

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a
komunikačních
technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2017

Filip Mívalt



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

LEVNÉ ZAŘÍZENÍ PRO NEINVAZIVNÍ DETEKCI
PRŮTOKU KRVE

CHEAP DEVICE FOR NON-INVASIVE DETECTION OF BLOOD FLOW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Filip Mívalt

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Petr Sedlák, Ph.D.

BRNO 2017

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Filip Mívalt

Ročník: 3

NÁZEV TÉMATU:

ID: 174513

Akademický rok: 2016/17

Levné zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou měření průtoku krve na bázi Dopplerova jevu. 2) Sestavte experimentální pracoviště z dostupných komponent. 3) Proveďte testovací měření na vybraných vzorcích. 4) Navrhněte elektroniku pro buzení a záznam signálů z ultrazvukové sondy. 5) Navrhněte algoritmy pro vyhodnocení signálů z ultrazvukové sondy. 6) Realizujte zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve. 7) Ověřte funkčnost zařízení na vybraných vzorcích.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER, DUB, Petr (ed.). Fyzika. 2., přeprac. vyd. Přeložil Miroslav ČERNÝ. Brno: VUTIUM, c2013. Překlady vysokoškolských učebnic. ISBN 9788021441231.

[2] ROZMAN, Jiří. Ultrazvuková technika v lékařství: diagnostické systémy. Brno: Vysoké učení technické, 1979. Učební texty vysokých škol.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: doc. Ing. Petr Sedlák, Ph.D.

Konzultant: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

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

Měření průtoku krve využitím Dopplerova jevu je hojně využívaná metoda pro posuzování stavu cév. Touto metodou mohou být diagnostikovány patologie jako stenóza, aneurysma, či žilní nedostatečnost. V posledních letech byly zavedeny přístroje využívající Dopplerův jev také do veterinární medicíny. Zde jsou využívány například pro měření periferního krevního tlaku koček na ocasu nebo končetině. Tato práce se zabývá návrhem a realizací prototypu zařízení pro detekci průtoku krve pomocí Dopplerova jevu. Navržené a realizované zařízení využívá nízkonákladovou dopplerovskou sondu. Průtok krve je detekován na základě analýzy diskrétního výkonového spektra analogově předzpracovaného a následně digitalizovaného výstupního signálu. Cílem práce je navrhnout a realizovat zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve. Práce má demonstrovat možnost využití platformy Arduino a levných vaskulárních dopplerovských sond jako alternativu drahým Dopplerovským zařízením.

Klíčová slova

Ultrazvuk, Dopplerův jev, detektor průtoku krve

Abstract

Blood flow measurement by Doppler effect is widely used technique for the assessment of blood vessels condition. Stenosis, aneurysm and blood insufficiency might be revealed by this method. In recent years, measurement devices based on Doppler effect have been introduced also in veterinary medicine. For example, peripheral blood pressure of a cat might be observed at tail or paw. This thesis deals with the design of blood flow Doppler detector prototype and its implementation to fully operational instrument. Proposed device is uses a low-cost doppler probe. Blood flow detection is based on the analysis of Doppler probe output signal discrete power spectrum. The frequency spectrum is determined from digitized preprocessed analog signal. This thesis should illustrate the possibility of usage of Arduino platform and cheap ultrasound vascular probe as alternative for expensive Doppler devices.

Key words

Ultrasound, Doppler effect, blood flow detector

Bibliografická citace

MÍVALT, F. Levné zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 52 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Petr Sedlák, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Levné zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si 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.

V Brně dne 31. května 2017

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Petru Sedlákov, Ph.D. za věcné připomínky, cenné rady, odbornou pomoc a profesionální přístup při vedení mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2017

.....

podpis autora

Obsah

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE.....	i
1 Úvod.....	12
2 Teoretický úvod	13
2.1 Základy ultraakustiky	13
2.2 Vlnová rovnice	14
2.3 Doppleruv jev	15
2.4 Dopplerovské měření průtoku	15
2.5 Účinky ultrazvuku na živý organismus	16
2.6 Technické aspekty dopplerovských sond	17
3 Sestavení experimentálního pracoviště	19
3.1 Výběr zařízení	19
3.2 Popis zařízení Sonoline B	19
4 Testovací měření	22
4.1 Určení rychlostní křivky	24
5 Návrh zařízení	25
5.1 Stanovení požadavků	25
5.2 Výběr komponent hardwaru	26
5.3 Analogová filtrace	27
6 Hardware	31
6.1 Napájení	31
6.2 Stabilizace napětí pro UZV sondu	32
6.3 Filtrace a zesílení	33
6.4 Digitalizace signálu	35
6.5 Ostatní obvody	36
7 Software	37
7.1 Akvizice dat	37
7.2 Detekce	39
8 Testování zařízení	41
8.1 Protokol verifikace funkčnosti zařízení	41
8.2 Diskuze	42
9 Závěr	43
Seznam literatury	44
Seznam symbolů, veličin a zkratk	47
A SEZNAM SOUČÁSTEK	49

B Osazovací výkres DPS.....	51
C Obsah příloženého CD.....	52

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Vznik podélného vlnění [2].....	13
Obrázek 2 - Dopplerův jev [6]	16
Obrázek 3 - Dělení dopplerovských systémů [3]......	18
Obrázek 4 - Sonoline B s 8 MHz vaskulární sondou.	20
Obrázek 5 - Zásuvka konektoru[18].....	20
Obrázek 6 - Měření průběhu napěťového signálu na výstupu sondy.....	21
Obrázek 7 - Detail průběhu napěťového signálu.....	21
Obrázek 8 - Blokové schéma akvizice testovacích dat	22
Obrázek 9 - Arteria carotis externa[19], Vena jugularis interna[20], Arteria radialis [21], Vena cephalica [22].	22
Obrázek 10 - Arteria carotis externa, Arteria Radialis Vena jugularis	23
Obrázek 11 - Algoritmus stanovení rychlostní křivky	24
Obrázek 12 - Stanovená rychlostní křivka ze zaznamenaných dat pro arteria radialis.....	24
Obrázek 13 - Blokové schéma navrženého zařízení	25
Obrázek 14 - Butterworthův filtr prvního a druhého řádu topologie Sallen Key.....	27
Obrázek 15 - HP a DP 2. řádu.....	28
Obrázek 16 - A-Modulová charakteristika. B-Fázová charakteristika navrženého filtru	30
Obrázek 17 - Realizovaný prototyp navrženého zařízení	31
Obrázek 18 - Symetrické napájení zařízení.....	32
Obrázek 19 - Zapojení lineárního regulátoru napětí a zapojení zásuvky konektoru.....	33
Obrázek 20 - Zapojení dolní propusti 2. řádu se zesílením.....	33
Obrázek 21 - Zapojení filtru horní propuť	34
Obrázek 22 - Přenosová charakteristika realizovaného filtru	34
Obrázek 23 - Zapojení zesilovače pro reproduktor	35
Obrázek 24 - Impedanční oddělovač s rozdílovým zesilovačem.....	35
Obrázek 25 - Doporučené zapojení AD převodníku [24]	36
Obrázek 26 - Piny pro rozšiřující desku Arduino Mega 2560	36
Obrázek 27 - Komunikace Arduina s AD převodníkem pomocí SPI rozhraní	38
Obrázek 28 - Ukázka zaznamenaných referenčních harmonických signálů s frekvencí 200 Hz, 1 kHz, 3, kHz a 6 kHz.	38
Obrázek 29 - Odhadnuté modulové frekvenční spektrum zaznamenaných referenčních harmonických signálů.	39
Obrázek 30 - Ilustrační obrázek referenčního měření.....	42

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Funkce pinů v zásuvce zařízení [14].....	20
Tabulka 2 - Parametry obvodových prvků navržených filtrů.....	29
Tabulka 3 - Činitel jakosti pro navržené obvody 2. řádu	30
Tabulka 4 - Statistické hodnoty rozdílu časových hodnot detekce průtoku.....	42

1 Úvod

Měření průtoku krve cévou pomocí Dopplerova jevu je neinvazivní a v současné době nejrozšířenější metodou používanou pro detekci a kvantifikaci průtoku krve. Rychlost krve se dopočítává z frekvenčního posunu, který nastává při odrazu akustického vlnění na pohybujících se buňkách krevní tkáně. I přes velké množství chybových faktorů, které zkreslují absolutní hodnotu rychlosti proudění krve, se tyto zařízení využívají v neinvazivní diagnostice kardiovaskulárního systému. Mezi faktory podílejícími se na zkreslení hodnot rychlosti krve, které udává přístroj, se řadí například úhel, mezi směrovým vektorem toku krve a směrovým vektorem dopadajícího akustického vlnění. Další faktor reprezentuje zručnost vyšetřujícího při hledání optimálního řezu vyšetřované cévy, což se zejména projevuje u kapesních vaskulárních dopplerovských zařízení, kde zpětnou vazbou vyšetřujícímu je jenom zvuk, a nikoliv obraz.

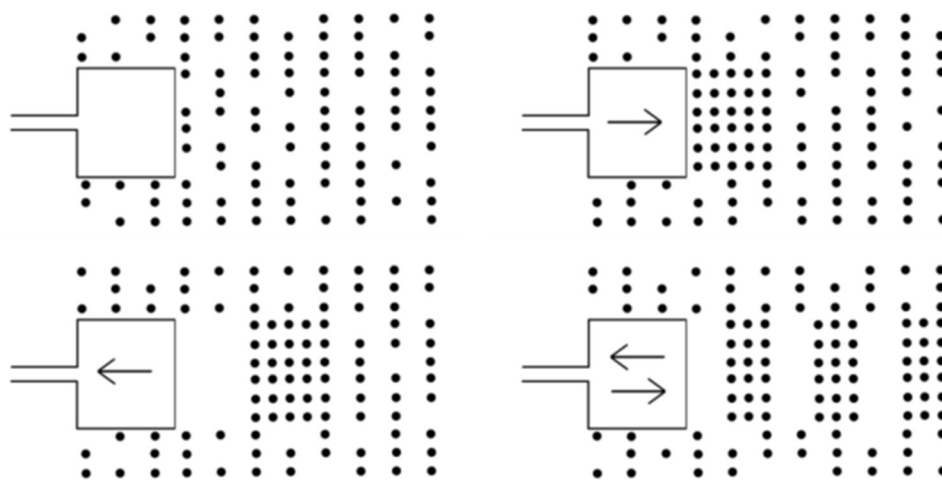
Využívá se relativní sledování průtoku před začátkem vyšetření a v jeho průběhu. Například při měření tlaku, je nejprve sondou zaměřena arterie a následně je nafouknuta manžeta. Během jejího vyfukování je detekován začátek průtoku krve. Jakmile je detekován průtok, je zaznamenána hodnota tlaku. Tato hodnota odpovídá hodnotě diastolického tlaku krve. Zmíněná metoda měření tlaku krve je hojně využívána především ve veterinární medicíně, kde ze zjevných důvodů není efektivní měření tlaku oscilometrickou metodou.

Tato práce se zabývá možností využití již existujících nízkonákladových dopplerovských sond pro výrobu detektoru průtoku krve. Práce se zabývá výběrem vhodné sondy, návrhem a realizací hardwarové i softwarové části detektoru průtoku. Cílem práce je navrhnout a realizovat zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve a tím demonstrovat možnost využití levných ultrazvukových sond jako levnějších variant běžně používaným ultrazvukovým dopplerovským sondám.

2 Teoretický úvod

2.1 Základy ultraakustiky

Ultrazvukové (UZV) vlnění je mechanické vlnění pružného prostředí. Frekvence ultrazvukového vlnění leží v pásmu od 20 kHz až do 1 GHz. Mechanické vlnění o frekvencích od 16 Hz do 20 kHz je označováno jako zvuk. Mechanické vlnění o frekvencích nižších než 16 Hz se nazývá infrazvuk. Pro dopplerovské systémy se využívá vlnění o kmitočtu 2-10 MHz v závislosti na požadavcích jednotlivých realizací [1].



Obrázek 1 - Vznik podélného vlnění [2]

Mechanické vlnění lze definovat čtyřmi základními veličinami, jejichž změnou je toto vlnění provázeno. Akustický tlak p , akustická rychlost v , hustota prostředí ρ a termodynamická teplota T . Z důvodu velmi nízké tepelné vodivosti považujeme dt za nulovou. U většiny kapalin a plynů se šíření podélného vlnění považuje za adiabatický děj.

$$\begin{aligned} p &= p_0 + \Delta p \\ \rho &= \rho_0 + \Delta \rho \\ v &= v_0 + \Delta v \\ T &= \text{konst.} \end{aligned} \tag{1}$$

Ultrazvukové vlnění bývá popisováno třemi rovnicemi, které vyjadřují vztah mezi těmito veličinami [3]. První z nich je stavová rovnice (2).

$$p = f(V, T) \tag{2}$$

Jelikož objem je funkcí hustoty a hmotnosti pak lze napsat (3-4).

$$\rho = f(V, m) \tag{3}$$

$$V = \frac{m}{\rho} \quad (4)$$

A zároveň předpokládáme, že hmotnost v daném objemu je během jevu UZV vlnění konstantní, pak můžeme psát.

$$p = f(\rho) \quad (5)$$

Protože UZV vlnění má velmi malou amplitudu, pak jsou i změny tlaku a hustoty velmi malé. Tudíž můžeme zanedbat vnitřní tření. Změnu tlaku pak můžeme vyjádřit z Taylorova polynomu, kdy vyšší stupně derivací hustoty ρ zanedbáme.

$$dp = \frac{\partial p}{\partial \rho} d\rho \quad (6)$$

Dále můžeme aproximovat [4].

$$c^2 = \frac{\partial p}{\partial \rho} \quad (7)$$

Kde c je rychlost šíření UZV v prostředí. Dosazením vztahu (7) do rovnice (6), následnou integrací a poté derivací podle času dostáváme rovnici (8).

