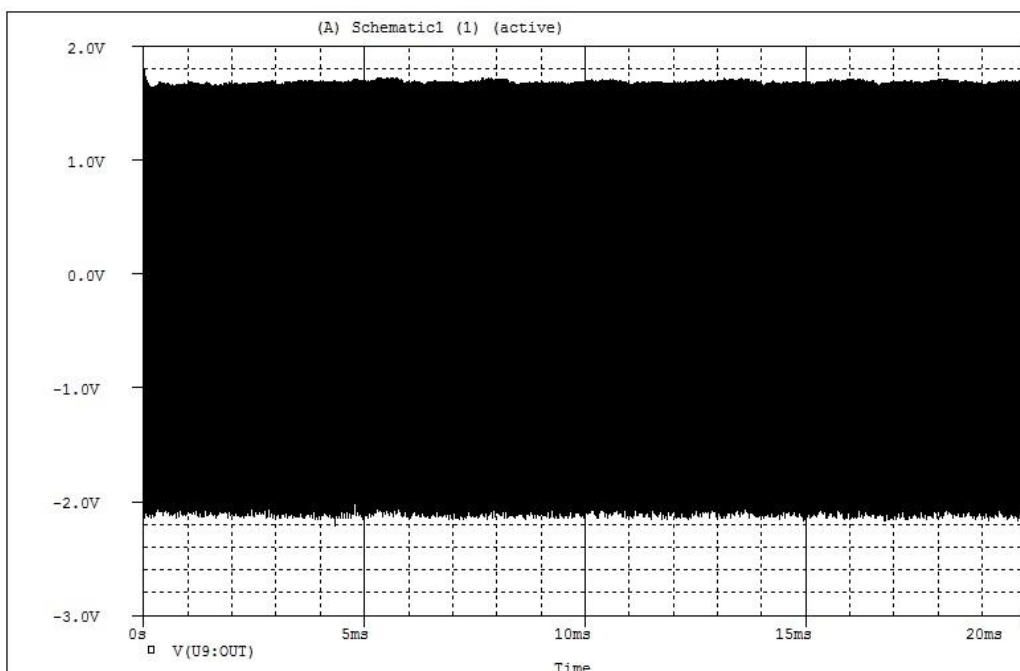
Obr. 34 Simulace výstupu z krystalového oscilátoru

Pro experimentální ověření v programu Pspice byl vygenerován signál, představující signál odražený od erytrocytů. Signál je tvořen nosnou frekvencí o velikosti 2 MHz s amplitudou 100 mV a užitečným signálem o frekvenci 400 Hz a amplitudou 100 μ V. V aktuálním měřítku bohužel nebyl modulovaný signál rozpoznatelný, tudíž se zkrátil celkový čas a byla vybrána pouze vyšší amplituda napětí. Výsledek modulovaného signálu je patrný na obr. 35.



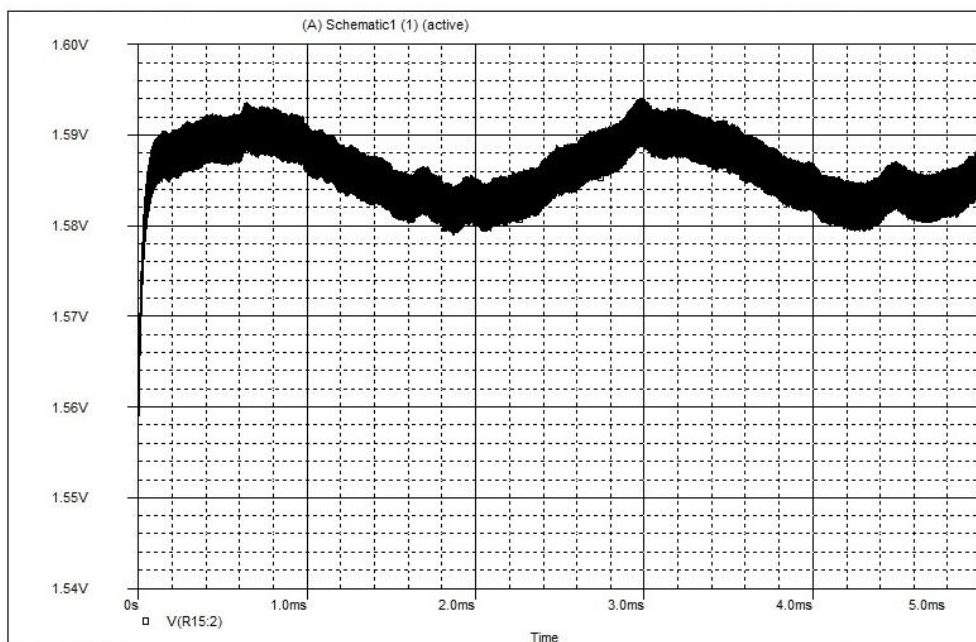
Obr. 35 Simulace modulovaného signálu

Na obr. 36 není vidět žádný výsledek, pouze si lze všimnout zesílení signálu pomocí vysokofrekvenčního zesilovače.



