



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Simulátor invazivního krevního tlaku pro  
monitor životních funkcí**

**Invasive blood pressure simulator for  
monitor of vital parameters**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Hana Rážová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

---

**Kladno 2019**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Rážová** Jméno: **Hana** Osobní číslo: **456621**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Simulátor invazivního krevního tlaku pro monitor životních funkcí**

Název bakalářské práce anglicky:

**Invasive blood pressure simulator for monitor of vital parameters**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku (IBP) pro monitory životních funkcí. Simulátor vytvořte na platformě mikroprocesoru Arduino nebo podobného. Navržený prototyp otestujte na minimálně dvou typech monitorů životních funkcí. Celý simulátor, včetně výsledků testů náležitě dokumentujte.

Seznam doporučené literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Walter Boron, Emile L. Boulpaep, Textbook of Medical Physiology, ed. 2nd, Elsevier, 2009, ISBN 978-1-4160-3115-4

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

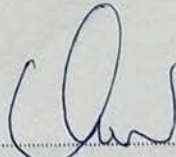
**Ing. Petr Kudrna, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

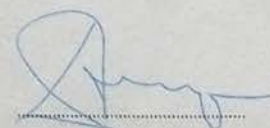
**doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.**

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**



prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.  
podpis vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Simulátor invazivního krevního tlaku pro monitor životních funkcí vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně, dne 16.05.2019

.....

Hana Rážová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Petru Kudrnovi Ph.D., za jeho cenné rady a trpělivost při vedení mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat své rodině za její podporu.

## **ABSTRAKT**

### **Simulátor invazivního krevního tlaku pro monitor životních funkcí**

Cílem bakalářské práce bylo navrhnout a realizovat prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku pro monitory životních funkcí. Zařízení je založené na platformě Arduino a má nahrazovat měřicí komoru katetru invazivního krevního tlaku. Prototyp simulátoru je naprogramován, aby zobrazoval funkce trojúhelník a sinus na monitoru životních funkcí. V klinické praxi je možné prototyp použít pro detekování chyb modulu invazivního krevního tlaku monitoru životních funkcí. Prototyp má díky otevřené platformě Arduino široké možnosti dalšího rozvoje, jako je například přidání klávesnice, či potenciometru pro možnosti změn amplitudy.

### **Klíčová slova**

Invazivní krevní tlak, simulátor, monitor životních funkcí, generátor signálů

## **ABSTRACT**

### **Invasive blood pressure simulator for monitor of vital parameters**

The main aim of the Bachelor Thesis is to design and implement to practice prototype of an Invasive blood pressure simulator for vital parameters. The prototype is based on Arduino platform and is supposed to substitute measuring chamber of catheter of an invasive blood pressure. The prototype is programmed to display functions of triangle and sinus on the vital parameter monitor. In clinical practice is possible to use the instrument as a tool to detect errors of the vital parameter monitor. The Arduino's platform gives the prototype a great opportunity for further technical development like keyboard feature or adding potentiometer to measure differentiates of amplitude.

### **Keywords**

Invasive blood pressure, simulator, monitor of vital parameters, signal generator

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>8</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>9</b>
1.1 Přehled současného stavu.....	10
1.2 Krevní tlak a jeho měření .....	12
1.2.1 Neinvazivní metody měření krevního tlaku .....	13
1.2.2 Invazivní metody měření krevního tlaku.....	15
1.3 Měřicí komora .....	18
1.4 Možné chyby při měření invazivního krevního tlaku .....	20
1.5 Cíle práce.....	22
<b>2 Návrh simulátoru invazivního krevního tlaku</b> .....	<b>23</b>
2.1 Analýza katetru pro měření invazivního krevního tlaku .....	23
2.2 Měření závislostí měřicí komory katetru invazivního krevního tlaku .....	25
2.3 Generátor signálu invazivního krevního tlaku .....	28
2.4 Programovací prostředí Arduino .....	30
<b>3 Výsledky</b> .....	<b>35</b>
3.1 Převodní charakteristiky komory IBP .....	35
3.2 Testování prototypu simulátoru IBP na osciloskopu .....	37
3.3 Testování prototypu simulátoru IBP na monitorech životních funkcí .....	38
<b>4 Diskuse</b> .....	<b>41</b>
<b>5 Závěr</b> .....	<b>43</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>44</b>
<b>Seznam obrázků</b> .....	<b>47</b>
<b>Příloha 1: Obsah přiloženého CD</b> .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>

# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$R$	$\Omega$	Odpor
$\rho$	$\Omega \cdot m$	Měrný elektrický odpor vodiče
$l$	m	Délka vodiče
$S$	$m^2$	Průřez vodiče
$P_a$	Pa	Zdánlivý tlak
$P_s$	Pa	Statický tlak
$\rho$	$kg/m^3$	Hustota kapaliny
$g$	$m/s^2$	Gravitační zrychlení
$h$	m	Výška vodního sloupce
$v$	m/s	Rychlost proudění tekutiny
$P_h$	Pa	Hydrostatický tlak tekutiny
$U_D$	V	Napětí na diagonále Wheatstoneova můstku
$U_1$	V	Výstupní napětí děliče