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial p}{\partial t} = \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (8)$$

Druhou rovnicí je Eulerova rovnice [3], kdy aplikací Newtonova pohybového zákona na pohyb nekonečně malého množství kapaliny a následnými úpravami dostáváme rovnici (9).

$$-\frac{1}{\rho_0} \frac{\partial p}{\partial x} = \frac{\partial v}{\partial t} \quad (9)$$

Třetí rovnicí vyjadřující vztahy mezi veličinami mechanického vlnění je rovnice kontinuity. Tato rovnice vyplývá ze zákona o zachování hmotnosti. Úpravami podle [3] se dostáváme ke tvaru.

$$\frac{\partial v}{\partial x} = -\frac{1}{\rho_0} \frac{\partial \rho}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0 \cdot c^2} \frac{\partial p}{\partial t} \quad (10)$$

2.2 Vlnová rovnice

Z rovnic (8-10) můžeme určit vlnovou rovnici. Derivací rovnice (9) podle x a rovnice (10) podle t . Následným dosazením dostáváme vlnovou rovnici (11) pro vlnění v jednorozměrném prostoru.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (11)$$

Vlnovou rovnici zapisujeme ve tvaru (12).

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (12)$$

Vlnová rovnice je lineární parciální diferenciální rovnice druhého řádu popisující šíření vlnění v prostoru a čase rychlostí c v daném prostředí.

2.3 Dopplerův jev

Dopplerův jev (DJ) popisuje změnu odražené frekvence při pohybu zdroje, či pozorovatele. Výsledná frekvence je pak rovna součtu.

$$f = f_0 + \Delta f \quad (13)$$

Kdy f je výsledná frekvence, která je výsledkem součtu frekvence zdroje vlnění f_0 a Dopplerova posunu Δf . Frekvenční posun Δf Doppler definoval jako [1].

$$\Delta f = f_0 \frac{c \pm v_D}{c \pm v_Z} \quad (14)$$

Kde v_D je rychlost detektoru a v_Z rychlost zdroje. Znaménková konvence ve vztahu (14) je následující: rychlost detektoru v_D bude kladná, pokud se detektor pohybuje směrem ke zdroji a mínus při pohybu směrem od zdroje. Rychlost zdroje v_Z bude kladná, pokud se zdroj pohybuje od detektoru a mínus při pohybu v opačném případě.

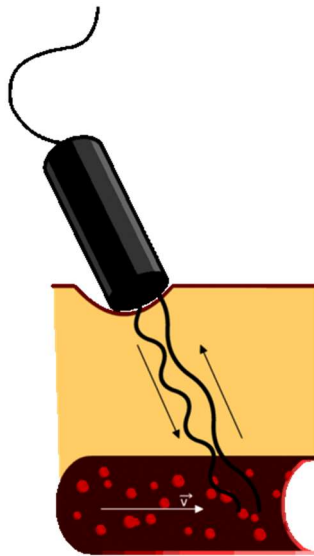
2.4 Dopplerovské měření průtoku

V lékařské diagnostice se DJ využívá při odrazu UZV vlnění na pohybujících se červených krvinkách (erytrocytech). První frekvenční posun nastává při dopadu UZV vlnění na erytrocyt, kdy zdroj vlnění (ultrazvukový měnič) je v klidu a detektor (erytrocyt) se pohybuje směrem ke zdroji vlnění. Druhý frekvenční posun nastává při vyzáření UZV vlnění z erytrocytu (pohybujícího se zdroje), které je následně zaznamenáno ultrazvukovým měničem. Předpokládáme, že úhel dopadu UZV vlnění ze zdroje na erytrocyt je roven úhlu, pod kterým je UZV vlnění opět vyzářeno směrem k detektoru. Se zmíněnými předpoklady pak z rovnice (14) odvodíme podle [3] vztah (15).

$$\Delta f = \frac{2vf_0}{c} \cos \theta \quad (15)$$

θ se rozumí úhel, pod kterým UZV vlnění dopadá na pohybující se objekt a odráží se směrem k ultrazvukovému měniči.

Uvádí se, že fázová rychlost UZV vlnění v krvi c je rovna přibližně hodnotě 1570 ms^{-1} [3].



Obrázek 2 - Dopplerův jev [6]

2.5 Účinky ultrazvuku na živý organismus

Biologické účinky UZV dělíme na primární a sekundární. Za primární účinky se považují účinky, které jsou způsobeny mechanickým působením UZV. Sekundární účinky jsou způsobovány působením jiných druhů energie, které však vznikly transformací energie UZV např. energie tepelná nebo chemická.

Dále lze typologicky dělit podle typu interakce UZV s biologickým systémem. Působení UZV se rozlišuje na přímé a nepřímé. Působení přímé je možné pozorovat během aplikace UZV v ultrazvukovém poli. Působení nepřímé je zprostředkováváno jinou formou energie na části biologického systému, které již nejsou v přímém kontaktu s UZV nebo s ním v kontaktu ani nebyly. Jako působení nepřímé se považuje např. ohřev, tedy působení tepelné energie [3].

Důležitými nelineárními jevy, které se uplatňují během působení UZV na organismus, jsou kavitace a akustické proudění. Akustické proudění způsobuje především útlum signálu a vznik šumové složky. Tímto jevem je třeba se zabývat při analýze ultrazvukového pole, nikoli při výběru vhodného zařízení. Z hlediska bezpečnosti je důležité se zaměřit především na jev kavitace, kdy dochází ke vzniku bublinek a následné jejich implozi v kapalině při lokálním poklesu tlaku. Tento jev se uplatňuje v kapalině vystavené UZV vlnění.

Během šíření UZV prostředím dochází podle definice mechanického vlnění ke změnám tlaku, tudíž hustoty viz. rovnice (5). V místech podtlaku, tedy nižší hustoty, může dojít k narušení kontinuity materiálu a vzniku kavitacních bublin. Tyto bubliny si lze představit jako trhliny v nosném médiu, tkáni nebo krvi, naplněné vodní párou nebo jiným plynem. Průměr bubliny se pohybuje okolo $1\text{--}10 \text{ }\mu\text{m}$. Velikost bubliny závisí na velikosti intenzity UZV [3].

V následujícím okamžiku bublina roste a následně kolabuje. V centru kolabující bubliny může dosahovat plyn tlaku až 848 baru a jeho teplota může narůst až na hodnotu 6700 K. Ovšem vzhledem k malé velikosti centra kavitační bubliny a nízké tepelné kapacitě tato teplota i tlak velmi rychle klesají[8]. Avšak i během těchto krátkých okamžiků může dojít k mechanickému poškození buněk a vysoké teploty mohou vést k denuraci bílkovin a vzniku volných radikálů[7]. Bylo zjištěno, že kavitační bubliny při použití UZV o frekvenci 8 MHz začínají vznikat při hodnotě prostorové a průměrné intenzity 80 mW/cm^2 a jejich počet narůstá se zvyšující se intenzitou UZV [7].

Pro srovnání teploty a tlaku při kolapsu kavitační bubliny, povrchová teplota slunce je asi 5780 K a hydrostatický tlak na dně Mariánského příkopu je asi 1000 barů.

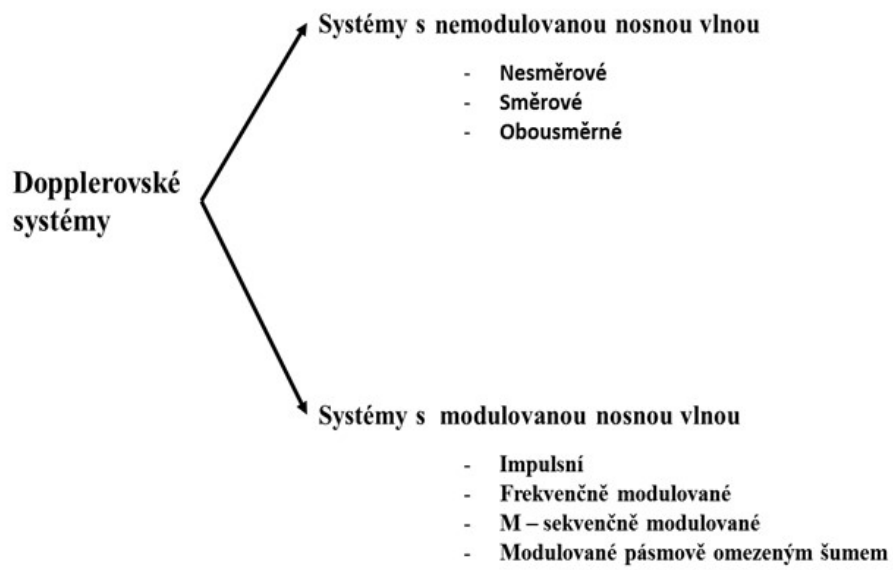
Dalším nežádoucím účinkem UZV je ohřev tkáně. Velikost změny teploty se odvíjí od použité frekvence, intenzity a doby působení UZV. Změna velikosti teploty také závisí na typu tkáně, která je vystavena UZV. Čím vyšší energie UZV je absorbována tkání tím je vyšší velikost změny teploty. Zvýšení teploty při použití UZV o intenzitě 1 W/m^2 po dobu 120 s v závislosti na tkáni je až 1°C [3].

Aby nedocházelo k nadměrnému zahřívání a vzniku kavitačních bublin byly určeny maximální přípustné hodnoty intenzity UZV. Pro diagnostické využití UZV nejsou tyto hodnoty vyšší než 1 W/cm^2 . Regulace „Food and Drug Administration“ v USA z roku 1993 určuje maximální povolenou intenzitu na 720 mW/cm^2 [9].

2.6 Technické aspekty dopplerovských sond

Dopplerovské sondy se dělí na dvě hlavní kategorie. Na systémy s modulovanou a nemodulovanou nosnou vlnou. Systémy s modulovanou nosnou vlnou dokáží rozlišit různé hloubky sledování. To je zapříčiněno jedním piezoelektrickým měničem, který střídavě vysílá a snímá. Tím je zařízení schopno určit v jaké vzdálenosti od měniče proběhl odraz UZV vlnění. Tyto systémy se obecně vyznačují vyššími nároky na přesnost a konstrukci sondy i zpracování dat. Tím pádem se tyto systémy vyznačují také vyšší cenou a bývají používány u velkých diagnostických zařízení. Signál lze modulovat amplitudovou impulsní modulací, frekvenční modulací nebo pomocí pseudonáhodných modulací [3].

Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou se skládají ze dvou piezoelektrických měničů, z nichž jeden kontinuálně vysílá UZV vlnění a druhý jej přijímá. Tento systém se pak dělí na systémy nesměrové, směrové a obousměrné. Rozdíl mezi těmito systémy spočívá ve zpracování postranních frekvenčních pásem nosné vlny přijatého signálu. Ve směrových a obousměrných systémech jsou postranní pásma odpovídající směru toku filtrována a dále zpracována. U směrových systémů se demodulace signálu provádí usměrněním signálu, který je následně integrován[10].



Obrázek 3 - Dělení dopplerovských systémů [3].

3 Sestavení experimentálního pracoviště

Tato kapitola se zabývá především výběrem vhodné UZV sondy. Základním parametrem je co nejnižší cena zařízení. Vybranou UZV sondu je potřeba analyzovat a zjistit napájecí parametry a také charakter a vlastnosti výstupu UZV sondy, jakožto otestovat její funkčnost.

3.1 Výběr zařízení

Výběr vhodné dopplerovské sondy pro tuto bakalářskou práci se řídil několika kritérii. Nejdůležitějším kritériem je, zda-li intenzita generovaného UZV vlnění splňuje bezpečnostní limity, které jsou dané normou z USA z roku 1993 [9].

Dalším kritériem byla cena dopplerovské sondy. Běžná cena dopplerovských sond se pohybuje ve stovkách dolarů [11]. Cílem této práce je vyzkoušení levnějších alternativ. Cenově zajímavé alternativy běžně užívaným dopplerovským sondám lze nalézt na webech jako ebay a aliexpress, kde jsou ceny dopplerovských sond čínských výrobců podstatně nižší [12].

Jako cenově nejvýhodnější varianta je nabízen fetální dopplerovské zařízení Sonoline B s možností připojení 8MHz vaskulární sondy.

Podrobná technická dokumentace pro 8 MHz vaskulární sondu není veřejně dostupná. dostupný je pouze uživatelský manuál pro samotné zařízení Sonoline B, ve kterém jsou specifikovány některé vlastnosti 2 MHz sondy.

Základním údajem je pracovní mód sondy. Sonda pracuje v kontinuálním módu. Jedná se tedy o systém s nemodulovanou nosnou vlnou. Dalšími popisnými parametry jsou hodnoty mechanického a termického indexu MI a TI. Oba indexy jsou menší než 1. Intenzita UZV vlnění vycházejícího ze sondy $I_{\text{sata}} < 5 \text{ mW/cm}^2$. A průměrná intenzita pulzu $I_{\text{spta}} < 5 \text{ mW/cm}^2$. Zařízení tedy splňuje požadavky. Relativní chyba pracovní frekvence od definované nominální frekvence může činit až $\pm 10\%$. Efektivní vyzářovací plochu měniče srovnávat nemůžeme, protože konstrukce 2 MHz fetální sondy a 8 MHz vaskulární sondy se liší. U ostatních udávaných parametrů se dají předpokládat podobné hodnoty pro popisovanou 2 MHz sondu a sondu 8 MHz [14]

Funkčnost zařízení dodávaného čínskými obchodníky byla ověřena na webu babyandbump [15], kde jsou pozitivní recenze týkající se funkčnosti tohoto zařízení.

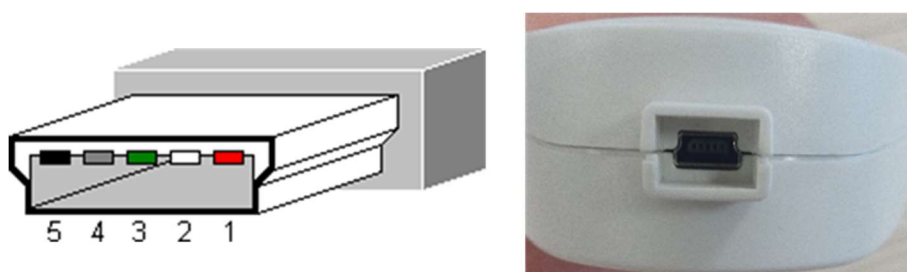
3.2 Popis zařízení Sonoline B

Obdržené zařízení se sestává ze dvou částí. Dopplerovské 8 MHz sondy a zařízení, které zajišťuje napájení a zpracování signálu vystupujícího ze sondy.



Obrázek 4 - Sonoline B s 8 MHz vaskulární sondou.