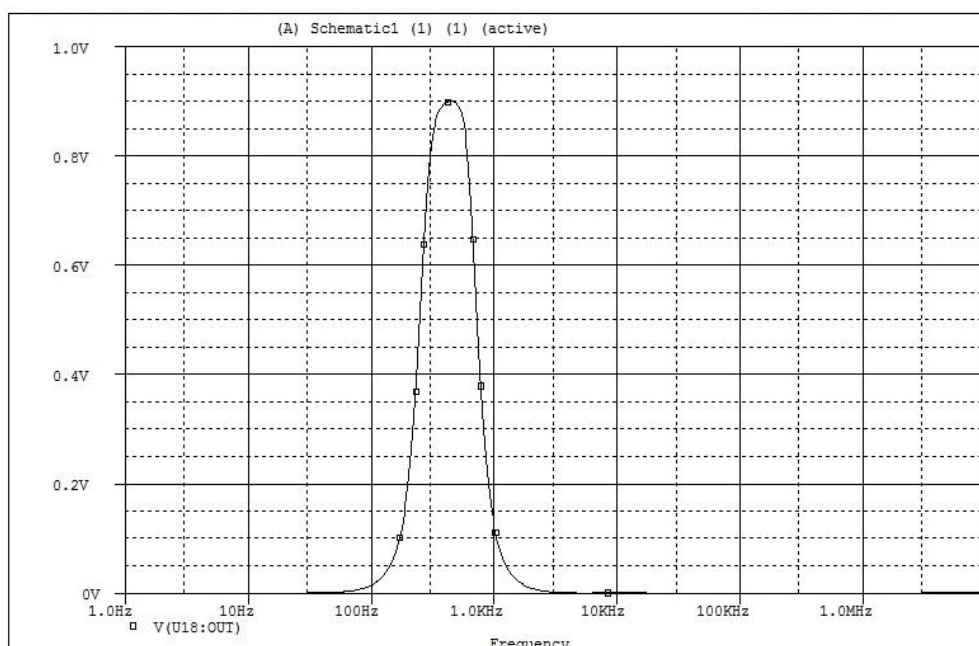
Obr. 36 Simulace přijímacího vysokofrekvenčního zesilovače LM318

Výstup z demodulátoru je vidět na obr. 37. Demodulátor oddělil vysokofrekvenční složku od nízkofrekvenční. Na obrázku je znázorněn pouze kratší čas, protože při delším čase nelze výstup identifikovat.



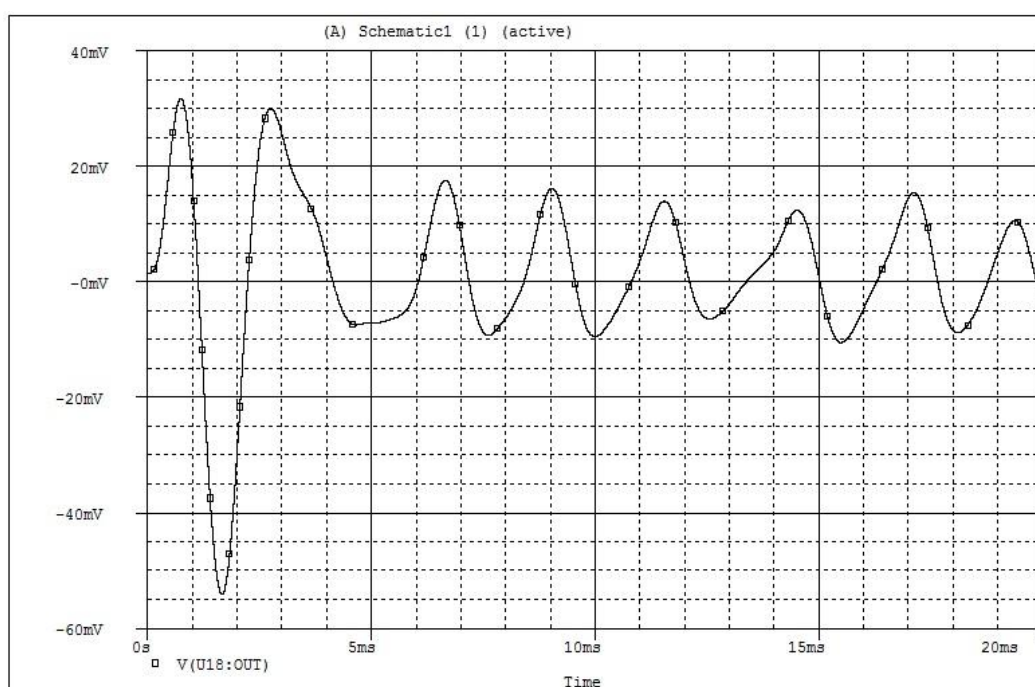
Obr. 37 Simulace demodulátoru

Přenosová charakteristika pásmové propusti 3. řádu je znázorněna na obr. 38.