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
ARO	Anesteziologicko – resuscitační oddělení
BTK	Bezpečnostně technická kontrola
C.O.	Srdeční výdej
DBP	Diastolický tlak krve
DPH	Daň z přidané hodnoty
EKG	Elektrokardiogram
IBP	Invazivní krevní tlak
ICSP	Schopnost programování logických obvodů bez nutnosti vyjmutí
IDE	Integrované vývojové prostředí
JIP	Jednotka intenzivní péče
MAP	Střední arteriální tlak
NIBP	Neinvazivní krevní tlak
PWM	Modulace pro přenos analogového signálu
RR	Interval mezi dvěma po sobě jdoucími údery srdce (mezi dvěma vlnami R)
SBP	Systolický tlak krve
SPI	Externí sériová sběrnice
SpO <sub>2</sub>	Saturace krve kyslíkem
UART	Hardwarové sériové porty desky Arduino



# 1 Úvod

Každodenní rutinou biomedicínského technika v nemocnici jsou situace, kdy je personálem oznámena nefunkčnost zařízení. Jedním z těchto zařízení je například monitor životních funkcí. Při nahlášené závadě je potřeba přístroj ověřit, popřípadě specifikovat o jaký druh závady se jedná. Z tohoto důvodu jsou na trhu simulátory životních funkcí. Tyto simulátory jsou však velmi drahé a rozměrné. Pro technika, který má na starost například oddělení intenzivní péče, kde jsou řádově desítky monitorů životních funkcí, se jeví jako vhodnější varianta kapesní simulátor, který pomocí základních předdefinovaných parametrů umožní rychlé ověření funkčnosti monitoru a vyloučení chyby senzoru, příslušenství či softwaru. Často hlášené závady jsou vyvolány špatnou manipulací personálu se zdravotnickou technikou. Biomedicínský technik zpravidla potřebuje takové zařízení, kterým je možné vyloučit původ technických závad. Často se jedná o akutní řešení situace, kdy není úplně potřeba, aby zařízení mělo charakter precizního referenčního generátoru příslušného signálu, ale aby dokázalo s jistotou napomoci k odhalení technického problému

Trh nabízí širokou škálu simulátorů, od velmi komplexních technologií simulátoru pacienta, přes multiparametrické simulátory, až po simulátory jednotlivých parametrů. Simulátory a testery se využívají v klinické praxi při BTK (bezpečnostně technická kontrola) jako referenční hodnota pro prvotní zjišťování funkčnosti či testování zdravotnické techniky. Při BTK mají jednotlivé servisní organizace výrobcem doporučené simulátory a testery, které nejsou univerzální pro kontrolu veškeré zdravotnické techniky napříč zdravotnickým zařízením a jsou kompatibilní převážně se sortimentem příslušné servisní organizace, ale univerzální simulátory lze použít.

V současné době jsou lékařské simulátory nedílnou součástí ať už pro zdravotnické či nezdravotnické obory. Trh nabízí pro obě odvětví své možnosti. Pro obor biomedicínského inženýrství klinická praxe vybízí k vytvoření levnější varianty. Pro podobné projekty byla s úspěchem použita platforma Arduino. Tato programovatelná platforma nabízí širokou škálu možností díky velkému množství dostupného příslušenství. Další výhodou této platformy je její finanční dostupnost a možnost následného rozšiřování zařízení. Jednou z oblastí zájmu je například simulace invazivního krevního tlaku. Cílem této práce je návrh takové zařízení – simulátoru IBP, které může být použito přímo v klinické praxi a zároveň jako vzdělávací pomůcka na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

## 1.1 Přehled současného stavu

Lékařské simulátory a testery jsou v současné době hojně využívaná výuková alternativa. Pomocí komplexních simulátorů pacienta je možné nacvičovat léčebné, terapeutické nebo nestandardní postupy ve zdravotnictví. Díky těmto technologiím mohou lékaři zkoušet dopady svých lékařských rozhodnutí v krizových situacích bez ohrožení pacienta. Simulátory mohou lékařům pomoci získat velmi důležitou praxi, která se v reálné lékařské praxi získává obtížně a delší dobu. Mladý lékař díky simulátorům může získat sebedůvěru ve svém rozhodování. [1]

Ve zdravotnictví jsou simulátory a testery hojně využívány pro kontrolu a kalibraci zdravotnické techniky. Vycházejí z principu metod měření a základních vlastností měřeného signálu. Kvalita těchto zařízení se odvíjí od věrohodnosti generovaného signálu. Při výběru simulátoru a testeru je velmi důležité, aby se shodovaly s technickými požadavky testovaného zdravotnického prostředku.

V klinické praxi se biomedicínský technik běžně setká se situacemi, kdy je nutné testování zdravotnické techniky. Mezi tuto zdravotnickou techniku patří například monitor vitálních funkcí. Základní parametry sledované monitorem vitálních funkcí jsou srdeční tep, IBP (invazivní krevní tlak) a NIBP (neinvazivní krevní tlak), EKG (elektrokardiogram), SpO<sub>2</sub> (saturace krve kyslíkem), RR (dechová frekvence) a tělesná teplota.

Na trhu jsou různé druhy multifunkčních simulátorů. Účelem je simulovat základní biologické a patologické stavy, které u pacientů nastávají, pro ověření funkcionality daného zdravotnického zařízení. Tato bakalářská práce bude dále zaměřena na simulátory invazivního krevního tlaku pro monitory vitálních funkcí.