Zařízení během měření vydává zvuk typický pro dopplerovské systémy. Tento zvukový signál je zároveň vyhodnocován a je z něj určena tepová frekvence, jejíž hodnota je zobrazena na displeji zařízení. Pomocí levého tlačítka lze přepínat mezi několika algoritmy pro vyhodnocování tepové frekvence. Zvolený způsob vyhodnocení je znázorněn numerickou hodnotou ve vrchní části displeje. K dispozici jsou tři algoritmy pro určení tepové frekvence. Prvním z nich je určení okamžité tepové frekvence ze dvou po sobě detekovaných tepů. V pořadí druhým algoritmem je určení průměrné tepové frekvence z osmi po sobě jdoucích detekovaných tepů. Poslední algoritmus pro vyhodnocení tepové frekvence určuje průměrnou tepovou frekvence z celého záznamu[14]. Na displeji je také ukazatel stavu baterie a popisek typu sondy, která je k zařízení připojena pomocí zásuvky používané pro konektor mini-USB B.



Obrázek 5 - Zásuvka konektoru[18]

Pin	Funkce
1	Napájení
2	Signál
3	Kódování sondy 1
4	Kódování sondy 2
5	Reference

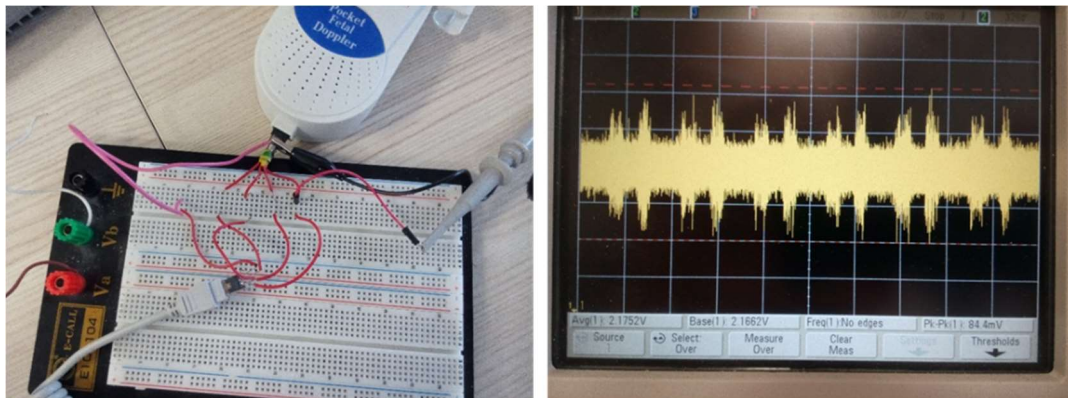
Tabulka 1 - Funkce pinů v zásuvce zařízení [14].

Pin číslo jedna zajišťuje napájení. Na tomto pinu je potenciál 5 V a odběr sondy je 25 mA. Na druhém pinu je výstupní signál, který osciluje kolem hodnoty 2,12 V s maximální výchylkou 10–100 mV. Velikost výchylky je dána kvalitou vlastního měření (vliv akustické

vazby, vhodného natočení sondy a vhodné umístění sondy na sledovaném objektu, atd). Pin č.5 je spolu s tělem zásuvky připojen na referenci.

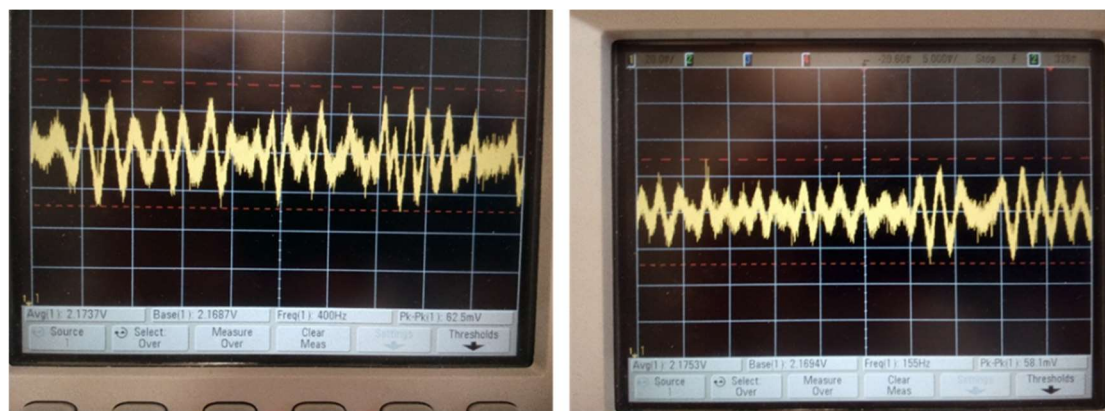
Pomocí zbývajících pinů je, podle uživatelského manuálu, kódován typ připojené sondy. Zařízení rozpoznává sondy o pracovních frekvencích 2 MHz, 3 MHz a 8 MHz.

Za použití zásuvky a zástrčky používaných pro mini-USB B konektory byl pomocí osciloskopu zaznamenán časový průběh napěťového signálu na výstupním pinu sondy.



Obrázek 6 - Měření průběhu napěťového signálu na výstupu sondy

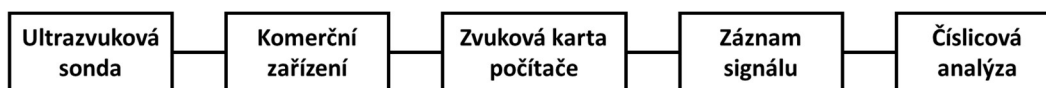
Při změně časové základny dostáváme detailnější průběh signálu. Velikost frekvence částí časového průběhu s vyšší okamžitou výchylkou z Obrázek 6 - je kolem 400 Hz. Rozdíl maximální a minimální hodnoty průběhu je 62,5 mV. Na úsecích měřeného časového průběhu signálu s nižší amplitudou napětí osciluje s průměrnou frekvencí 155 Hz a rozdíl extrémů je 58,1 mV. Měření bylo provedeno na arteria radialis.



Obrázek 7 - Detail průběhu napěťového signálu

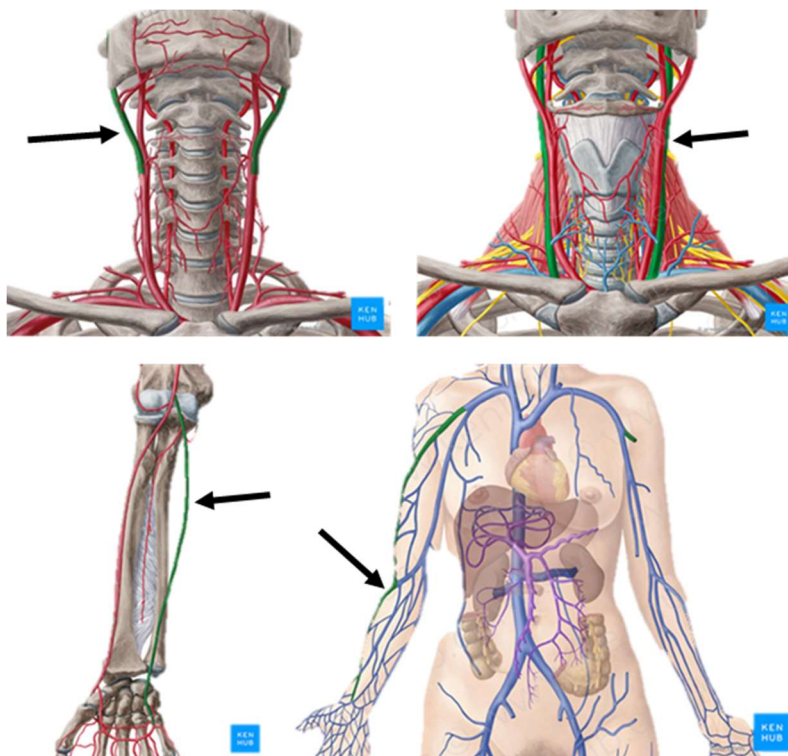
4 Testovací měření

Dle následujícího blokového schématu (obrázek 8) byla provedena akvizice vyfiltrovaného a zesíleného napěťového signálu, který vystupuje ze sondy. Tento upravený signál je možné zaznamenat pomocí konektoru typu audio jack 3,5mm, který je integrován do desky plošného spoje zařízení Sonoline B. Zaznamenaný signál byl následně číslicově analyzován. Cílem bylo zjistit frekvenční rozsah napěťového signálu vycházejícího ze sondy. Tento signál odpovídá rozdílovému signálu napěťového harmonického signálu, kterým je stimulován vysílací piezoelektrický měnič a zesíleného napěťového signálu, který je generován na přijímacím měniči. Znalost velikosti rozsahu hodnot dopplerovského posunu bude dále využity při návrhu zařízení.



Obrázek 8 - Blokové schéma akvizice testovacích dat

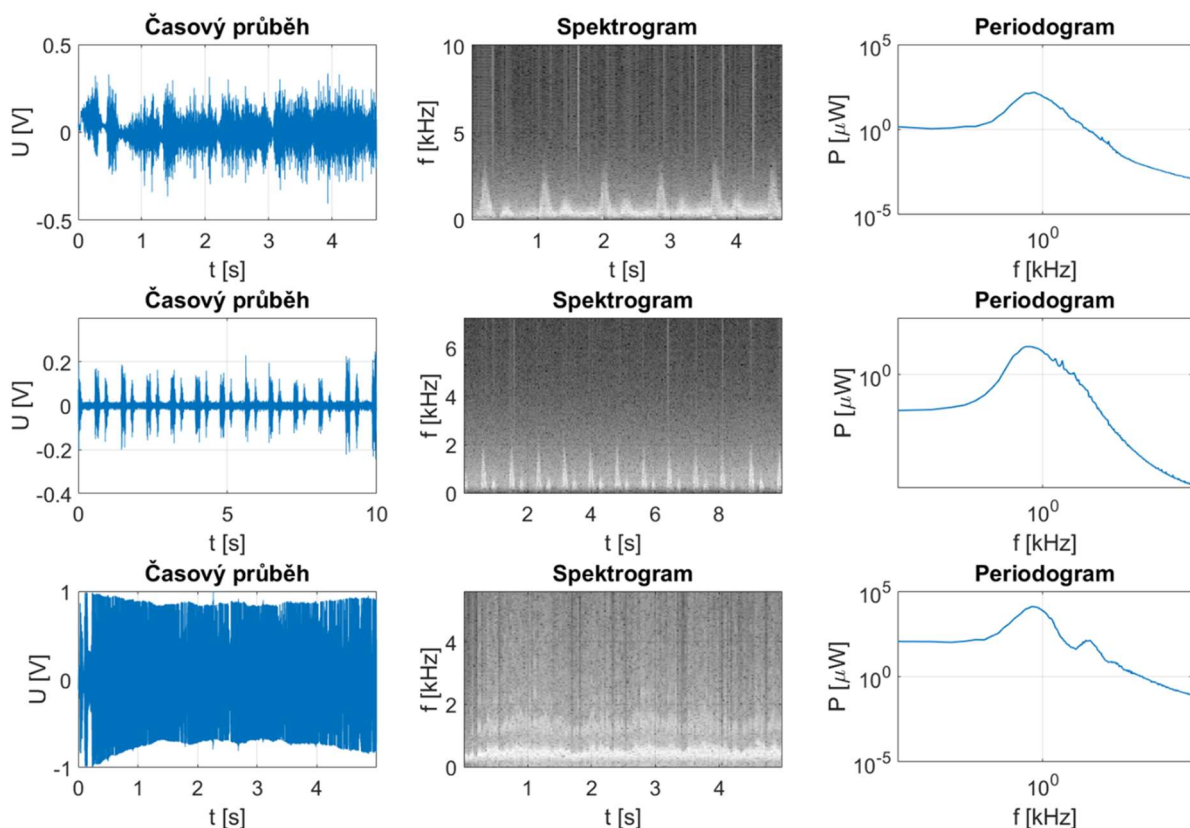
Měření bylo provedeno na následujících vénách a arteriích. Názvy jsou uváděny k obrázkům zleva doprava a se shora dolů. Odpovídající vény a arterie jsou vyznačeny zelenou barvou.



Obrázek 9 - Arteria carotis externa[19], Vena jugularis interna[20], Arteria radialis [21], Vena cephalica [22].

Na zvolených arteriích a vénách se standardně provádí ultrazvukové vyšetření pro diagnostiku kardiovaskulárního systému. Tyto cévy jsou dostatečně velké a je relativně snadné najít vhodný řez pro akvizici dat.

Na následujících obrázcích (obrázek 10) jsou zobrazeny časové průběhy zaznamenané pro jednotlivé cévy. Z jednotlivých průběhů byl vytvořen spektrogram a periodogram, který byl vypočten Welchovou metodou. Pro odhad spektrogramu i periodogramu bylo použito okno délky 0,05 s a překryv 0,01 s. Velikost okna a překryvu byla zvolena tak, aby výsledná vzorkovací frekvence rychlostní křivky byla 25 Hz. Rychlostní křivka je určena přepočtem maximální okamžité frekvence dopplerovského posunu, jak bude ukázáno v následující podkapitole. Názvy jednotlivých vén pro jednotlivé obrázky jsou uváděny z vrchu dolů.



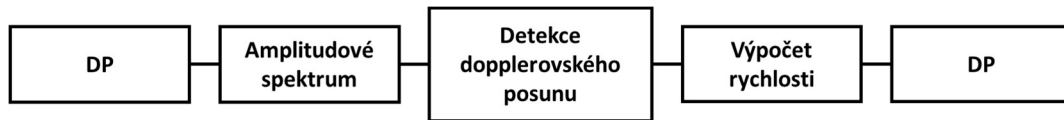
Obrázek 10 - Arteria carotis externa, Arteria Radialis Věna jugularis

Akvizice dopplerovského signálu byla realizována pomocí stolního počítače, kde k integrované zvukové kartě bylo připojeno konektorem typu audiojack 3,5 mm zařízení Sonoline B. Signál byl tedy vzorkován jako audiosignál vzorkovací frekvencí 44 100 Hz.

Na základě analýzy spektrogramů a výkonových spekter je možno určit frekvenční rozsah snímaného signálu. Jedním z požadavků na vyvíjené zařízení je zpracovávat signál na frekvenčním rozsah užitečného signálu., na kterém bude vyvíjený detektor průtoku pracovat. Ze spekter 18 zaznamenaných průběhů byla stanovena horní hranice užitečného pásma na 4 kHz. Tato frekvence dopplerovského posunu odpovídá při úhlu 45° rychlosti proudění krve přibližně 41,6 cm/s.