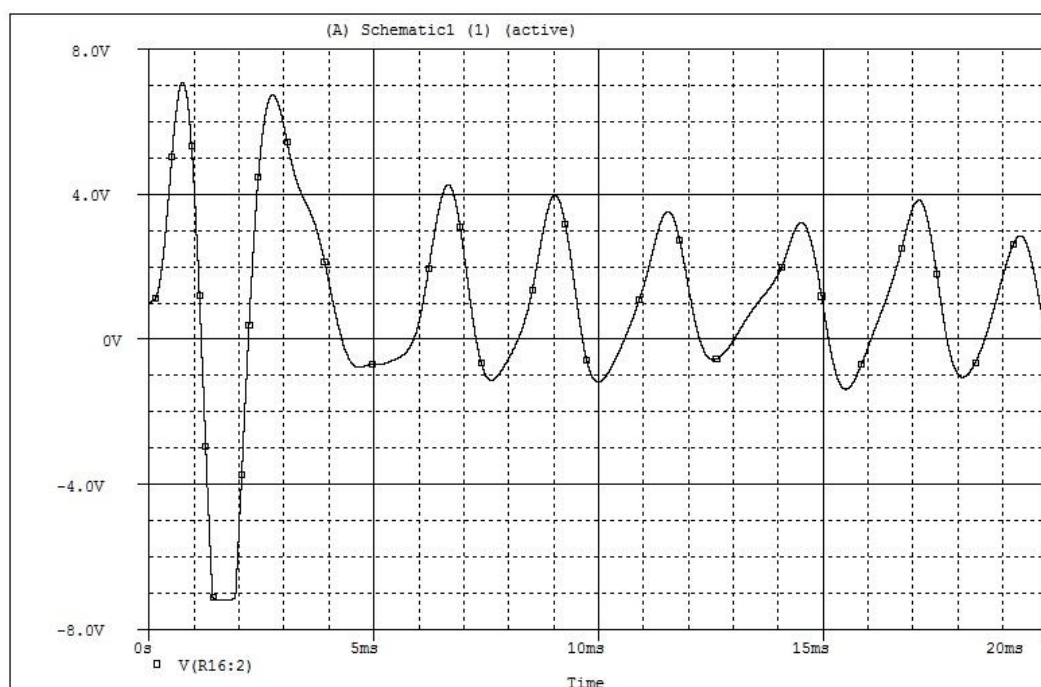
Obr. 38 Simulace přenosové charakteristiky filtru pásmová propust 3. řádu

Filtr propustil signál o velikosti Dopplerova zdvihu a odfiltroval všechny ostatní frekvence (viz . obr 39).



Obr. 39 Simulace výstupu z pásmové propusti 3. řádu

Nyní zbývá pouze zesílit výstup z filtru pomocí nízkofrekvenčního zesilovače (obr. 40), aby mohla být hodnota dále zpracovávána.



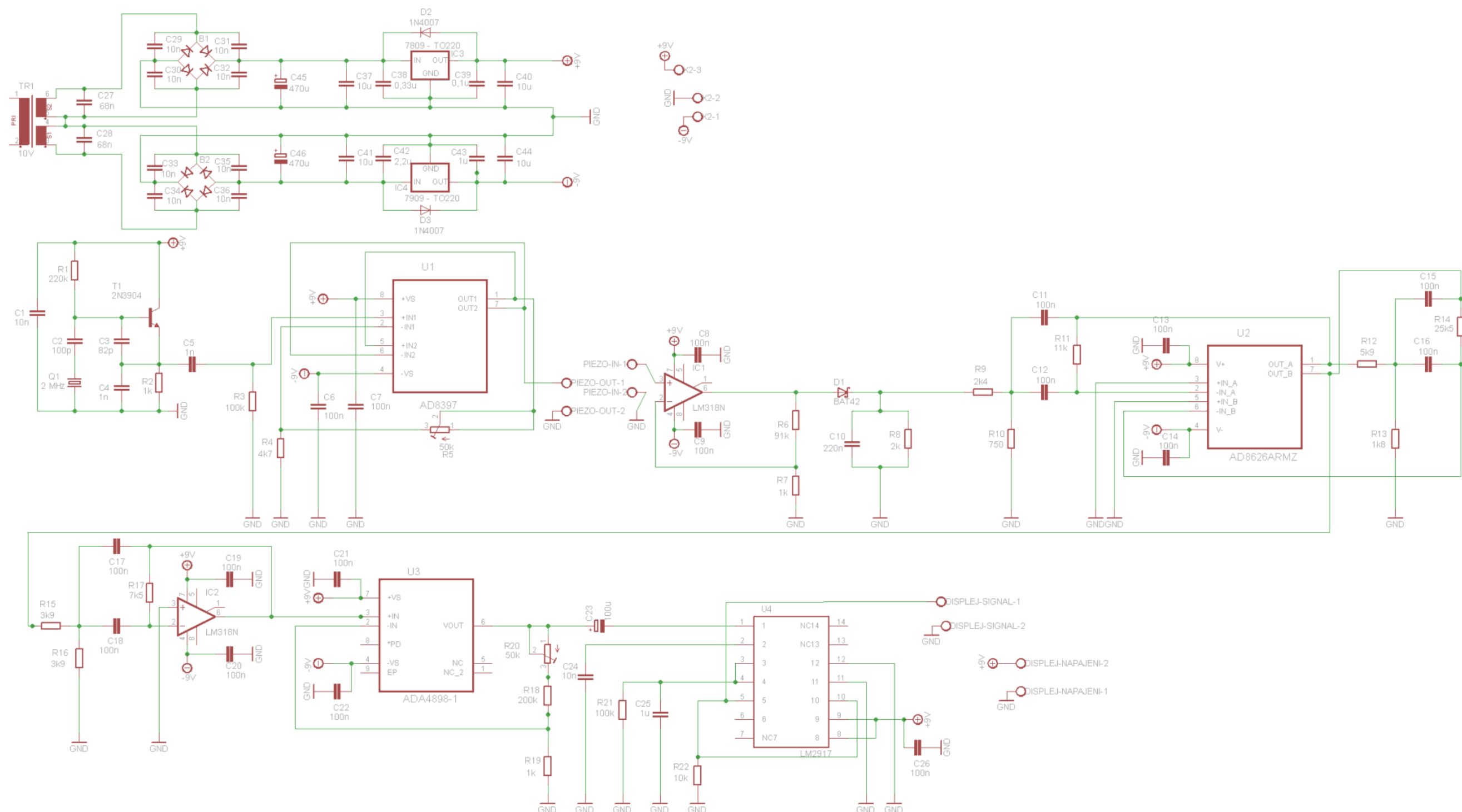
Obr. 40 Simulace nízkofrekvenčního zesilovače ADA4898-1