Jedním ze simulátorů na současném trhu je Simulátor pacienta ProSim 8 z obrázu 1.1. Tento simulátor dokáže ověřovat funkcionalitu 8 funkcí monitoru životních funkcí. Součástí je simulace EKG signálů (dokáže nasimulovat 12 svodové EKG včetně fetálních EKG a arytmií), invazivního tlaku krve (IBP), neinvazivního tlaku krve (NIBP), dýchání, teploty, SpO<sub>2</sub>, srdeční výdej C.O. (cardiac output) a simulací pro ověření oxymetrů Masimo Rainbow SET®. Přesnost simulátoru je  $\pm (1 \% \text{ z nastavené hodnoty} + 1 \text{ mmHg})$ . Jako jednotky lze nastavit mmHg či kPa. S hmotností 1,87 kg a rozměry 14.5 cm x 30.2 cm x 8.6 cm lze tento simulátor označit za příruční. Simulátor má v sobě zároveň naprogramované simulace stavů pacienta jako hypertenzní, hypotenzní, tachykardie, bradykardie, asystola, infarkt a také fyziologický stav pacienta. [3]



Obrázek 1.1 Pacientský simulátor ProSim8 [4]

Dalším simulátorem je například Rigol UNI-SiM z obrázku 1.2. Tento simulátor umožňuje testování monitorů životních funkcí, oxymetrů a tonometrů. U simulátoru UNI-SiM je možné simulovat šest funkcionalit, kterými jsou simulace NIBP, SpO<sub>2</sub>, EKG, teploty, respirace a invazivního krevního tlaku. U simulace krevních tlaků lze rozlišit, zda se jedná o dítě či dospělého pacienta. Simulátor je bateriově napájený a plně přenosný. Výsledky testů lze ukládat přímo v paměti přístroje anebo mohou být též vytištěny na přenosné bateriově napájené tiskárně za použití Bluetooth.



Obrázek 1.2 Pacientský simulátor ProsSim 8 [3]

Oba zmiňované simulátory jsou vysoce multifunkční a sofistikovaná zařízení. Nicméně, ne vždy využijeme všechny tyto funkce. Pro zběžné testování funkcí EKG, NIBP, teploty a dýchání není vždy potřeba simulátor. Tyto základní funkce mohou být testovány přímo na personálu nemocnice. Oproti IBP jsou zmiňované základní funkce neinvazivní, a proto je testování IBP komplikovanější. Ceny simulátorů od renomovaných výrobců jako jsou Fluke a Rigel se pohybují přibližně v rozmezí 80 000, Kč až 120 000,-Kč bez DPH. Další nevýhodou je, že nejsou kompatibilní se všemi přístroji na trhu, můžou mít například rozdílné konektory apod. [5]

## 1.2 Krevní tlak a jeho měření

Krevní tlak lze obecně definovat, jako tlak, kterým působí krev na stěnu cév. Hodnota krevního tlaku se zapisuje jako dvoučíselná hodnota oddělená lomítkem. Nejvyšších hodnoty dosahuje tlak ve vypuzovací fázi, kdy stažením srdečních komor dochází k vypuzení krve ze srdce. Tomuto tlaku říkáme tlak systolický. Naopak nejnižší hodnoty tlaku jsou ve fázi plnění, což je doba mezi dvěma systolami, kdy dochází k ochabování komor a jejich plnění krví. Tento tlak se nazývá diastolický. Krevní tlak je ovlivňován vnějšími i vnitřními aspekty jako je například stres, věk, pohlaví, fyzický a psychický stav pacienta či fáze dne. [2, 6]

Základní jednotkou tlaku je Pascal [Pa]. Jednotkou, která se ve zdravotnictví používá v souvislosti s krevním tlakem, jsou milimetry rtuti [mmHg]. Základní přepočítání je  $1 \text{ mmHg} (1 \text{ Torr}) = 133,3 \text{ Pa}$ .  $1 \text{ atmosféra} (101,325 \text{ kPa}) = 760 \text{ mmHg} (760 \text{ Torrů})$ . Krev je v těle transportována po tzv. tlakovém gradientu. To znamená, že krev teče z místa vyššího tlaku do místa nižšího tlaku. Důležitou veličinou je množství krve, která obíhá cévním řečištěm. Množství krve organismu je označováno jako tzv. volémie. S poklesem volémie neboli snížením množství krve, dochází ke snížení krevního tlaku. Dalším parametrem, na kterém závisí krevní tlak je cévní odpor. Směrem k perifériím musí krev překonávat větší odpor, a proto se hodnota tlaku snižuje. Zároveň se směrem od srdce snižuje rychlost proudu krve z důvodu zvětšujícího se celkového průřezu cév. Největší celkový průřez je v kapilárách. Vzhledem k rozdílům tlaků podle místa jejich měření rozdělujeme krevní tlak na centrální (v aortě) a periferní. [7, 8]

Jednou z nejčastějších příčin úmrtí obecně jsou úmrtí v následku onemocnění kardiovaskulárního systému. Jedná se přibližně o 1/3 světové populace. Hodnota krevního tlaku je jednou ze základních měřených veličin při lékařských vyšetřeních, kdy tato metoda poskytuje podstatné informace pro hodnocení tzv. hemodynamických parametrů pacienta. [2]

Měření krevního tlaku lze rozdělit do dvou základních kategorií na neinvazivní a invazivní měření. Neinvazivní metoda měření krevního tlaku je jednou ze základních vyšetřovacích metod, která je použita při rutinním lékařském vyšetření. Pro neinvazivní měření se používá tlaková manžeta. [9]

Invazivní měření se používá při závažných stavech a v případě nutného kontinuálního sledování (šokové stavy, traumata) například na odděleních ARO, JIP a operačních sálech. Další indikací pro invazivního krevního tlaku je podávání vazoaktivních látek pacientovi či nadměrná obezita. [2]