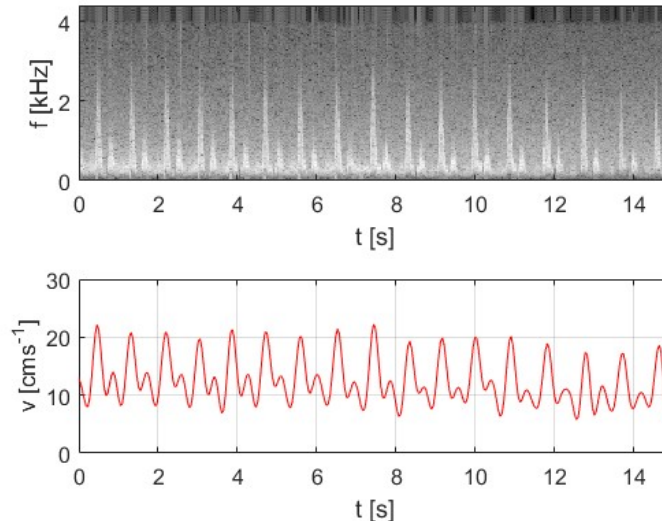
4.1 Určení rychlostní křivky

Ze zaznamenaných dat lze následujícím algoritmem získat rychlostní křivku. Pro demonstraci byly zvoleny data zaznamenané na arteria radialis. Algoritmus pro určení rychlostní křivky je znázorněn blokovým schématem na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**



Obrázek 11 - Algoritmus stanovení rychlostní křivky

Zaznamenaný signál byl filtrován číslicovým filtrem typu dolní propust' s mezní frekvencí 4 kHz. Mezní frekvence pro demonstrativní ukázkou výpočtu rychlostní křivky byla zvolena ze spektrogramu. Spektrogram byl počítán s časovým oknem 450 ms. Se stejným časovým krokem byly počítány výkonová spektra signálu. Z nich byla podle prahové hodnoty stanovena maximální frekvence dopplerovského posunu. Tato frekvence dopplerovského posunu byla přepočítána podle rovnice (5) na rychlost pohybujícího se objektu. Rychlost je počítána pro sklon UZV sondy 45°. Pro vyhlazení je rychlostní křivka filtrována číslicovým filtrem typu dolní propust' s mezní frekvencí 3 Hz. Maximální detekovanému dopplerovskému posunu odpovídá maximální okamžitá rychlost krve v cévě.

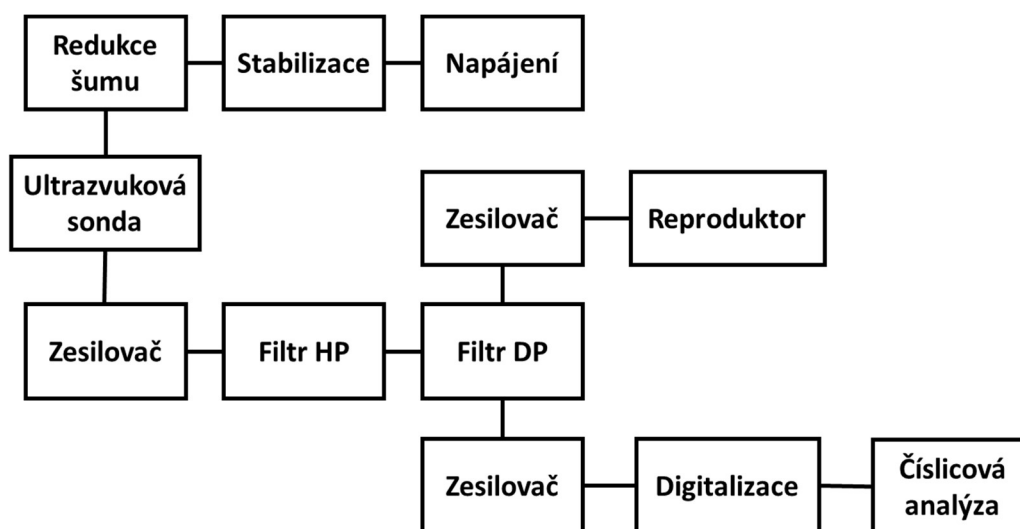


Obrázek 12 - Stanovená rychlostní křivka ze zaznamenaných dat pro arteria radialis

5 Návrh zařízení

Účelem zařízení je zajistit napájení dopplerovské sondy, analogové předzpracování napěťového signálu vycházejícího ze sondy, následná číslicová analýza realizuje detekci průtoku krve. Pro ultrazvukovou sondu je nutné zajistit napájecí napětí 5 V. Dále zajistit napájení pro mikrokontroler. Pro operační zesilovače je potřeba symetrické napájení.

Napěťový signál na výstupu sondy je potřeba vyfiltrovat a zesílit. Stejnosemnná složka a síťový brum 50 Hz jsou odstraněny filtrem typu horní propust'. Signál je následně zesílen a vyfiltrován analogovým filtrem typu dolní propust' pro potlačení šumu. Tento filtr zároveň slouží jako antialiasingový filtr pro následnou digitalizaci a číslicové zpracování. Vyfiltrovaný a zesílený signál je pomocí reproduktoru zprostředkován jako zpětná vazba uživateli zařízení.



Obrázek 13 - Blokové schéma navrženého zařízení

5.1 Stanovení požadavků

Požadavky na realizaci zařízení jsou dány především napájecím napětím UZV sondy a následně frekvenčním a amplitudovým rozsahem signálu, který je na výstupu sondy. Z testovacích měření jsem stanovil frekvenční pásmo užitečného signálu na 200 Hz–7 kHz. Frekvence Dopplerova posunu 200 Hz při pracovní frekvenci 8 MHz a úhlu odrazu 45° odpovídá přibližně 2,8 cm/s. Nižší rychlosti průtoku krve jsou považovány za nulové. Frekvence 7 kHz za stejných podmínek odpovídá rychlosti průtoku přibližně 97,1 cm/s. Použití sondy je cíleno na cévy končetin. Rychlosti 100 cm/s a více se vyskytují především ve velkých arteriích jako arteria carotis communis, či aorta thoracica.

Maximální výchylka signálu při korektním měření dosahuje 100 mV. Většinou je ovšem menší. Signál je tedy potřeba zesílit o 20 dB. Tato hodnota byla vybrána jako kompromis mezi požadovaným zesílením signálu a možností ojedinělého výskytu vyšších amplitud při

neodborném zacházení se sondou. Hlavními požadavky na hardware je zajistit napájecí napětí 5 V pro UZV sondu a následné zesílení signálu, jeho filtrace a digitalizace.

Rovněž je potřeba vybavit zařízení reproduktorem, který bude poskytovat zpětnou vazbu uživateli. Reproduktor bude přehrávat zesílený a vyfiltrovaný napěťový signál z výstupního pinu sondy.

5.2 Výběr komponent hardware

Zařízení je napájeno dvojicí 9 V sériově spojených baterií. Jako reference slouží uzel mezi těmito bateriemi, čímž je dosaženo symetrického napájení $\pm 9V$ pro operační zesilovače.

Vyhodnocování dat vycházejících z UZV sondy je prováděno pomocí mikrokontroleru Arduino Mega 2560. Tato verze byla vybrána z důvodu větší kapacity paměti zařízení oproti verzi Arduino UNO. Vyšší verze nejsou potřeba, protože Arduino Mega 2560 má dostatečný výpočetní výkon pro analýzu měřených dat. Pro tuto verzi Arduina, lze desku plošných spojů vyrobit jako shield. V případě verze Arduino UNO by jeho rozměry nebyly dostatečné.

Maximální vzorkovací frekvence integrovaného AD převodníku zvolené verze Arduina je přibližně 10 kHz[23]. Horní hranice kmitočtového pásma je 7 kHz. Pro dodržení Nyquistova vzorkovacího teorému je potřeba vzorkovat signál vzorkovat s minimální vzorkovací frekvencí 14 kHz. Z tohoto důvodu byl vybrán externí 12-bitový AD převodník ADS7822. Jeho maximální vzorkovací frekvence je 75 kHz. Odpovídá tedy stanovenému požadavku. Další výhodou tohoto AD převodníku je nízká spotřeba, je tedy doporučován pro bateriově napájené aplikace [24]. Pracovní rozsah napětí je 0–5 V. Kvantizační krok je pak přibližně 1,2 mV. Vzorkovací frekvence je zvolena jako nejbližší vyšší vzorkovací frekvence požadované, kterou umožňuje časovač Arduina. Vzorkovací frekvence byla zvolena na 24 kHz.

Pro napájení UZV sondy je potřeba 5 V. Toto napětí je zajištěno pomocí lineárního regulátoru napětí LF50. Jedná se o regulátor s nízkým výkonem a malým zašuměním výstupního napětí. Regulátor je určen pro bateriové aplikace.

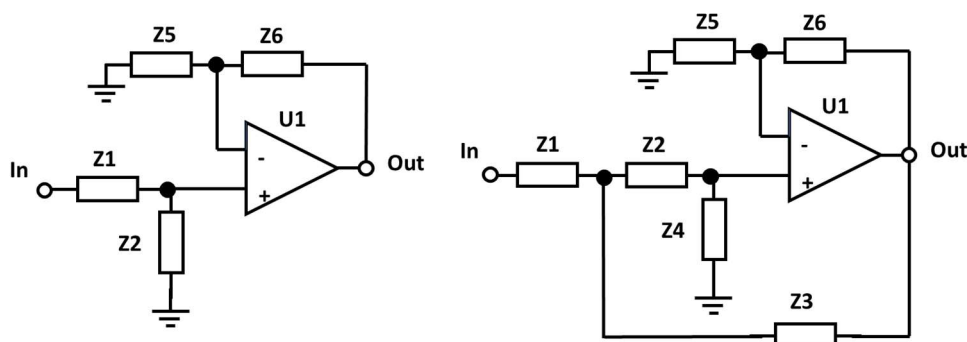
Zapojení regulátoru je přizpůsobeno vysokým nárokům na potlačení šumu ve výstupním napětí. Vysoké nároky na potlačení šumu plynou ze skutečnosti, že z UZV sondy vystupuje napěťový signál o malé amplitudě smíšený s proporčně zesílený šumem vstupního napětí. Z tohoto důvodu jsou použity elektrolytické kondenzátory o kapacitě 1000 μF na vstupu i výstupu regulátoru, přemostěné keramickým kondenzátorem o kapacitě 100 nF. Dále je za regulátor sériově připojena tlumivka o nominální indukčnosti 1 μH .

Jako aktivní prvek pro filtraci byl vybrán operační zesilovač MC33074P v pouzdře DIP14. Jedná se o operační zesilovač se symetrickým napájením v rozmezí od $\pm 1,5$ do 22 V. Vzhledem k nízkým frekvencím zpracovávaného signálu není tranzitní kmitočet 4,5 MHz překážkou. Činitel potlačení souhlasného rušení je větší než 80 dB. Typicky dosahuje hodnot 97 dB [25].

5.3 Analogová filtrace

Pro navrhované zařízení byly stanoveny následující požadavky na filtraci signálu. Kmitočtové pásmo užitečného signálu je 200 Hz – 7 kHz. Požadované zesílení signálu 20 dB. Pro potlačení síťového rušení byl zvolen filtr typu horní propust' s mezní frekvencí 200 Hz a útlum 30 dB signálu na frekvenci 50 Hz. Avšak vzhledem k zesílení 20 dB se síťové rušení utlumí pouze o 10 dB. Avšak dojde k výraznému zlepšení poměru signál šum. Pro realizaci antialiasingového filtru byl zvolen filtr typu dolní propust' s mezní frekvencí 6 kHz a útlumem 40 dB na Nyquistově frekvenci, tedy na frekvenci 12 kHz

Pro filtraci byly zvoleny aktivní Butterworthovy filtry vyšších řádů. Řády jednotlivých filtrů budou určeny výpočtem ze stanovených požadavků. Analogové filtry vyšších řádů se realizují sériovým skládáním filtrů 2. a 1. řádu. Na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** je filtr 2. topologie Sallen Key, jejichž sériovým spojováním jsou tvořeny výsledné filtry.



Obrázek 14 - Butterworthův filtr prvního a druhého řádu topologie Sallen Key

Pokud impedance jsou $Z1$ a $Z2$ reálné, tedy pokud se jedná o rezistory a impedance $Z3$ a $Z4$ odpovídají impedanci kondenzátorů, pak se jedná o filtr typu dolní propust'. Pokud je tomu naopak, pak se jedná o filtr typu horní propust'. Zesílení signálu je dáno poměrem odporů $Z5$ a $Z6$.

Zobecněná rovnice Butterworthova filtru řádu n je dána jako

$$H(j\omega) = \frac{H_0}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)^{2n}}} \quad (16)$$

Kde ε je přenos v propustném pásmu na úhlovém kmitočtu ω_p , ω je úhlový kmitočet definován jako $\omega = 2\pi f$. Pro ε odpovídající poklesu o 3 dB se jedná o mezní frekvenční kmitočet.

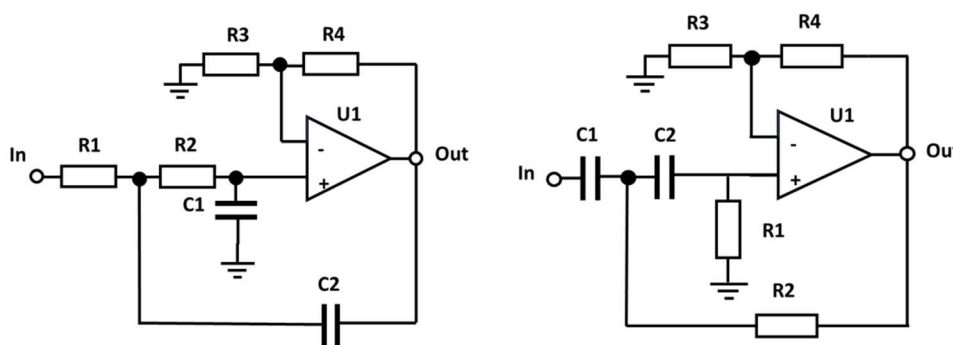
Pro výpočet řádu požadovaného filtru s mezní frekvencí 6 kHz a poklesem 40 dB na 12 kHz se postupuje následovně. Nejprve si z následující rovnice vyjádříme přenos filtru $\frac{H_0}{H_1}$, protože ten známe jako požadovaný přenos v propustném pásmu, nebo-li pokles o 3 dB na

mezní frekvenci. Přenos přepočítáme do lineárního měřítka, dosadíme a vypočítáme, že $\varepsilon = 0,9976$.

$$H_1 = \frac{H_0}{\sqrt{1 + \varepsilon^2}} \quad (17)$$

Pak už jen vyjádříme proměnnou n z rovnice (17) a dosadíme a pro zvolené hodnoty dostáváme $n = 6,64$. Takže pro požadované podmínky je potřeba Butterworthův filtr 7 řádu. Avšak pro tuto práci postačí filtr 6. řádu.