Následuje převod veličiny frekvence na napětí pomocí převodníku f/U LM2917. Konečná hodnota napětí je následně zobrazena na LCD displeji.

4.4 Konstrukční dokumentace

Kapitola konstrukční dokumentace obsahuje celkové schéma zapojení navrženého ultrazvukového měřiče, výkres plošného spoje, seznam použitých součástek a technický výkres snímače.

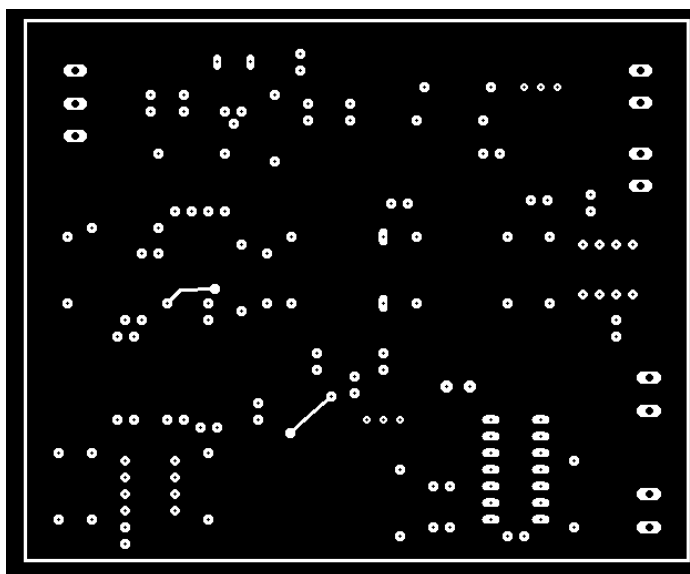
4.4.1 Schéma zapojení



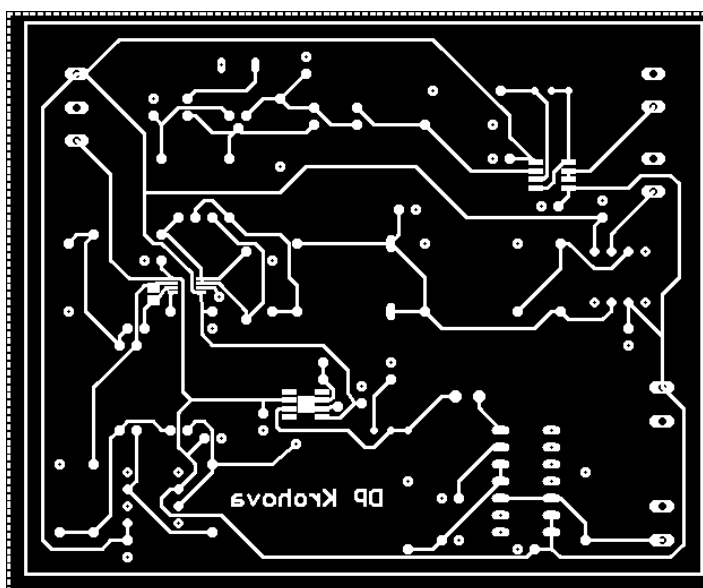
Obr. 41 Celkové schéma ultrazvukového měřiče