V tabulce 1.1 jsou klasifikované hodnoty krevního tlaku pro jednotlivé kategorie. Data do tabulky jsou převzata z Doporučení diagnostických a léčebných postupů u arteriální hypertenze [11]

**Tabulka 1.1: Kategorizace a příslušné hodnoty krevního tlaku v mmHg.**

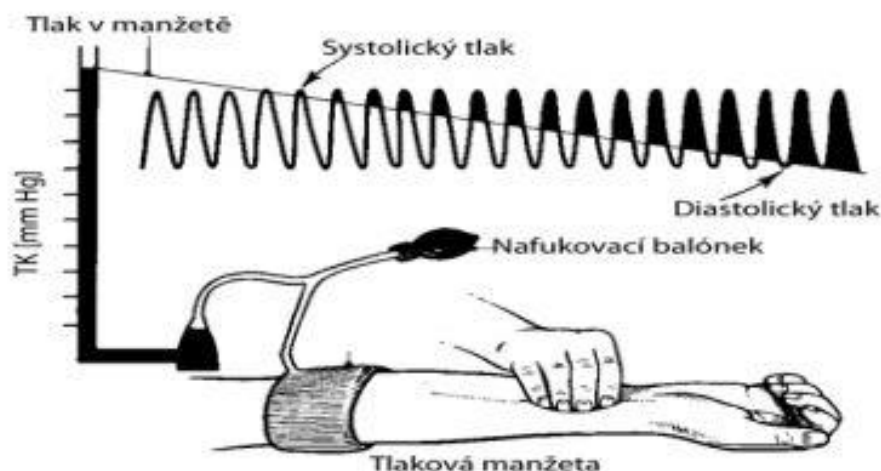
<b>Kategorie</b>	<b>Systolický tlak</b>	<b>Diastolický tlak</b>
Optimální [mmHg]	<120	<80
Normální [mmHg]	120-129	80-84
Vysoký normální [mmHg]	130-139	85-89
Hypertenze 1. stupně (mírná) [mmHg]	140-159	90-99
Hypertenze 2. stupně (středně závažná) [mmHg]	160-179	100-109
Hypertenze 3. stupně (závažná) [mmHg]	≥180	≥110

### 1.2.1 Neinvazivní metody měření krevního tlaku

Neinvazivní měření krevního tlaku je nepřímá metoda. Mezi nejčastěji používané metody patří auskultační a oscilometrická metoda. Auskultační metoda je založena na poslechu Korotkovových ozev.

Při zaškrcení paže manžetou, tlakem větším, než je tlak systolický, zabráníme průchodu krve cévou. Při pomalém snižování tlaku v manžetě je možné poslechem postřehnout chvíli, kdy dojde k obnovení turbulentního proudění krve v cévním řečišti. Hodnota tlaku při obnovení turbulentního proudění doprovázeného zvukovou odezvou je hodnota tlaku systolického. Pokud budeme dále snižovat tlak v manžetě změní se turbulentní proudění na proudění laminární, které už nemá žádné zvukové odezvy. Ve chvíli, kdy vymizí zvuky, kterými je doprovázeno turbulentní proudění, je hodnota tlaku rovna tlaku diastolickému. Přesnost tohoto měření je zatížena subjektivní chybou.

Na stejném principu je založena také palpační metoda, kde pouze místo poslechu Korotkovových ozev používáme hmat. Obrázek 1.3 znázorňuje měření krevního tlaku palpační metodou. [9]

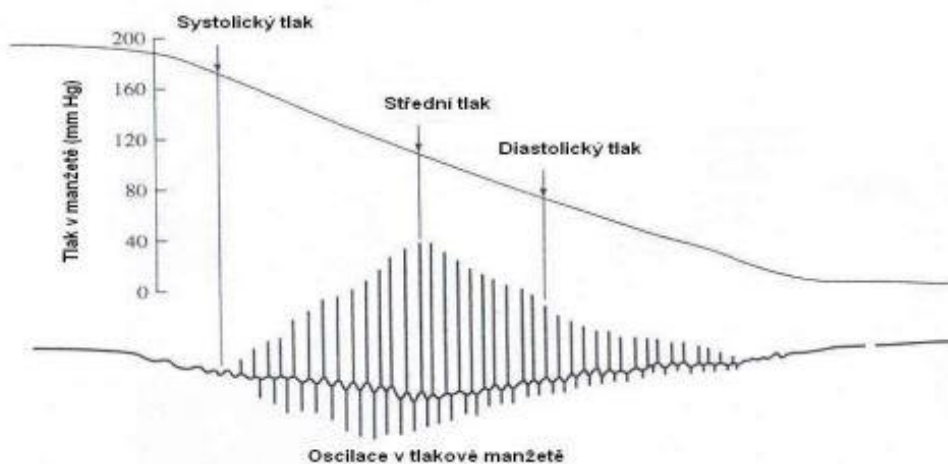


Obrázek 1.3 Měření krevního tlaku palpační metodou [10]

Další metodou je metoda oscilometrická znázorněna na obrázku 1.4. Mechanické oscilace, které se projevují rychlými změnami tlaku v manžetě, se objeví při obnovení průtoku krve pod manžetou. Elektronické tonometry vyhodnocují amplitudu těchto oscilací. Bylo zjištěno, že ve chvíli, kdy je amplituda oscilací největší, jedná se o hodnotu středního arteriálního tlaku MAP (mean arterial pressure). Hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou následně dopočítávány. Hodnoty tlaku naměřené při oscilometrické metodě musí být měřeny v klidu, jinak může být měření nepřesné. Střední arteriální tlak lze spočítat pomocí vzorce 1.1: [9]

$$MAP = \frac{SBP - DBP}{3} + DBP, \quad 1.1$$

kde MAP je střední arteriální tlak [mmHg], SBP je systolický tlak krve [mmHg] a DBP je diastolický tlak krve [mmHg]