Pokud aplikujeme stejný postup pro zadané podmínky pro filtr typu horní propust', dostaneme $n = 2,5$, což odpovídá filtru 3. řádu.



Obrázek 15 - HP a DP 2. řádu

Pro horní propust' na Obrázek 15 - se zesílení určí jako

$$A_0 = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (18)$$

Pokud je potřeba zesílení signálu o 20 dB, pak musí platit $\frac{R_3}{R_4} = 9$. Jeden odpor je potřeba zvolit a druhý dopočítat.

Pro určení parametrů pro samotný filtr se vychází z následující rovnice pro výpočet mezní frekvence.

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (19)$$

Avšak pro odhad samotných parametrů byl využit nástroj pro návrh filtrů Analog Filter Wizard dostupný na webových stránkách www.analog.com [26]. Tento nástroj optimalizuje hodnoty rezistorů a kondenzátorů tak, aby se fázová charakteristika filtru se co nejvíce blížila fázi lineární. Hodnoty také určuje tak, aby vycházely požadované hodnoty jakostního činitele pro jednotlivé filtry.

	C1 [nF]	C2 [nF]	R1 [kΩ]	R2 [kΩ]	R3 [kΩ]	R4 [kΩ]
Filtr HP1	8.2	-	-	10	22	200
Filtr HP2	8.2	8.2	51	200	-	-
Filtr DP1	-	1	-	27	-	-
Filtr DP2	1	0,047	120	120	-	-
Filtr DP3	1	0,1	22	300	-	-
Filtr DP4	1	0,1	15	470	-	-

Tabulka 2 - Parametry obvodových prvků navržených filtrů

Pro výpočet přenosových charakteristik navržených filtrů je potřeba nejprve určit jejich přenosové funkce [27]. Přenosová funkce je obecně dána jako podíl vstupně-výstupních veličin. Pro analogové filtry se jedná o podíl napětí na vstupním a výstupním uzlu.

$$H(j\omega) = \frac{U_{\text{Out}}}{U_{\text{In}}} \quad (20)$$

Přenosová funkce pro aktivní filtr 1. řádu se zesílením A_0 z **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** je pak sestavena z elektrického obvodu a vypadá následovně.

$$H(j\omega) = A_0 \frac{Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (21)$$

Pro aktivní filtr topologie Sallen Key 2. řádu pak sestavená rovnice vypadá následovně.

$$H(j\omega) = \frac{A_0 Z_3 Z_4}{Z_3(Z_1 + Z_2 + Z_4) + Z_1 Z_2 + Z_1 Z_4 + (1 - A_0)} \quad (22)$$

Dosazením impedancí $Z_R = R$ a $Z_C = \frac{1}{pC}$ do předchozích rovnic pro jednotlivé filtry typu horní a dolní propust' a následnou úpravou se spočítají jednotlivé přenosové funkce v následujících tvarech. Pro filtr typu HP 1. řádu se zesílením A_0 je přenosová funkce vypočítána z rovnice.

$$H(p) = A_0 \frac{p}{\omega_0 + p} \quad (23)$$

Kde $\omega_0 = \frac{1}{RC}$. Pro filtr typu DP 1. řádu je upravená rovnice následující.

$$H(p) = A_0 \frac{\omega_0}{p + \omega_0} \quad (24)$$

Pro Butterworthův filtr DP topologie Sallen Key 2. řádu bez zesílení dosazením a následnou úpravou dostáváme tvar. Filtry 1. řádu mají omezenou dosažitelnou hodnotu Q, kdy $Q < 0,5$

$$H(p) = \frac{\omega_0^2}{p^2 + p \frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2} \quad (25)$$

Kdy $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$ a činitel jakosti $Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2}}{R_1 + R_2} \sqrt{\frac{C_2}{C_1}}$. Analogické operace jsou provedeny také pro filtr 2. řádu, čímž se dostává tvar.

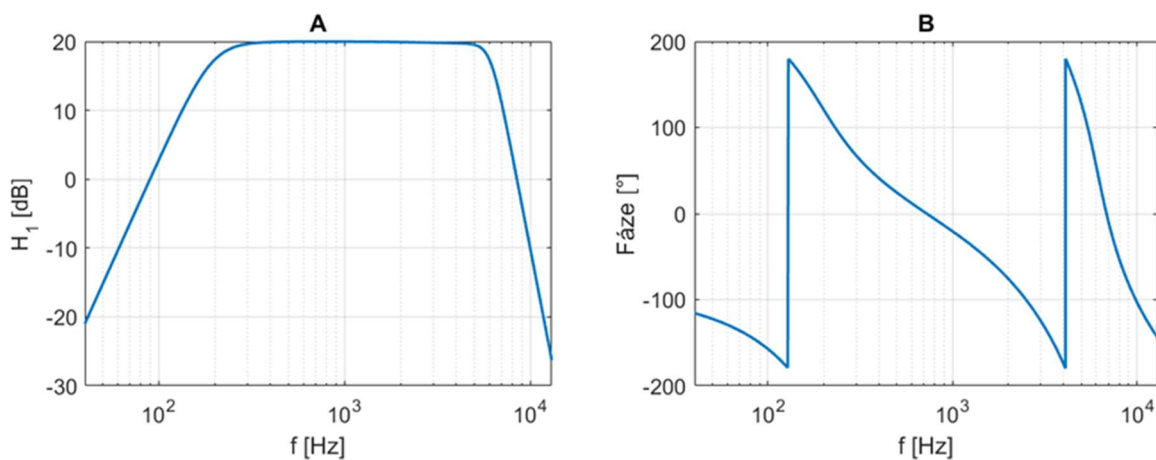
$$H(p) = \frac{p^2}{p^2 + p \frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2} \quad (26)$$

Pro tento případ má činitel jakosti následující rovnici. $Q = \frac{\sqrt{C_1 C_2}}{C_1 + C_2} \sqrt{\frac{R_2}{R_1}}$.

Filtr	Q [-]
HP2	0,99
DP2	0,11
DP3	0,08
DP4	0,05

Tabulka 3 - Činitel jakosti pro navržené obvody 2. řádu

Vypočtená přenosová charakteristika kaskádně spojených filtrů je na obrázku 16.



Obrázek 16 - A-Modulová charakteristika. B-Fázová charakteristika navrženého filtru

6 Hardware

Prototyp zařízení je realizován na desce plošných spoje (DPS). DPS je situována jako rozšiřující deska pro Arduino Mega 2560 běžně označovaný jako Shield. Odpovídá tedy rozměrům Arduina. Součástí desky jsou piny, kterými je zajištěno spojení s Arduinem, jejichž prostřednictvím je zajištěna komunikace mezi Arduinem a samotným zařízením. Vzhledem k omezené velikosti DPS bylo potřeba zavést omezení. Tato omezení budou zmíněna v příslušné sekci. DPS byla navržena v softwaru EAGLE 7.6.0 [28]. Osazovací výkres DPS je v příložen jako příloha na straně 51. Blokové schéma a návrh DPS jsou přiloženy ve formátu PDF na CD.



Obrázek 17 - Realizovaný prototyp navrženého zařízení

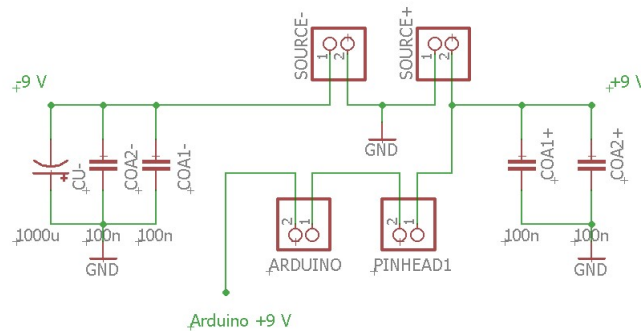
6.1 Napájení

Základem hardwarové realizace celého zařízení je zajištění napájení pro zařízení. Napájení je zajištěno buď bateriově, pomocí dvojice 9 V baterií, nebo dvojicí stejnosměrných zdrojů s napětím v rozsahu 6-16 V. Napěťový rozsah je dán poklesem napětí na stabilizátoru LF50 a maximálním napětím, na které je tento lineární regulátor především pro bateriové aplikace dimenzován. Kondenzátory připojené paralelně ke zdrojům napětí jsou také dimenzovány na maximální napětí 16 V. Doporučené napětí jednotlivých zdrojů je 9 V.

Jednotlivé zdroje stejnosměrného napětí jsou připojeny na dvě dvojice pinů, které realizují sériové spojení těchto napěťových zdrojů. Z těchto zdrojů jsou symetricky napájeny dva operační zesilovače MC33074P. Pro potlačení nežádoucího rušení jsou v blízkosti napájení operačních zesilovačů umístěny keramické kondenzátory o nominální kapacitě 100 nF s dielektrikem X7R. Ke zdrojům jsou také paralelně připojeny elektrolytické kondenzátory

1000 μF , které také zajišťují potlačení rušivých složek, jakožto omezení případných výkyvů napětí. Elektrolýtický kondenzátor na kladné větvi je vyobrazen až v další subkapitole.

Z kladné napěťové větve je napájena také platforma Arduino. Napájení mikrokontroleru je možné přerušit odstraněním zkratovací propojky dvou pinů, přes které vede napájení mikrokontroléru. Tato úprava je zde zejména kvůli procesu vývoji softwaru, kdy je Arduino napájeno pomocí USB kabelu z počítače. Jako reference slouží uzel mezi sériově spojenými zdroji.

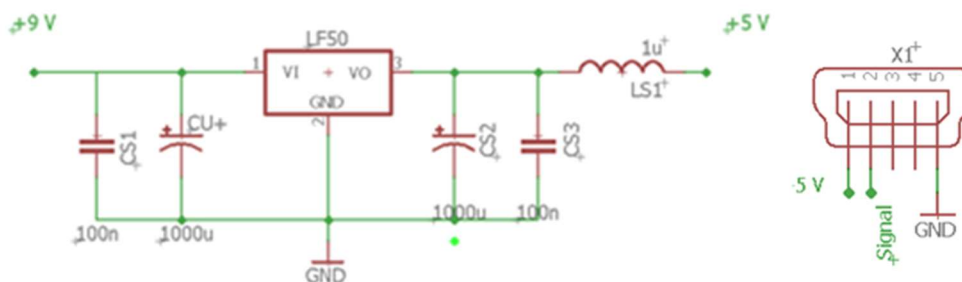


Obrázek 18 - Symetrické napájení zařízení

6.2 Stabilizace napětí pro UZV sondu

Pro zajištění napájení UZV sondy je potřeba zajistit napětí 5 V, které je co nejméně zatíženo šumem. Na vstup vybraného nízkošumového lineárního zesilovače s nízkým poklesem napětí a nízkým proudem nulovým pinem je přivedeno napětí 9 V, které je přes elektrolýtický kondenzátor 1000 μF připojeno na zem a zároveň přemostěno keramickým kondenzátorem o nominální kapacitě 100 nF z dielektrika X7R. Tento kondenzátor slouží zároveň ke stabilizaci napětí zdroje, který je zapojen jako kladný. Stejná dvojice kondenzátorů je připojena na výstup stabilizátoru, kde potlačují šum výstupního napětí. Maximální výchylka šumu je 50 mV. Pro větší eliminaci šumu je sériově připojena tlumivka s nízkým odporem a indukčností 1 μH . Připojením tlumivky klesne maximální výchylka šumu na 20 mV. Vysoký důraz na nízký výkon šumu napájecího napětí vyplývá ze skutečnosti, že na výstupu se společně se signálem vyskytuje zesílený proporční šum vstupního napětí.

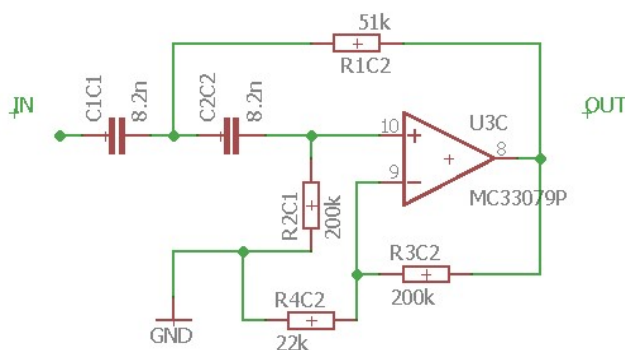
Připojení UZV sondy k zařízení je realizováno pomocí zásuvky, která je běžně používána pro konektory typu MINI USB typ B. Na pin číslo 1 je přivedeno napájecí napětí. Na pinu číslo 2 je napěťový výstupní signál sondy. Tělo konektoru a pin číslo 5 jsou připojeny k referenci. Zbývající piny slouží v původním zařízení ke kódování typu sondy. Z důvodu neznalosti požadovaného zapojení těchto pinů, zůstávají odpojeny.