4.4.2 Výkres plošného spoje

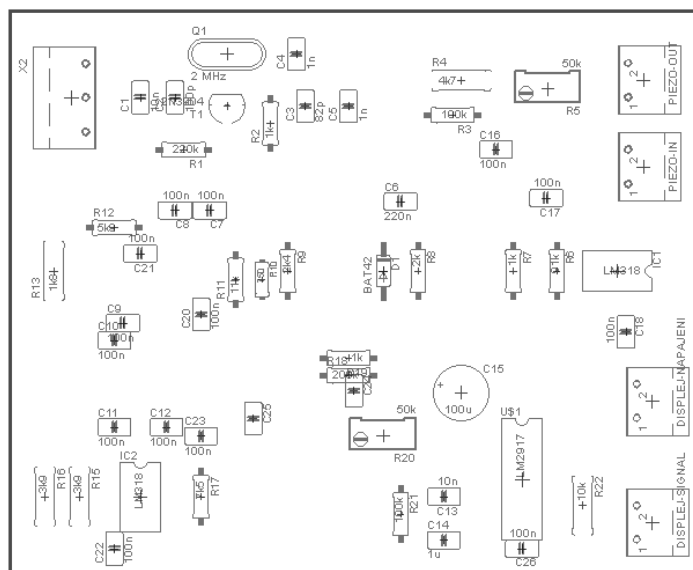
Výkres plošného spoje (obr. 42) byl proveden v programu Eagle 6.5.0. Deska je jednostranná, má obdélníkový tvar a rozměry 102 x 82 mm. Na spodní straně desky jsou umístěné SMD součástky, kterými jsou integrované obvody AD8397, AD8626, ADA4898-1 a rezistor 25k5. Deska obsahuje šroubovací svorkovnici se třemi kontakty pro napájení. Dále jsou zde umístěné čtyři svorkovnice se dvěma kontakty. Dvě jsou určené pro připojení snímacího měniče a dvě pro LCD displej, který není na desce zakreslen.



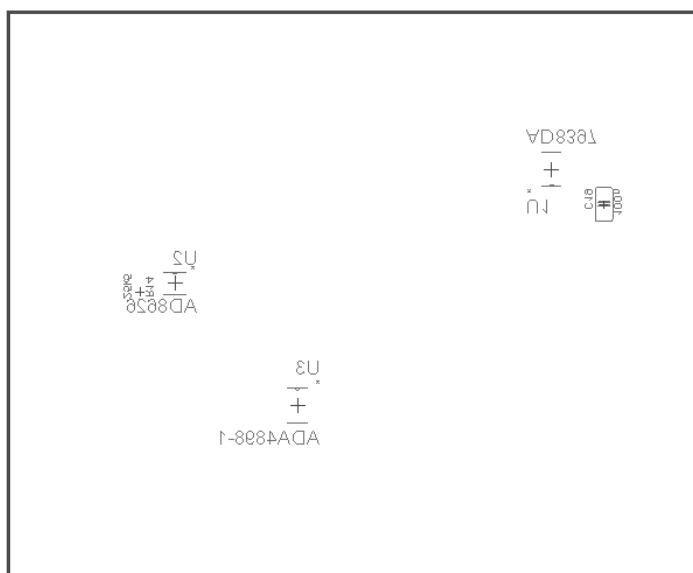
Obr. 42 Obrazec spojů na TOP straně desky, Eagle 6.5.0