Obrázek 1.4 Měření krevního tlaku oscilační metodou [10]

## 1.2.2 Invazivní metody měření krevního tlaku

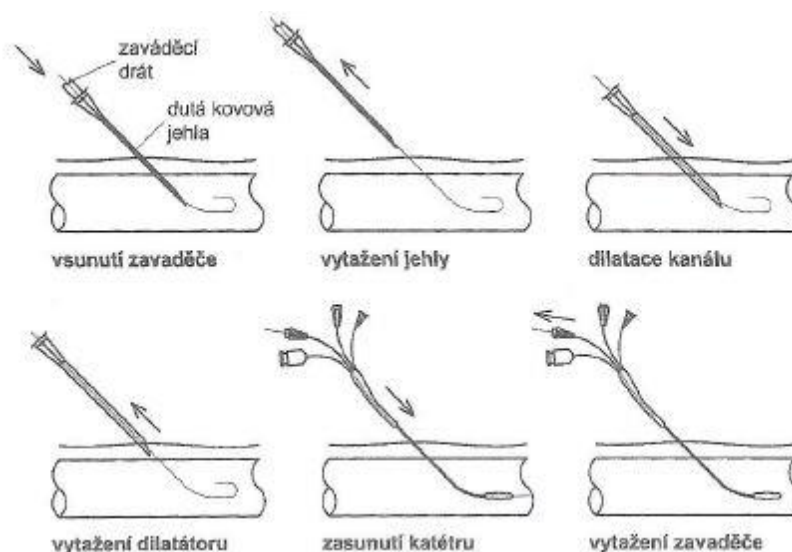
Při invazivním měření krevního tlaku je výhodou možnost spojitě monitorace krevního tlaku. Jedním z aspektů jsou různá traumata, popáleniny, či jiné šokové stavy. Kontinuální měření se také používá na operačních sálech a jednotkách intenzivní péče. Invazivní měření krevního tlaku je přesnější měřicí metoda z důvodu měření přímo, ale jakožto invazivní metoda, dochází k porušení povrchu těla pacienta. [12]

Měření je prováděno pomocí katetru. Základní rozdělení druhu katetrů je na intravaskulární, kdy snímač tlaku je umístěn ve hrotu katetru, a tudíž je zaváděn přímo do těla pacienta a extravaskulární, kde snímač tlaku je mimo krevní řečiště pacienta. Invazivní měření krevního tlaku zajišťuje možnost kontinuálního sledování pro pacienty s poruchami cirkulace krve. Katetry mají různé průměry. Průměr katetru je udáván ve francouzské jednotce French (značka F). Pokud chceme 1 F převést na milimetry, jde o 0,33 mm. Obvyklý průměr katetru pro měření krevního tlaku je okolo 0,66 mm až 2,4 mm, tedy 2-7 F. [9] oproti narůstající tendenci jednotky French pro průměr katetrů je jednotka Gauge (značka G). Tato jednotka udává velikost jehel pro katetrizaci. Tedy čím větší je F, tím větší je průměr katetru a Čím větší je G tím menší průměr má jehla. [12]

Dříve se vyráběly katetry z polyetylenu a polyvinylchloridu. Z důvodu komplikací, jako je například katetrová sepe, které tyto materiály způsobovaly se nyní používají nejčastěji teflon silikon a polyuretan. Katetry z polyetylenu a polyvinylchloridu měly oproti katetrům ze silikonu a polyuretanu větší přilnavost mikroorganismů. [12, 19]

Invazivní přístup do krevního řečiště pacienta získáváme katetrizací. Arteriální kanilace se používá převážně pro kontinuální měření krevního tlaku. Katetr se zavádí nejčastěji do nedominantní končetiny. Před samotnou katetrizací se provádí tzv. Allenův test, kterým zjistíme funkčnost prokrvení. [14]

Zavedení katetru se provádí nejčastěji Seldingerovou technikou anebo technika zavádění přes jehlu. Katetrizace Seldingerovou metodou je znázorněna na obrázku 1.5. Po zvolení místa přístupu (nejčastěji a. radialis) provedeme punkci dutou jehlou. Jehla je dutá, jelikož následně do příslušné cévy zavedeme jehlou flexibilní drátek. Po zavedení drátku je odstraněna původní punkční jehla, která je nahrazena jehlou o větším průměru, která slouží jako roztahovač, tzv. dilatátor. Po roztáhnutí vytáhneme jehlu a nahradíme ji samotným katetrem a vyndáme flexibilní drát. Opakované katetrizace mohou vést ke komplikacím a z toho důvodu se používá tzv. zavaděč (sheat), který umožní opětovnou výměnu katetru bez poranění cévy. [9,13] Při zavádění katetru metodou přes jehlu opět zavádíme jehlu do a. radialis. Úmyslně jehlou arterii propíchneme a vytáhneme jehlu. Katetr bez jehly vytahujeme a ve chvíli kdy začne vytékat krev, je to pro nás signál, že katetr je v arterii. [14]



Obrázek 1.5 Katetrizace Seldingerovou punkční metodou [9]