Obrázek 19 - Zapojení lineárního regulátoru napětí a zapojení zásuvky konektoru

6.3 Filtrace a zesílení

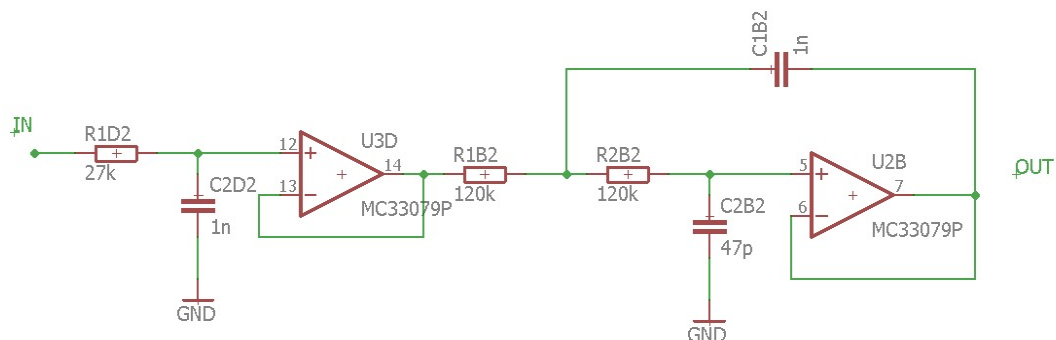
Výstupní napěťový signál je veden z výstupního pinu na filtrační obvody. Prvním filtrem v kaskádním řazení filtrů 1. a 2. řádu je Butterworthův filtr 2. řádu typu dolní propust' navrženém v předchozí kapitole. Z důvodu minimalizace počtu součástek kvůli malému prostoru byl navržený filtr 3. řádu typu HP redukován na filtr 2. řádu. Zapojení operačního zesilovače slouží zároveň pro zesílení signálu o požadovaných 10 dB. Velikosti parametrů jednotlivých součástek odpovídají navrženým hodnotám.



Obrázek 20 - Zapojení dolní propusti 2. řádu se zesílením

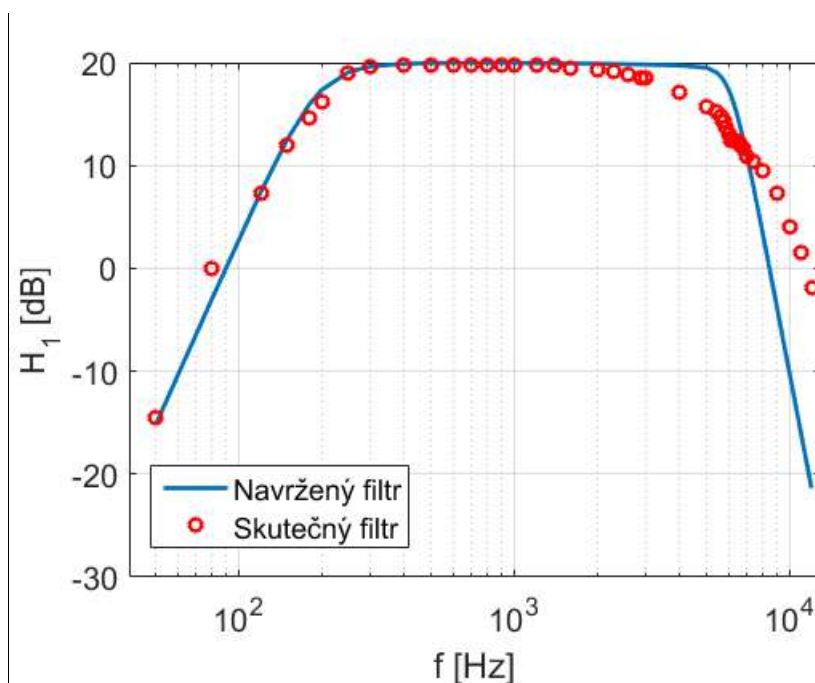
Signál je z výstupu tohoto aktivního filtru přiveden na sérii filtrů typu DP. Hodnoty parametrů jednotlivých obvodových součástek odpovídají navrženým hodnotám. Jako první v sérii je filtr 1. řádu a následně jsou za něj připojeny 3 filtry 2. řádu dle návrhu. Filtry jsou řazeny podle klesající hodnoty jakostního činitele Q .

Pro zvýšenou přesnost filtrů jsou použity odpory s maximálním rozdílem skutečného odporu a nominálního 1 %. Dále jsou použity kondenzátory s doporučeným dielektrikem G0C.



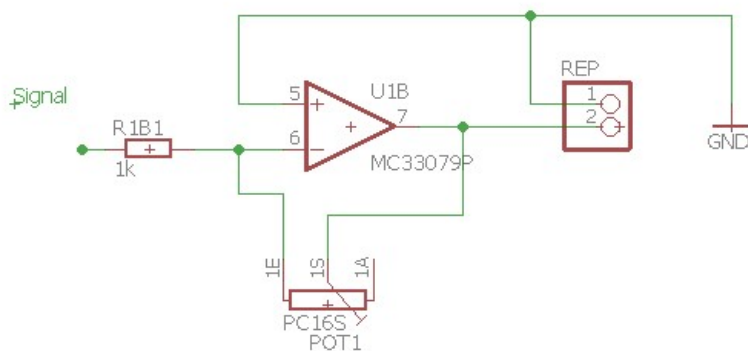
Obrázek 21 - Zapojení filtru horní propuť

Na obrázku 22 je pro srovnání vyobrazena přenosová charakteristika ideálního navrženého filtru a změřená přenosová charakteristika filtru realizovaného na DPS z reálných součástek.



Obrázek 22 - Přenosová charakteristika realizovaného filtru

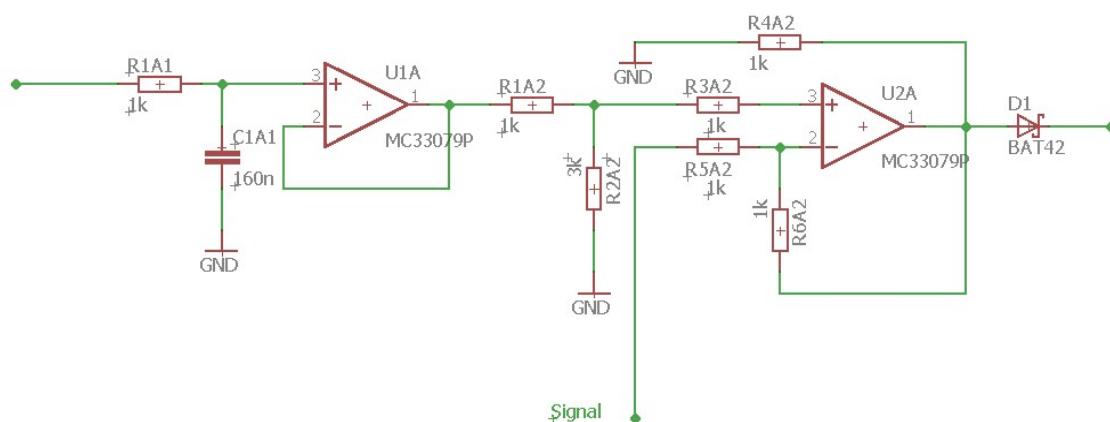
Vyfiltrovaný a zesílený signál je přiveden na vstup operačního zesilovače, jenž je zapojen jako invertující zesilovač. Zesílení tohoto zesilovače je možné měnit připojeným potenciometrem. Zesilovač slouží jako zesilovač signálu pro reproduktor, který poskytuje zpětnou vazbu uživateli zařízení. Reproduktor je připojen pomocí dvojice pinů, které jsou v DPS:



Obrázek 23 - Zapojení zesilovače pro reproduktor

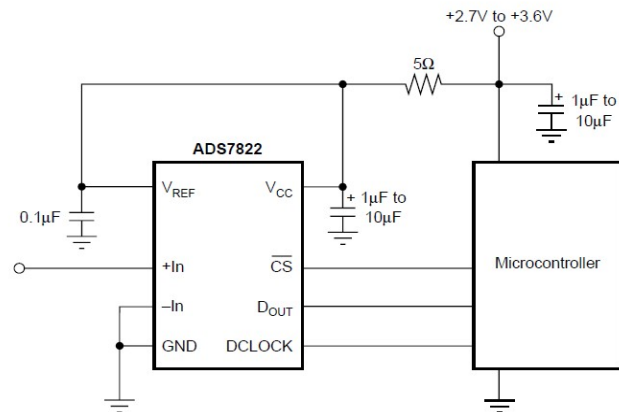
6.4 Digitalizace signálu

Vyfiltrovaný a zesílený signál je pro číslicovou analýzu potřeba převést pomocí AD převodníku do digitální podoby. Vybraný AD převodník ADS7822 pracuje napětíovém rozmezí od -0,3 V do napětí o 0,3 V vyšší než napájecí napětí. Napájecí napětí je zvoleno na 5 V. AD převodník tedy převádí napětí v rozmezí 0-5 V s kvantizačním krokem 1,2 mV. Napětíový signál po filtraci osciluje kolem hodnoty 0 V. Je tedy potřeba posunout střední hodnotu signálu do středu rozsahu AD převodníku. K tomuto účelu slouží rozdílový zesilovač. Z výstupu stabilizátoru přivedeme přes DP 5 V na impedanční oddělovač. DP slouží pro eliminaci případného rušení. Výstup impedančního oddělovače je připojen na napětíový dělič, který signál rozdělí na jednu čtvrtinu původní hodnoty napětí. V následujícím zapojení diferenční zesilovač tuto hodnotu dvakrát zesílí, takže na výstupu rozdílového zesilovače bude poloviční hodnota napětí přivedeného na impedanční oddělovač, který je první v sériovém řazení zapojených operačních zesilovačů. Napětí z napětíového děliče je tedy přivedeno na kladnou svorku rozdílového zesilovače. Na zápornou svorku je přiveden signál, který je odečten od nové střední hodnoty 2,5 V. Výsledný signál bude tedy invertován. Se střední hodnotou 2,5 V.



Obrázek 24 - Impedanční oddělovač s rozdílovým zesilovačem

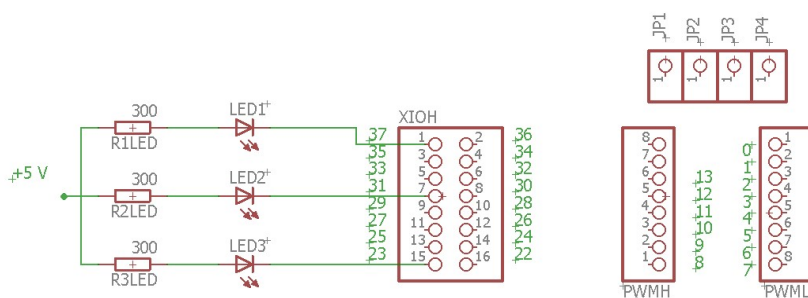
Za rozdílový zesilovač, je umístěna dioda s malým napětovým poklesem, která zajišťuje ochranu AD převodníku před potenciálními negativními základy. Pro tento účel byla vybrána Schottkyho dioda s poklesem napětí 0,45 V. AD převodník je zapojen podle doporučeného zapojení, navrženého výrobcem.



Obrázek 25 - Doporučené zapojení AD převodníku [24]

6.5 Ostatní obvody

Zbývajícímí elektrickými komponentami jsou kolíkové piny, které zajišťují připojení DPS k desce Arduino Mega 2560. Jejich rozmístění odpovídá rozmístění pinů Arduino. Dále jsou k digitálním pinům připojené 3 LED diody, které slouží k signalizaci pro uživatele. Jedna LED dioda žlutou barvou signalizuje chod zařízení. Červená LED dioda signalizuje výpadek napájení shieldu. Zelená LED dioda signalizuje detekci průtoku krve.



Obrázek 26 - Piny pro rozšiřující desku Arduino Mega 2560

7 Software

Softwarová část zařízení zajišťuje především komunikaci mezi Arduinem a AD převodníkem a následné zpracování signálu, jehož cílem je detekce průtoku krve. Stanovuje se tedy, zda-li se ve vyzařovaném svazku UZV vlnění vyskytují pohybující se objekty, na kterých dochází k Dopplerově jevu. Ve své podstatě se jedná o detekci přítomnosti užitečného signálu. Důležité je vhodně stanovit kompromis mezi citlivostí detekce, kvůli vysoké míře zašumění, popřípadě nízké maximální výchylce měřeného signálu. Výstupem detekce je logická proměnná, která rozsvěcuje nebo zhasíná zelenou LED diodu určenou pro signalizaci průtoku.

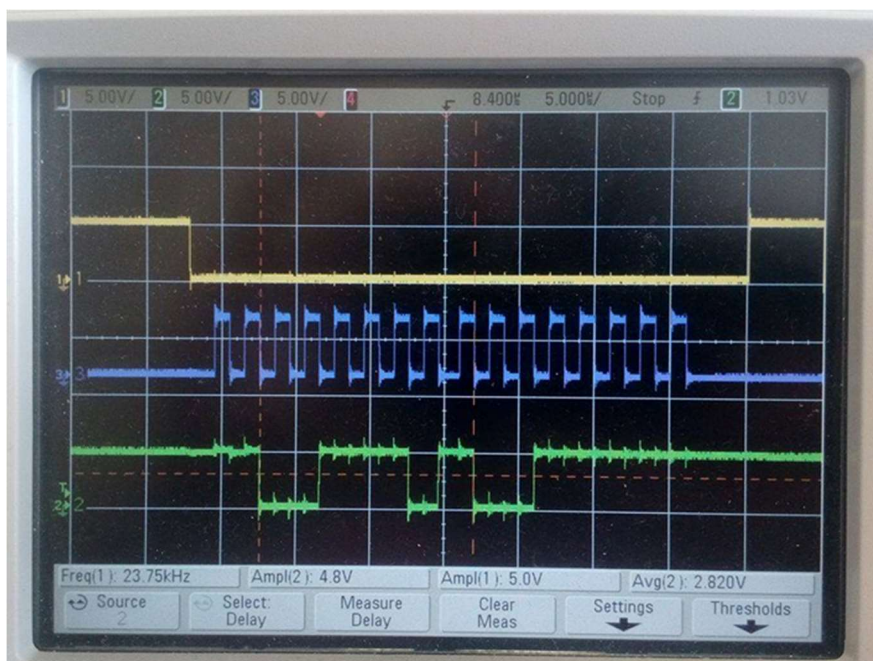
Uvažujme následující modelový případ. Necht' je za maximální možnou tepovou frekvenci považována hodnota 200 tepů za minutu. Tato hodnota odpovídá 3,3 Hz. Pro dodržení Nyquistova teorému je tedy potřeba provádět detekci alespoň sedmkrát za sekundu. Pro větší kvalitu detekce je však vhodné frekvenci detekce průtoku zvýšit. Nazvěme tuto frekvenci detekce, vzorkovací frekvenci průtoku krve. Velikost frekvence vzorkování se odvíjí od vzorkovací frekvence primárního napěťového signálu. Počtu vzorků, ze kterých je průtok detekován a výpočetní náročnosti samotného algoritmu.