Obr. 43 Obrazec spojů na BOTTOM straně desky, Eagle 6.5.0

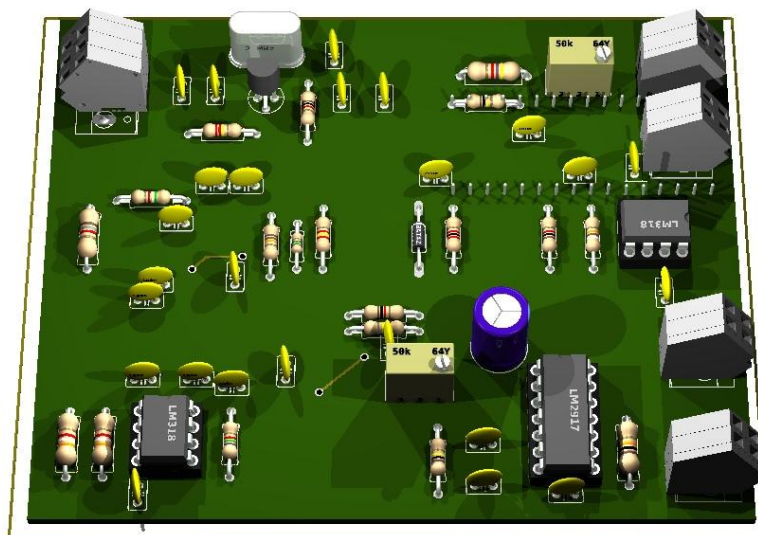


Obr. 44 Osazení horní strany desky plošného spoje, Eagle 6.5.0

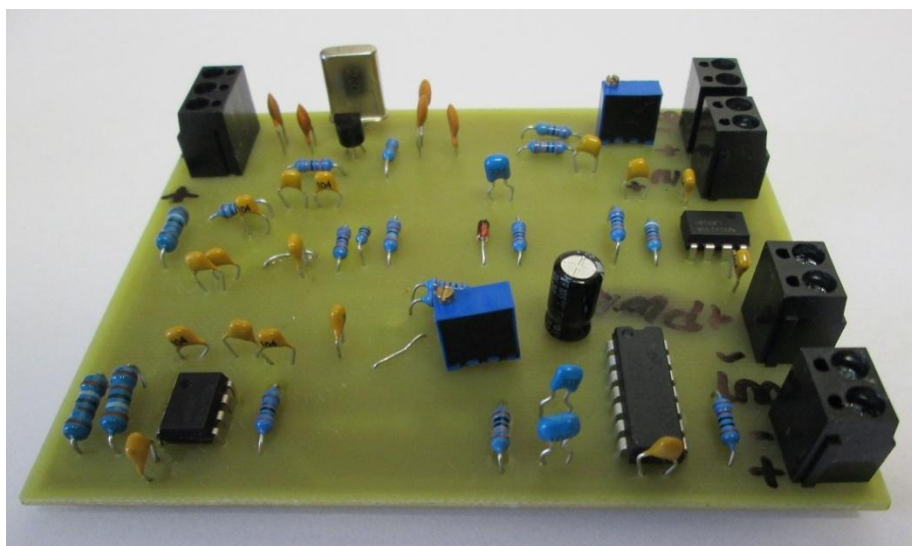


Obr. 45 Osazení spodní strany desky, Eagle 6.5.0

Dále byl vytvořen 3D model osazeného plošného spoje součástkami (obr. 45). Aplikovány byly programy Eagle 6.5.0, Eagle Up a POV - Ray for Windows.



Obr. 46 3D model osazeného plošného spoje, 3D Eagle



Obr. 47 Osazená deska (horní strana)

4.4.3 Seznam součástek

Tabulka 6 - Seznam použitých rezistorů

REZISTORY					
Označení	Hodnota [Ω]	Pouzdro	Označení	Hodnota [Ω]	Pouzdro
R ₁	220k	0207	R ₁₂	5k9	0207
R ₂	1k	0207	R ₁₃	1k8	0309

R ₃	100k	0207	R ₁₄	25k5	M0805
R ₄	4k7	0309	R ₁₅	3k9	0309
R ₅	50k	TRIMM64W	R ₁₆	3k9	0309
R ₆	91k	0207	R ₁₇	7k5	0207
R ₇	1k	0207	R ₁₈	200k	0207
R ₈	2k	0207	R ₁₉	1k	0207
R ₉	2k4	0207	R ₂₀	50k	TRIMM64W
R ₁₀	750	0204	R ₂₁	100k	0207
R ₁₁	11k	0207	R ₂₂	10k	0309

Tabulka 7 - Seznam použitých kondenzátorů

KONDENZÁTORY					
Označení	Hodnota	Pouzdro	Označení	Hodnota	Pouzdro
C ₁	10n	c025-025x050	C ₂₄	10n	c025-025x050
C ₂	100p	c025-025x050	C ₂₅	1u	c025-025x050
C ₃	82p	c025-025x050	C ₂₆	100n	c025-025x050
C ₄	1n	c025-025x050	C ₂₇	68n	c025-025x050
C ₅	1n	c025-025x050	C ₂₈	68n	c025-025x050
C ₆	100n	c025-025x050	C ₂₉	10n	c025-025x050
C ₇	100n	c025-025x050	C ₃₀	10n	c025-025x050
C ₈	100n	c025-025x050	C ₃₁	10n	c025-025x050
C ₉	100n	c025-025x050	C ₃₂	10n	c025-025x050
C ₁₀	220n	c025-025x050	C ₃₃	10n	c025-025x050
C ₁₁	100n	c025-025x050	C ₃₄	10n	c025-025x050
C ₁₂	100n	c025-025x050	C ₃₅	10n	c025-025x050
C ₁₃	100n	c025-025x050	C ₃₆	10n	c025-025x050
C ₁₄	100n	c025-025x050	C ₃₇	10u	c025-025x050
C ₁₅	100n	c025-025x050	C ₃₈	0,33u	c025-025x050
C ₁₆	100n	c025-025x050	C ₃₉	0,1u	c025-025x050
C ₁₇	100n	c025-025x050	C ₄₀	10u	c025-025x050
C ₁₈	100n	c025-025x050	C ₄₁	10u	c025-025x050
C ₁₉	100n	c025-025x050	C ₄₂	2,2u	c025-025x050
C ₂₀	100n	c025-025x050	C ₄₃	1u	c025-025x050
C ₂₁	100n	c025-025x050	C ₄₄	10u	c025-025x050
C ₂₂	100n	c025-025x050	C ₄₅	470u	E5-8,5
C ₂₃	100u	E3,5-8	C ₄₆	470u	E5-8,5