Pro měření tlaků se nejčastěji používají katetry vyplněné kapalinou. Tyto katetry jsou extravaskulární. Do této kategorie lze dále zařadit Swan-Ganz katetr, který se používá pro pravostranné měření tlaku. Swan-Ganz katetr se zavádí nejčastěji do a. jugularis nebo a. subclavia. Katetr je zakončen nafukovacím balónkem. Kapalina v katetru bývá nejčastěji fyziologický roztok. Swan-Ganz katetr se primárně nepoužívá pro měření krevního tlaku, ale pro měření minutového srdečního výdeje. [9,13]

Extravaskulární katetr plněný tekutinou se skládá z dílčích částí, které jsou stejné pro všechny výrobce. Mezi tyto dílčí části patří hadička vyplněná tekutinou. Ta je připojena k arteriální kanyle a poskytuje sloupec nestlačitelné, bez vzduchové tekutiny. Tato hadička zajišťuje hydraulické spojení mezi arteriální krví a převodníkem tlaku. [9]

Hlavní součástí katetru je senzor, ve kterém dochází k převodu tlaku na elektrickou veličinu napětí. U extravaskulárního katetru, který je vyplněný tekutinou senzor převádí tlak, který je tekutinou vyvinut, na nejčastěji odporový tenzometr, na elektrický signál. Tento elektrický signál se na monitoru vitálních funkcí zobrazí jako tlaková křivka



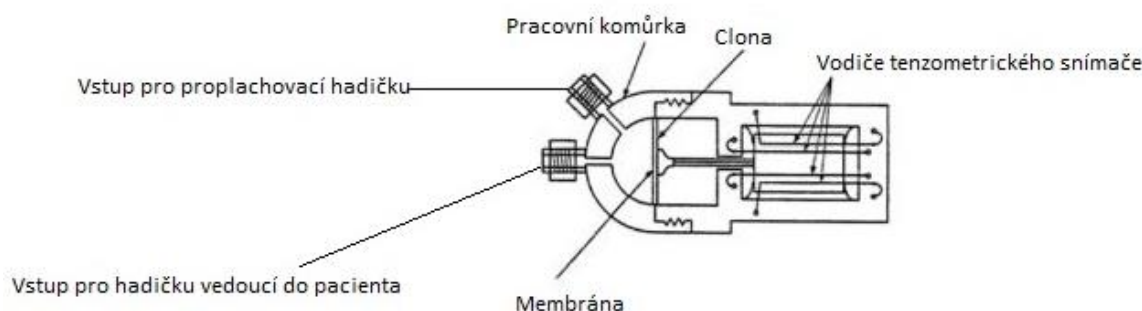
s příslušnou číselnou hodnotou tlaku v mmHg. Avšak reálně do monitoru přichází elektrický signál. Pro vytvoření simulátoru je tedy nutné znát jaké hodnoty napětí korespondují s příslušnými hodnotami tlaku. Kapalina v extravaskulárním katetru tedy působí určitou hodnotu tlaku na odporový tenzometr a ten tuto hodnotu tlaku převede na hodnotu elektrického napětí, které je zpracováno monitorem vitálních funkcí. Tenzometr je umístěn v měřící komůrce katetru. Obrázek 1.6 znázorňuje měřící komůrku s příslušným tenzometrem. [9]



**Obrázek 1.6 Měřící komůrka se senzorem extravaskulárního katetru plněného tekutinou**

Při převádění tlaku se nejčastěji používají odporové tenzometry. Odporové tenzometry změří deformaci, kterou vyvinula kapalina extravaskulárního katetru na membránu. Odporové tenzometry lze rozdělit do dvou základních kategorií na kovové a polovodičové. Kovové tenzometry disponují velkou přesností a polovodičové velikou citlivostí. Pokud potřebujeme dosáhnout velké přesnosti měření, zapojíme tenzometr do můstku. Můstek je napájen stejnosměrným napětím. Tenzometr v můstkovém zapojení slouží jako proměnná složka odporu. [9]

## 1.3 Měřicí komora



Obrázek 1.7 Schématické znázornění měřicí komůrky [upraveno z 9]

Měřicí komora je v samotné podstatě převodník mechanické veličiny, tj. tlaku kapaliny na snímací membránu s tenzometrem, který mechanické napětí transformuje na změnu elektrického odporu. Zapojením tenzometru do můstku Wheatsonova typu, je zajištěna stabilita měření a teplotní kompenzace. Výstupní veličinou je elektrické napětí, které se na monitoru životních funkcí zobrazí jako tlaková křivka s příslušnou číselnou hodnotou tlaku. Na obrázku 1.8. lze vidět obecné schéma komůrky katetru invazivního krevního tlaku a následně obrázek 1.6. ukazuje reálně jak měřicí komůrka vypadá.