Algoritmus pro detekci průtoku vyhodnocuje změnu spektra zaznamenaného napěťového signálu.

7.1 Akvizice dat

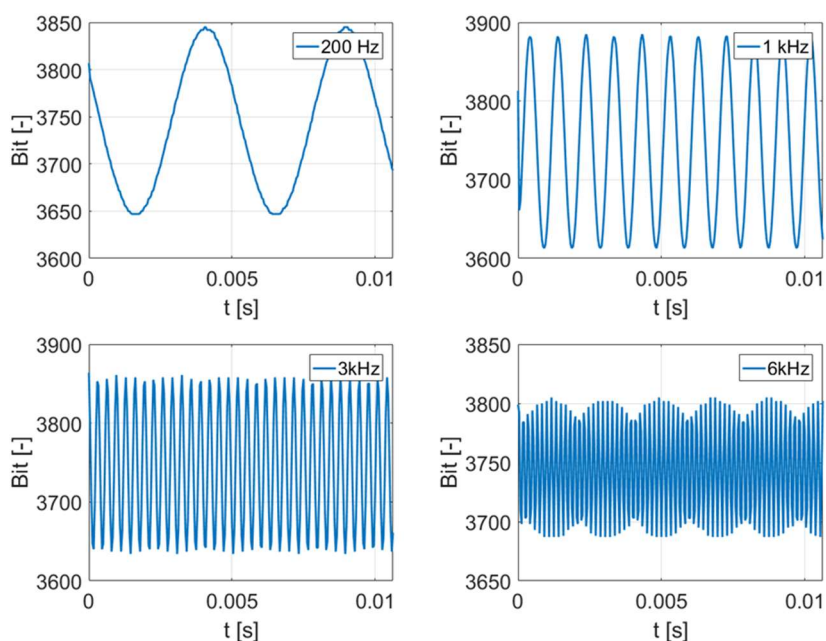
Komunikace Arduina s AD převodníkem probíhá pomocí rozhraní SPI [29]. Komunikace probíhá standardně na 3 kanálech. Jednotlivé kanály jsou označeny CS, DCLOCK a DOUT. Kanál DOUT zprostředkovává časování převodníku.

Master, tedy Arduino prostřednictvím kanálu CS, určuje začátek komunikace. Kanál DOUT slouží jako MISO (Master In Slave Out). Komunikační SPI kanál MOSI (Master Out Slave In) zůstává v této aplikaci nevyužit. Na obrázku 26 je žlutou barvou vyobrazen kanál CS, modrou barvou časovač komunikace a zelenou barvou kanál MISO. Zaznamenan je přenos jedné hodnoty. Časové rozlišení je 5 μ s a napěťové 5 V na dílek.



Obrázek 27 - Komunikace Arduina s AD převodníkem pomocí SPI rozhraní

Vzorkovací frekvence napěťového signálu je 24 kHz. Vzorkovací frekvence je zvolena jako kompromis mezi možnostmi procesoru, možností snímání co nejvyšších frekvencí a maximalizací snímaného časového průběhu na omezený počet vzorků pro výpočet spektra. Spektrum je počítáno z 256 vzorků. Spektrum je tedy odhadováno z časového okna 10,7 ms. Výsledné frekvenční rozlišení spektra je 93,75 Hz.



Obrázek 28 - Ukázka zaznamenaných referenčních harmonických signálů s frekvencí 200 Hz, 1 kHz, 3, kHz a 6 kHz.

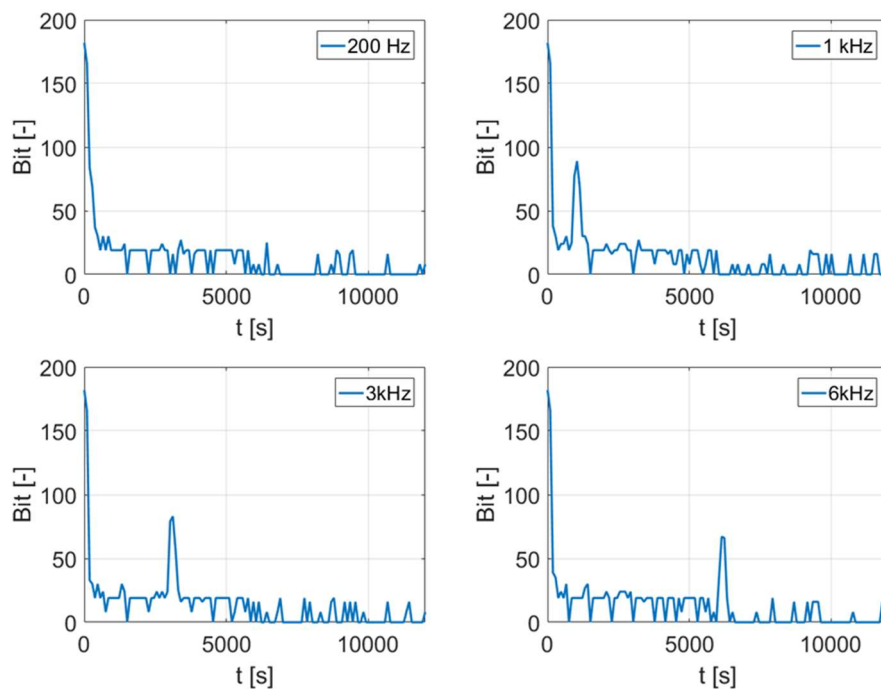
7.2 Detekce

Pro odhad spektra signálu byla zvolena Hartleyho transformace dále jen HT.

$$H(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \text{cas}(\omega t) dt \quad (27)$$

$$\text{cas}(t) = \cos t + \sin t \quad (28)$$

HT počítá jenom s reálnými hodnotami, což snižuje výpočetní náročnost odhadu spektra. Pro odhad spektra je využit algoritmus rychlé Hartleyho transformace, dále jen FHT, dostupný z knihovny Open Music Labs. Algoritmus je optimalizovaný pro použití na mikroprocesorech. Počítá s jednotlivými byty, tedy s celými čísli datového typu unsigned integer.



Obrázek 29 - Odhadnuté modulové frekvenční spektrum zaznamenaných referenčních harmonických signálů.

Spektrum je odhadováno ze zaznamenaných průběhů napěťového signálu o délce 10,7 ms, což odpovídá 258 vzorkům vzorkovaným s vzorkovací frekvencí 24 kHz. Spektra na obrázku 28 jsou odhadnuta ze zaznamenaných harmonických signálů z obrázku 27.

Detekce průtoku je založena na zvýšené detekci píku ve spektru, který odpovídá přítomnosti odpovídajících frekvencí. Pokud ve spektru pík není přítomen, pak ve vyzářovacím poli UZV sondy nejsou pohybující se objekty, na kterých by docházelo k Dopplerově jevu. Průtok pak nemůže být detekován.

Měřením bylo zjištěno, že bílý a kvantizační šum dosahují společně ve spektru hodnoty 20 bitů použitého AD převodníku. Detekce bude probíhat v omezené části spektra. První dvě

spektrální čáry diskrétního výkonového spektra jsou vynulovány. Tyto spektrální čáry odpovídají frekvencím do 200 Hz. Důvodem vynulování je prosakování stejnosměrné složky. Všechny funkční hodnoty odhadu spektra menší nebo rovna hladině šumu jsou považovány za nulové.

Hodnota velikosti plochy pod odhadnutým spektrem s provedenou korekcí je rozhodujícím parametrem pro samotnou detekci

Výsledná frekvence vzorkování průtoku krve je 60 Hz.

8 Testování zařízení

Testování zařízení proběhlo pomocí tonometru. Byla přiložena UZV sonda a vyhledán optimální průřez arterií radialis. Následně byla nafouknuta manžeta nad hodnotu diastolického tlaku. Následovalo snižování tlaku v manžetě. Jakmile se tlak snížil pod hodnotu tlaku během systoly, arterií začala proudit krev, z reproduktoru se ozval charakteristický zvuk a rozsvítla se zelená LED dioda, která průtok signalizuje. Jako reference byl zvolen poslech Korotkovových fenoménů pomocí fonendoskopu. Rozsvícení LED diody koreluje s objevením Korotkovových fenoménů.

Pro verifikaci výsledků bylo zařízení modifikováno. K mikrokontroleru bylo pomocí nepájivého pole připojeno tlačítko, které měl vyšetřující zmáčknout při detekci Korotkovových zvuků. Softwarová modifikace spočívala v implementaci funkce, která pomocí přerušení detekuje zmáčknutí tlačítka a zaznamená časový okamžik. Další funkce kontroluje začátek průtoku krve a při detekci průtoku zaznamená časový okamžik. Rozdíl těchto časových okamžiků je přes sériovou linku odeslán do počítače. Srovnávací měření bylo provedeno dohromady dvacetkrát na 3 vzorcích. Pro měření jsou potřeba dva vyšetřující.

8.1 Protokol verifikace funkčnosti zařízení

Prvním krokem měřicího protokolu je nasazení vyfouknuté manžety a následné přiložení UZV sondy tak, aby se z reproduktoru ozýval charakteristický zvuk pro průtok krve arterií radialis. Následně je nafouknuta manžeta, přiložen fonendoskop a zmáčknuto tlačítko pro začátek měření. Postupným vypouštěním vzduchu z manžety se v ní snižuje tlak. Jakmile hodnota tlaku v manžetě klesne pod hodnotu systolického tlaku, ozvou se Korotkovovy fenomény, které jsou zaznamenány stiskem tlačítka. Následně jsou vyhodnoceny rozdíly časových okamžiků.

Rozdíl časových okamžiků je počítán jako $\Delta t = t_1 - t_2$ kde t_1 je zaznamenaný okamžik pomocí tlačítka a t_2 je časový okamžik kdy byl průtok zaznamenán navrženým a realizovaným detektorem.



Obrázek 30 - Ilustrační obrázek referenčního měření.

	Čas [ms]
Průměr	725,3
Medián	738,5
Směrodatná odchylka	223,2
Min	321
Max	1052

Tabulka 4 - Statistické hodnoty rozdílu časových hodnot detekce průtoku

8.2 Diskuze

Faktory zkreslující naměřené hodnoty jsou technického i individuálního charakteru. Mezi faktory technického rázu je možno zařadit především fakt, že vyhodnocování probíhá s frekvencí 60 Hz. Zpoždění detekce zařízením je tedy dáno převrácenou hodnotou vzorkovací frekvence. Hlavním faktorem zkreslujícím výsledky měření jsou především individuální sluchové dispozice vyšetřujícího a reakční doba reflexního oblouku, která jak je známo dosahuje až 1 s. Dalším nesporným faktorem je také ovlivnění vyšetřujícího zvukem proudící krve z reproduktoru, který ruší soustředěnost vyšetřujícího s fonendoskopem. V neposlední řadě je významným faktorem také zkušenost, případně nezkušenost vyšetřujícího a jeho praxe v rozpoznávání Korotkovových fenoménů.

Na základě zaznamenaných dat lze prohlásit, že časové okamžiky, kdy byl detekován průtok pomocí Korotkovových fenoménů a pomocí navrženého a realizovaného zařízení navzájem korelují.

9 Závěr

Vypracovaná práce se zabývá návrhem a realizací zařízení pro neinvazivní detekci průtoku krve. Nejprve je vybrána vhodná vaskulární dopplerovská UZV a nízkonákladová sonda. Dále je ověřena její funkčnost a jsou stanoveny požadavky pro napájení této sondy. Vysoký důraz je kladen na přesnost napájecího napětí a nízkou úroveň zašumění tohoto napětí. Jsou stanoveny požadavky pro filtraci a digitalizaci signálu. Požadavky se odvíjí především od napětového a frekvenčního rozsahu signálu.

Dalším bodem této práce je návrh hardwaru. Především napájecího obvodu a návrhem analogových filtrů pro zpracování signálu. Bylo vytvořeno schéma a návrh desky plošného spoje. Zařízení bylo následně zrealizováno na navržené DPS jako rozšiřující deska pro Arduino Mega 2560. Výstupy zařízení jsou LED diody signalizující zapnutí zařízení, detekci průtoku krve, popřípadě chybu v napájení Shieldu. Zpětná vazba uživateli je poskytnuta prostřednictvím reproduktoru, který přehrává vyfiltrovaný dopplerovský signál vycházející ze sondy s volitelnou intenzitou.

Analogově upravený signál je následně digitalizován pomocí externího AD převodníku. Arduino pomocí navrženého a implementovaného algoritmu číslicově analyzuje zaznamenaný signál a stanovuje průtok krve s frekvencí přibližně 60 Hz.

Funkčnost zařízení byla ověřena sadou 20 měření. Byl zaznamenán okamžik začátku detekce průtoku a okamžik zmáčknutí tlačítka vyšetřujícím při objevení Korotkovových zvuků, během snižování tlaku v manžetě. Časové okamžiky vzájemně korelují.

Práci jsem demonstroval možnost využití levných ultrazvukových sond jako plnohodnotných alternativ k typově shodným, drahým, ultrazvukovým sondám, které jsou běžně využívány v klinické praxi.