Tabulka 8 - Seznam použitých diod

DIODY		
Označení	Hodnota	Pouzdro
D1	BAT42	DO35-10
D2	1N4007	DO41
D3	1N4007	DO41

Tabulka 9 - Seznam použitých integrovaných obvodů

INTEGROVANÉ OBVODY		
Označení	Hodnota	Pouzdro
U1	ADA8397	8-lead SOIC_N
U2	AD8626	8-lead SOIC
U3	ADA4898-1	8-lead SOIC_N_EP
U4	LM2917	DIP 14
IC1	LM318N	DIL08
IC2	LM318N	DIL08
IC3	7809 (9V)	TO220
IC4	7909 (-9V)	TO220

Tabulka 10 - Seznam ostatních použitých komponent

OSTATNÍ		
Označení	Hodnota	Pouzdro
TR1	2x10V	VR22-2
B1		RB1A
B2		RB1A
T1	2N3904	TO92
Panelový digitální voltmetr	19,99V	

4.4.4 Výkres snímače

Výkres snímače v měřítku 2:1 je uveden v příloze 1.

5 ZÁVĚR

První kapitola pojednává o principu hemodialýzy a o rozdělení hemodialyzačních postupů. Dále jsou zde podrobně vysvětleny základní mechanismy pro přestup odpadních produktů metabolismu, vody a nadbytečných solí při poruchách funkce ledvin. Mezi tyto mechanismy patří difúze, konvekce, adsorpce, dialyzance a ultrafiltrace.

Druhá kapitola obsahuje informace o dialyzačním monitoru. Dělí se na mimotělní oběh, dialyzátor a okruh, který zprostředkovává průtok dialyzačního roztoku.

Ultrazvukovými měřiči průtoku se zabývá kapitola třetí. Měřiče můžeme rozdělit na impulzní, zpětnovazební a dopplerovské. V této diplomové práci bylo využito dopplerovského nesměrového systému s kontinuální nosnou vlnou. Výběr nesměrového systému je založen na faktu, že při hemodialýze krev teče stále stejným směrem.

Systémový návrh ultrazvukového měřiče je popsán v kapitole čtvrté. Ultrazvukový průtokoměr byl navržen pro pracovní frekvenci 2 MHz a průměr ultrazvukového měniče 8 mm kruhového tvaru. Po dohodě s vedoucím diplomové práce byla aplikována intenzita ultrazvuku 100 mW/cm^2 .

Je zde uvedeno blokové schéma ultrazvukového měřiče průtoku a dále vysvětlena funkce jednotlivých bloků. Blokové schéma je rozděleno na vysílací část, přijímací část a zobrazovací jednotku. Obvodové schéma bylo vytvořeno na základě blokového schématu a jeho jednotlivých funkčních bloků. Kapitola obsahuje navržený zdroj napájení ze sítě, které je stabilizováno na $\pm 9\text{V}$.

Experimentální ověření obvodu bylo realizováno pomocí osciloskopu a nepájivého pole, a následně pomocí programu Pspice. Výstupy z programu Pspice jsou součástí diplomové práce.

Konstrukční dokumentace obsahuje celkové schéma obvodu ultrazvukového měřiče, výkres plošného spoje pomocí aplikace Eagle, 3D model osazené desky pomocí programů Eagle, 3D Eagle a POV-RAY for Windows, soupisku součástek a technický výkres měřiče.

Diplomová práce splňuje úkoly dle zadání.

SEZNAM LITERATURY

- [1] ROZMAN, J. a kol.: *Elektronické přístroje v lékařství*, Academica, Praha 2006
- [2] SULKOVÁ, S. a kol.: *Hemodialýza*, MAXDORF, Praha 2000
- [3] TESAŘ, SCHÜCK, a kol.: *Klinická nefrologie*, Grada publishing, Praha 2006
- [4] HRAZDIRA, MORNSTEIN, ŠKORPÍKOVÁ: *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*, Neptun, Brno 2006
- [5] LOPOT, F.: *Princip umělé ledviny - Dialyzátor* [online], Stěžeň - Společnost dialyzovaných a transplantovaných, Praha 2012, roč. 23, č. 3, [cit. 2013-11-04]
Dostupné na WWW:
<<http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2012/03/index.php?ap=ledvina>>
- [6] LOPOT, F.: *Princip umělé ledviny – Dialyzační přístroj* [online], Stěžeň - Společnost dialyzovaných a transplantovaných, Praha 2012, roč. 23, číslo 4, [online] [cit. 2013-11-04] Dostupné na URL: < <http://rekreacni-dialyza.cz/wp-content/uploads/Lopot-Dialyza%C4%8Dn%C3%AD-p%C5%99%C3%ADstroj-St%C4%9B%C5%BEe%C5%88-4-12.pdf>>
- [7] ĎAĎO, BEJČEK, PLATIL: *Měření průtoku a výšky hladiny*, BEN, Praha 2005
- [8] ROZMAN, J.: *Ultrazvuková technika v lékařství*, Ediční středisko VUT, Brno 1979
- [9] KADLEC, K.: *Snímače průtoku – principy, vlastnosti a použití (část 2)* [online], AUTOMA, Praha 2006, číslo 11, [online] [cit.2013-11-11] Dostupné na WWW:
<<http://www.odbornecasopisy.cz/download/au110624.pdf>>
- [10] ČVUT FS: *Piezoelektrické jevy* [online] [cit. 2014-03-06] Dostupné na WWW:
<http://fyzika.fs.cvut.cz/subjects/fzmt/lectures/FZMT_11.pdf>
- [11] BRANČÍK, DOSTÁL: *Analogové elektronické obvody*, Vysoké učení technické v Brně, Brno 2007
- [12] HANUS, SVAČINA: *Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika*, 2. vyd., Vysoké učení technické v Brně, Brno 2004
- [13] HÁJEK, SEDLÁČEK: *Kmitočtové filtry*, BEN, Praha 2002
- [14] DOSTÁL, T.: *Elektrické filtry*, 1. vyd., Vysoké učení technické v Brně, Brno 2004
- [15] CETL, HRZINA, PAPEŽ: *Příklady konstrukčních řešení elektronických obvodů*, 1. vyd., Nakladatelství ČVUT, Praha 2006