Měřicí komora obsahuje membránu na jejíž spodní straně je připojený tenzometr, který vytváří proměnlivý odpor pro zapojení v elektrickém rozpoložení, které nazýváme Wheatstoneuv můstek. [15,16]

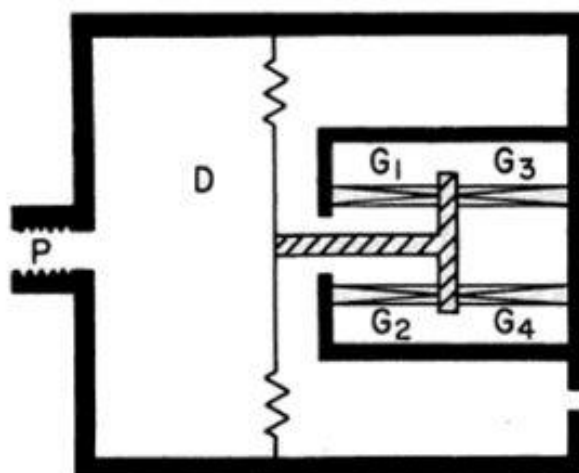
Systémy měření tlaku dnes obecně používají elektrické tenzometry založené na principu Wheatstoneova můstku. V tomto jednoduchém provedení je tenzometr proměnným odporem, jehož činnost závisí na skutečnosti, že když je elektrický vodič napnut, jeho odpor proti průtoku elektrického proudu vzrůstá v délce, tuto skutečnost využívá Wheatstoneuv můstek při převodu tlakového signálu na elektrický signál a vychází ze vzorce 1.2. [15,16]

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S} \quad 1.2$$

kde  $R$  je odpor [ $\Omega$ ],  $\rho$  je měrný elektrický odpor vodiče [ $\Omega \cdot m$ ],  $l$  je délka vodiče [m] a  $S$  je průřez vodiče [ $m^2$ ]

V schématickém znázornění snímače tlaku na níže uvedeném obrázku 1.9 je tlak přenášen přes port P a působí na membránu D, která je odváděna na atmosférický tlak na své protilehlé straně. V ilustraci je membrána upevněna na svém spodním povrchu k pístu, který je zase připojen ke čtyřem vodičům, G1 až G4, jak je znázorněno na obrázku. Způsob upevnění je takový, že zvýšením tlaku na membránu se zvyšuje

elektrický odpor  $G_1$  a  $G_2$  a má opačný efekt na  $G_3$  a  $G_4$ . Ve Wheatstoneově můstku jsou  $G_1$  až  $G_4$  připojeny ke zdroji napětí. Pokud jsou všechny čtyři odpory stejné, je můstek vyvážený a pak přesně polovina napětí ze zdroje existuje na spojení  $G_1$  a  $G_4$  a druhá půlka na spojení  $G_2$  a  $G_4$ . Mezi výstupními svorkami tedy není žádný proud. Když je však aplikován tlak na membránu, můstek je nevyvážený, takže spojení  $G_1$  a  $G_4$  se stává záporným a proud protéká výstupními svorkami. Na nevyváženém můstku tedy protéká elektrický proud, který je přenesen na zesilovací obvod patientského monitoru. Většina převodníků vyprodukuje signál o velikosti okolo  $50 \mu\text{V}$  pro každých 10 mm tlaku vytvořených na membránu tohoto převodníku. Monitor následně zesílí signál přibližně 5krát až 10krát, aby se vytvořil viditelný signál na obrazovce monitoru. Jelikož pohyb membrány je nutný, aby ve Wheatstoneově můstku protékal elektrický proud, musí se stacionární objem tekutiny skutečně pohybovat katétrem a spojovací hadičkou, aby se vytvořil zaznamenaný tlak. Použitím nízkoobjemového převodníku s malým objemem komory se zlepšuje frekvenční charakteristika odezvy měřicího systému. Vyvažování převodníku je jednoduše proces, při kterém je do obvodu interpolován proměnlivý odpor, takže při libovolném základním tlaku může být napětí přes výstupní svorku sníženo na nulu. [15,16]



Obrázek 1.8 Schématické znázornění zapojení Wheatstoneova můstku [15]

Přesná reprodukce biologického signálu vyžaduje systém, který může věrně reprodukovat frekvence až 20 Hz. Důsledkem nedostatečné frekvenční odezvy je zobrazení tlaku pod hodnotou skutečného fyziologického signálu. To může nastávat nejčastěji, pokud jsou srdeční frekvence rychlé a tlakové vlny obzvláště strmé, tj. v tuhé cévní soustavě, například u starších pacientů s hypertenzí a arteriosklerózou. Spojení mezi pacientem a převodníkem ovlivňuje frekvenční křivku. Systém naplněný kapalinou má reálnou frekvenční odezvu. [15,16]

Jedním z hlavních zdrojů chyb je délka trubice spojující katétr s převodníkem. Důvodem je, že délka hadičky zvyšuje přirozený pokles frekvence. Výsledné zesílení vytvořené na obvodu zesilovače způsobí, že hodnota tlaku překročí skutečný fyziologický signál. Při použití příliš dlouhého kusu spojovací hadičky je křivka odezvy systému

posunuta doleva tak, že při 20 Hz může monitor vyhodnotit krevní tlak jako vysoký v důsledku zesílení v připojovací hadičce. Čtení monitoru v této situaci by přeceňovalo krevní tlak v důsledku zesílení v připojovací hadici. Další chybou je tlumení, které představuje ztrátu fyziologického signálu v přenosové soustavě. Vytvoření elektrického signálu závisí na pohybu membrány převodníku. Pokud se tedy část signálu ztratí nebo sníží předtím, než se přeneše na membránu bude výsledný signál zmenšený oproti skutečnému, protože na membránu nebyl aplikován celý tlak fyziologického signálu. [15,16]

## 1.4 Možné chyby při měření invazivního krevního tlaku

Přímé techniky pro měření krevního tlaku jsou schopny detekovat dynamické změny tlaku (tvar vlny) zavedením sensorového prvku přímo do cévního řečiště, nebo prostřednictvím hydraulického spojení snímače s průtokem, obvykle prostřednictvím katétru naplněného roztokem chloridu sodného. [17]