Seznam literatury

- [1] HALLIDAY, David, Robert RESNICK, Jearl WALKER a VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. *Fyzika*. Brno: VUTIUM, 2013. ISBN 978-80-214-4123-1.
- [2] KULÍK, TOMÁŠ. *MODELOVÁNÍ NELINEÁRNÍCH JEVIŮ V ULTRAZVUKOVÝCH POLÍCH* [online]. Brno: FEKT VUT, 2012 [cit. 2016-12-08]. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/12020/Kul%C3%ADk_Tom%C3%A1%C5%A1_DP.pdf?sequence=2
- [3] ROZMAN, Jiří. *Ultrazvuková technika v lékařství: Diagnostické systémy*. B.m.: VUT, 1980.
- [4] SHUTILOV, Vladimir Aleksandrovich. *Fundamental physics of ultrasound*. 1988. ISSN 2881246842 9782881246845.
- [5] GILL, Robert W. Measurement of blood flow by ultrasound: accuracy and sources of error. *Ultrasound in medicine & biology* [online]. 1985, **11**(4), 625–641 [cit. 2016-12-08]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0301562985900353>
- [6] *Obrázek: Dopplerův jev. Wikiskripta* [online]. [cit. 2016-12-11]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Michal2.gif>
- [7] RIESZ, P., D. BERDAHL a C. L. CHRISTMAN. Free radical generation by ultrasound in aqueous and nonaqueous solutions. *Environmental Health Perspectives* [online]. 1985, **64**, 233 [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1568618/>
- [8] BRENNEN, Christopher E. *Cavitation and bubble dynamics*. New York: Oxford University Press, 1995. Oxford engineering science series, 44. ISBN 978-0-19-509409-1.
- [9] DEANE, Colin. *Doppler ultrasound: principles and practice* [online]. [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: https://sonoworld.com/Client/Fetus/html/doppler/capitulos-html/chapter_02.htm
- [10] *Diode Detector | AM Diode Demodulator | Radio-Electronics.Com* [online]. [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: <http://www.radio-electronics.com/info/rf-technology-design/am-reception/diode-detector-demodulator.php>
- [11] *Vascular Dopplers : Medical Device Depot, Inc.* [online]. [cit. 2016-12-11]. Dostupné z: <http://www.medicaldevicedepot.com/Vascular-Dopplers-s/87.htm>
- [12] *Compare Prices on Vascular Doppler Probe- Online Shopping/Buy Low Price Vascular Doppler Probe at Factory Price | Aliexpress.com | Alibaba Group* [online]. [cit. 2016-12-11]. Dostupné z: https://www.aliexpress.com/price/vascular-doppler-probe_price.html

- [13] *vascular doppler* | eBay [online]. [cit. 2016-12-11]. Dostupné z: http://www.ebay.com/sch/i.html?_from=R40&_trksid=p2050601.m570.11313.TR0.TRC0.H0.Xvascular+doppler.TRS0&_nkw=vascular+doppler&_sacat=0
- [14] *User Manual: Sonoline A/B Pocket Fetal Doppler* [online]. B.m.: CONTEC Medical Systems CO., LTD. Dostupné z: <http://www.drkits.com/manual/fetal-doppler-sonoline-a-b-user-manual.pdf>
- [15] *Sonoline B or Sonoline C - BabyandBump* [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://babyandbump.momtastic.com/pregnancy-second-trimester/1714435-sonoline-b-sonoline-c.html>
- [16] *Fetal doppler question (sonoline b) - BabyandBump* [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://babyandbump.momtastic.com/pregnancy-first-trimester/709081-fetal-doppler-question-sonoline-b.html>
- [17] *Sonoline B - BabyandBump* [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://babyandbump.momtastic.com/pregnancy-second-trimester/547295-sonoline-b.html>
- [18] *All common USB connectors* [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://www.lammertbies.nl/comm/cable/USB-connector.html>
- [19] *Kenhub Arteria Carotis Externa* [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: [https://thumbor.kenhub.com/5SLq1KJdhc1Mb5BoIuYZZJ1NLD8=/fit-in/800x800/filters:watermark\(/images/logo_url.png,-10,-10,0\)/images/library/1883/HJKLMSYtDBVbU4luWLT6A_Arteria_carotis_externa_01.jpg](https://thumbor.kenhub.com/5SLq1KJdhc1Mb5BoIuYZZJ1NLD8=/fit-in/800x800/filters:watermark(/images/logo_url.png,-10,-10,0)/images/library/1883/HJKLMSYtDBVbU4luWLT6A_Arteria_carotis_externa_01.jpg)
- [20] *Kenhub Vena Jugularis Interna* [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: [https://thumbor.kenhub.com/car8tewnC73-mm6EKsKUGyGD58Q=/fit-in/800x800/filters:watermark\(/images/watermark_only.png,0,0,0\):watermark\(/images/logo_url.png,-10,-10,0\)/images/anatomy_term/internal-jugular-vein-2/wLpTKfhDsu00at5iChLALg_V._jugularis_interna_02.png](https://thumbor.kenhub.com/car8tewnC73-mm6EKsKUGyGD58Q=/fit-in/800x800/filters:watermark(/images/watermark_only.png,0,0,0):watermark(/images/logo_url.png,-10,-10,0)/images/anatomy_term/internal-jugular-vein-2/wLpTKfhDsu00at5iChLALg_V._jugularis_interna_02.png)
- [21] *Kenhub Arteria Ulnaris* [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: [https://thumbor.kenhub.com/5wNPz47a7eWdn3_f_K49kt2_dnI=/fit-in/800x800/filters:watermark\(/images/watermark_only.png,0,0,0\):watermark\(/images/logo_url.png,-10,-10,0\)/images/anatomy_term/arteria-ulnaris/uxSPYCF45HY4tnuxvVCLTA_BfKRLZWck8_Arteria_ulnaris_1.png](https://thumbor.kenhub.com/5wNPz47a7eWdn3_f_K49kt2_dnI=/fit-in/800x800/filters:watermark(/images/watermark_only.png,0,0,0):watermark(/images/logo_url.png,-10,-10,0)/images/anatomy_term/arteria-ulnaris/uxSPYCF45HY4tnuxvVCLTA_BfKRLZWck8_Arteria_ulnaris_1.png)
- [22] *Kenhub Vena Cephalica* [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: [https://thumbor.kenhub.com/kK-2tnYK9m3izPSP776K9PfHIqs=/fit-in/800x800/filters:watermark\(/images/watermark_only.png,0,0,0\):watermark\(/images/logo_url.png,-10,-10,0\)/images/anatomy_term/cephalic-vein-2/eLJ5jKP7qJXngpaABmDZpQ_V._cephalica_02.png](https://thumbor.kenhub.com/kK-2tnYK9m3izPSP776K9PfHIqs=/fit-in/800x800/filters:watermark(/images/watermark_only.png,0,0,0):watermark(/images/logo_url.png,-10,-10,0)/images/anatomy_term/cephalic-vein-2/eLJ5jKP7qJXngpaABmDZpQ_V._cephalica_02.png)
- [23] *Arduino - AnalogRead* [online]. [cit. 2017-05-28]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Reference/analogRead>
- [24] *Datasheet ADS7822* [online]. [cit. 2017-05-26]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.931-020.1.pdf>

- [25] Datasheet MC33074 [online]. 2004 [cit. 2017-05-28]. Dostupné z: <http://elimex.bg/userfiles/editor/file/techspecificationspdf/4/45525.pdf>
- [26] *Filter Wizard* | *Analog Devices* [online]. [cit. 2017-05-28]. Dostupné z: <http://www.analog.com/designtools/en/filterwizard/>
- [27] HÁJEK, Karel a Jiří SEDLÁČEK. *Kmitočtové filtry*. Praha: BEN, 2002. ISBN 80-7300-023-7.
- [28] *PCB Design & Schematic Software* | *EAGLE* | *Autodesk* [online]. [cit. 2017-05-26]. Dostupné z: <https://www.autodesk.com/products/eagle/overview>
- [29] *Arduino - SPI* [online]. [cit. 2017-05-26]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/reference/SPI>
- [30] *ArduinoFHT - Open Music Labs Wiki* [online]. [cit. 2017-05-26]. Dostupné z: <http://wiki.openmusiclabs.com/wiki/ArduinoFHT>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

UZV	(Ultrazvukové vlnění)
DJ	(Dopplerův jev)
OZ	(Operační zesilovač)
DPS	(Deska plošných spojů)
p [Pa]	akustický tlak
ρ [$kg\ m^{-3}$]	hustota
v [ms^{-1}]	akustická rychlost
V [m^3]	objem
T [K]	termodynamická teplota
m [kg]	hmotnost
f [Hz]	frekvence
v_D [ms^{-1}]	rychlost přijímače vlnění
v_Z [ms^{-1}]	rychlost zdroje vlnění
θ [rad]	úhel dopadu
H [–]	přenos
ω [Hz]	úhlový kmitočet
R [Ω]	odpor
C [F]	kapacita
Z [Ω]	impedance
U [V]	napětí
Q [–]	činitel jakosti
t [s]	čas
I_{sata} [Wcm^{-2}]	průměrná intenzita UZV vlnění vycházejícího ze sondy
I_{spta} [Wcm^{-2}]	průměrná intenzita pulzu UZV vlnění vycházejícího ze sondy

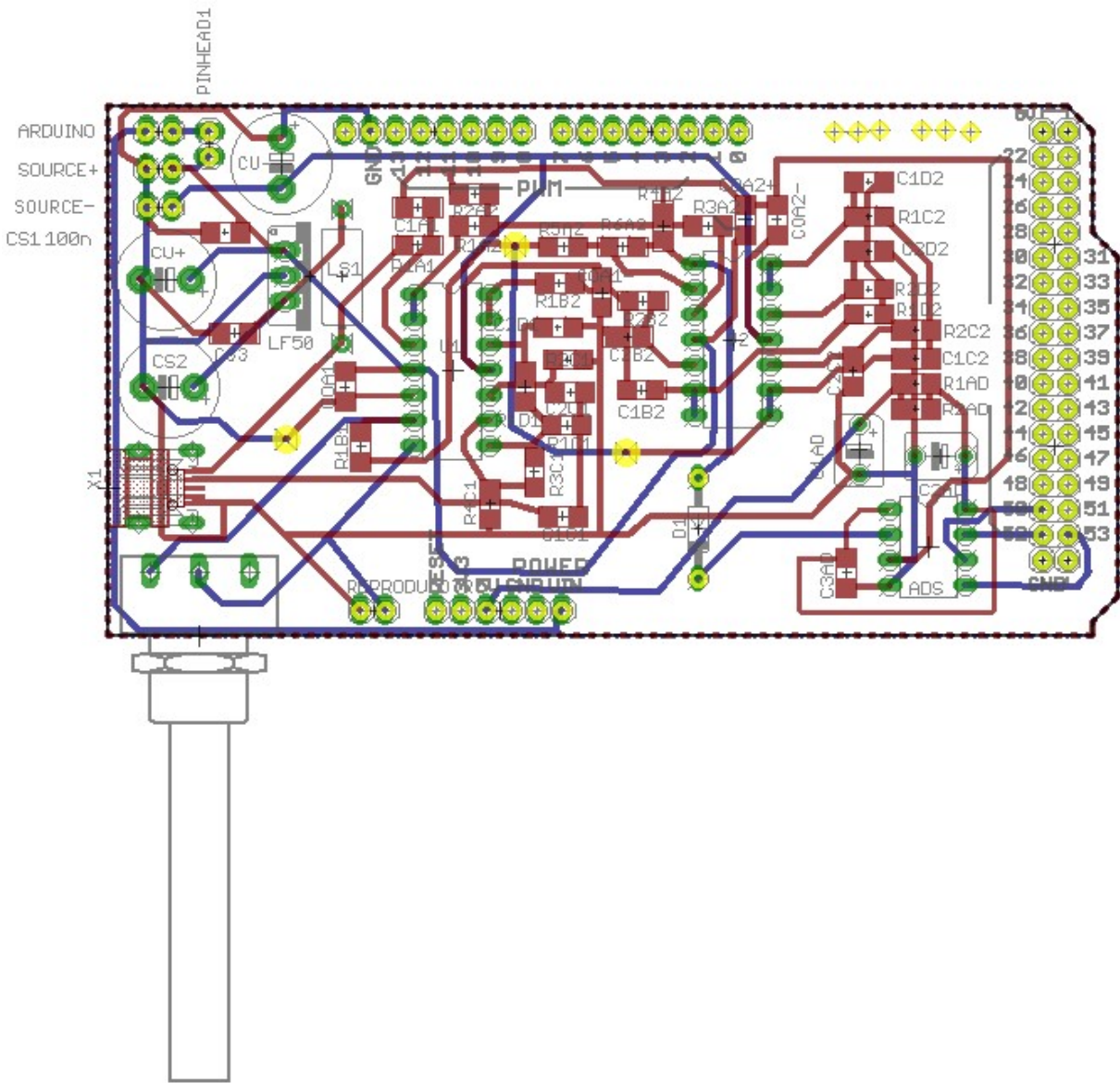
Přílohy

A SEZNAM SOUČÁSTEK

Součástka	Hodnota	Poznámka 1	Poznámka 2	Pouzdro	Tolerance
R1A1	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1A2	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1B1	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1C1	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2A2	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R4A2	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R5A2	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R6A2	1k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1C2	15k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1D1	51k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1B2	120k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2B2	120k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2C1	100k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2C2	470k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2D1	200k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R3C1	200k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R2D2	300k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1D2	22k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R4C1	22k	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R1AD	5	-	0,25 W	SMD 1206	1%
R3A2	500	-	0,25 W	SMD 1206	1%
C1A1	160n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C1C1	8.2n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C1D1	8.2n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C2D1	8.2n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C1B2	1n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C1C2	1n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C1D2	1n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C2C1	1n	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C2B2	47p	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C2C2	100p	G0C	50 V	SMD 1206	10%
C2D2	100p	G0C	50 V	SMD 1206	10%

COA1+	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
COA1-	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
COA2+	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
COA2-	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
CS1	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
CS3	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
C3AD	100n	X7R	50 V	SMD 1206	20%
CS2	1000u	Elektrolyt	16 V	Vývodový	20%
CU+	1000u	Elektrolyt	16 V	Vývodový	20%
CU-	1000u	Elektrolyt	16 V	Vývodový	20%
C1AD	10u	Tantal	10 V	Vývodový	20%
C2AD	10u	Tantal	10 V	Vývodový	20%
LS1	1 uH	Tlumivka			
POT1	10k	-	-	PC16S	-
D1	-	Schottky	-	DO35	-
D2	-	Transil	-	DO15	-
LF50	LF50	Regulátor	-	TO220V	-
ADS	ADC7822	-	-	DIP08	-
U1	MC33079P	-	-	DIP14	-
U2	MC33079P	-	-	DIP14	-
X1	MINI-USB	-	-	-	-
Reproduktor	16	0.5W	-	-	-
LED1, 2	LED	-	-	-	-
R1,2LED	300	-	-	-	10%

B Osazovací výkres DPS



C Obsah příloženého CD

Na příloženém CD se nachází následující soubory:

- Elektrické schéma zapojení **SCHEMA.pdf**
- Návrh desky plošného spoje **DPS.pdf**
- Soubor s programem **PROGRAM.ino**
- Soubory vygenerované nástrojem Filter Wizard s návrhem analogových filtrů