- [16] STŘEDOŠKOLSKÁ FYZIKA: *Transformátor* [online] [cit. 2014-04-23] Dostupné na WWW: <[http://kvinta.html.wz.cz/fyzika/elektrina a magnetismus/stridavy proud v energetice/transformat or.htm](http://kvinta.html.wz.cz/fyzika/elektrina_a_magnetismus/stridavy_proud_v_energetice/transformat or.htm)>
- [17] LEARN ABOUT ELECTRONICS: *Krystalický oscillator* [online][cit. 2014 – 04 - 01] Dostupné na WWW: <<http://www.learnabout-electronics.org/Oscillators/osc25.php>>
- [18] PUNČOCHÁŘ, J.: *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd., BEN – technická literatura, Praha 2005
- [19] Datasheet catalog. [online]. Dostupné z: <http://www.datasheetcatalog.com>.
- [22] ANALOG DEVICES: Filter Wizard [online] [cit. 2014- 05 – 13] Dostupné na WWW: <<http://www.analog.com/designtools/en/filterwizard/#/type>>
- [26] VOŽENÍLEK, ŘEŠÁTKO: *Základy elektrotechniky II.*, SNTL, Praha 1993
- [27] ABC DIMENZE: *Usměrňovače* [online] [cit. 2014 – 04 - 28] Dostupné na WWW: <<http://abcdimenze.wz.cz/elektronika/usmernovace.html>>
- [28] DMASTER: *Filtr* [online] [cit. 2014 – 05 - 15] Dostupné na WWW: <<http://www.dmaster.wz.cz/postupy/filtr/filtr.htm>>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

α	úhel, který svírá vysílací měnič s osou cévy
β	úhel, který je svírán přijímacím měničem s osou cévy
Δt_1	doba průchodu ultrazvukového vlnění od měniče V_1, P_1 k měniči V_2, P_2
Δt_2	doba průchodu ultrazvukového vlnění od měniče V_2, P_2 k měniči V_1, P_1
c	rychlost šíření ultrazvuku
$\vec{c}_0$	vektor rychlosti šíření ultrazvuku
C_{Bi}	koncentrace látky v krvi na vstupu do dialyzátoru
C_{Bo}	koncentrace látky v krvi na výstupu dialyzátoru
C_{Di}	koncentrace látky v dialyzačním roztoku
C_s	koncentrační rozdíl
D	vzdálenost difundující látky přes membránu
D	difúzní koeficient
D	dialyzance
f_d	Dopplerův zdvih
f_p	frekvence přijaté odražené ultrazvukové vlny
f_v	frekvence vyslaného ultrazvukového vlnění do tkáně
J	celkové odstranění množství látky z krve
J_d	rychlost difúze
k	korekční činitel
K	clearance
K_F	koeficient hydraulické permeability
L	akustická dráha
PKJ	piezoelektrické krystalové jednotky
Q	činitel jakosti
Q_F	rychlost ultrafiltrace
Q_{Bi}	množství krve, které přitéká do dialyzátoru
Q_{Bo}	množství krve, které vytéká z dialyzátoru
Q_{Di}	rychlost toku dialyzačního roztoku na vstupu do dialyzátoru
Q_{Do}	rychlost toku dialyzačního roztoku na výstupu z dialyzátoru
Q_v	objemový průtok
S	průřez cévy
S	plocha membrány
t	doba oběhu dráhy, na které se sčítá rychlost průtoku a rychlost ultrazvuku
t_+	doba oběhu dráhy, na které se sčítá rychlost průtoku a rychlost ultrazvuku
TMP	transmembránový tlak
UFR	rychlost tvorby filtrátu

v	rychlost průtoku
$\bar{v}$	střední rychlost
$\vec{v}$	vektor rychlosti průtoku
$\bar{v}_s$	střední hodnota rychlosti po korekci

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 - Výkres měřiče

Příloha 2 - Osazená deska plošného spoje