Velmi častým zdrojem chyb je poměr mezi průměry katétru a cévou. Vnější průměr použitého katétru by neměl být větší než 10 % vnitřního průměru cévy, aby nedošlo k významnému snížení plochy průřezu cévy, která by změnila měření tlaku. Pro snížení této chyby musí být zvolen průměr použitého katétru podle cévy, ve které se měření provádí, a podle věku pacienta. [17]

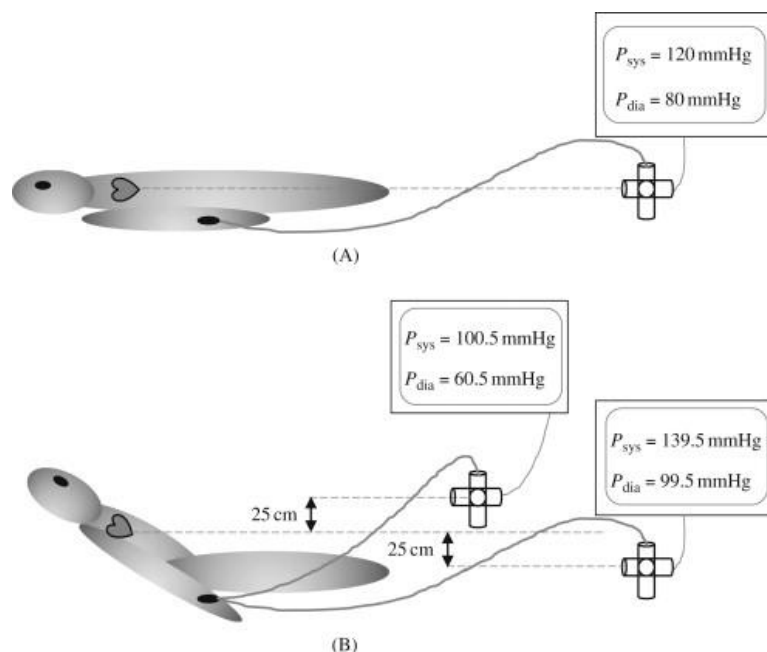
Při použití snímače tlaku pro intravaskulární měření se senzorem vloženým do cévního řečiště i při použití katétru naplněno tekutinou je třeba věnovat pozornost změnám statického tlaku v důsledku kinetických a potenciálních energií tekutiny. Bernoulliho rovnice uvádí vztah zachování energie v kterékoliv části nádoby s prouděním tekutiny. Zdánlivý tlak (měřený snímačem) je součtem statického tlaku (což je skutečná hodnota tlaku), kinetické složky (v důsledku rychlosti proudění krve) a potenciální složky (pokud je sloupec kapaliny mezi senzorem a krevním výstupem ze srdce). Rovnice 1.3 určuje zdánlivý tlak: [17]

$$P_a = P_s + g \cdot h \cdot \rho + \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \quad 1.3$$

kde  $P_a$  je zdánlivý tlak (naměřený) [Pa],  $P_s$  je statický tlak [Pa],  $\rho$  je hustota kapaliny (průměrná hustota přibližně 1 060 kg/m<sup>3</sup> pro krev) [kg/m<sup>3</sup>],  $g$  je gravitační zrychlení (9,8 m/s<sup>2</sup>) [m/s<sup>2</sup>],  $h$  je výška sloupce tekutiny [m] a  $v$  je rychlost proudění [m/s] [17]

Pokud je k měření arteriálního krevního tlaku použit extravaskulární senzor, měl by být vnější senzor přibližně ve stejné výšce jako krevní výstup ze srdce, jinak je mezi nimi vytvořen kapalný sloupec, který vytváří potenciální energetický rozdíl, který změní hodnotu arteriálního tlaku. Nejistota výškového rozdílu výstupu krve ze srdce do externího snímače je zodpovědná za hodnoty tlaku vyšší nebo nižší než skutečný. Obrázek 1.9 ukazuje, jak tento výškový rozdíl ovlivňuje hodnotu tlaku. Pokud

je krevní výstup ze srdce výš než senzor, je zdánlivý tlak větší než statický tlak a je-li snímač výš, je hodnota tlaku menší. Rozdíl 25 cm způsobuje chybu přibližně 20 mmHg, jak v systolickém, tak v diastolickém tlaku, nad nebo pod skutečnou hodnotou. Tato skutečnost vychází ze vzorce 1.4. [17]



Obrázek 1.9 Znárodnění chyby vytvořené špatnou polohou snímacího katetru [17]

$$P_h = h \cdot \rho \cdot g \quad 1.4$$

kde  $P_h$  je hydrostatický tlak tekutiny [Pa],  $h$  je výškový rozdíl sloupce tekutiny mezi tělem pacienta a senzorem [m],  $\rho$  je hustota tekutiny v katetru [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ] a  $g$  je gravitační zrychlení (cca  $9,8 \text{ m}/\text{s}^2$ ) [ $\text{m}/\text{s}^2$ ]

Pravděpodobně největším a nejčastějším zdrojem chyb je vytvoření trombu na vstupu krve do katetru, který ucpe celý systém. Dojde k zatlumení neboli snížení tlakových pulzací, ale střední arteriální tlak je zachován.

Simulátor invazivního krevního tlaku nebude schopen tyto chyby identifikovat, ale jeho připojením na monitor vitálních funkcí můžeme jednoduše zjistit, zda je chyba na monitoru, nebo zda chyba signálu nastává ještě před zobrazením na monitoru. Simulátor pošle na monitor referenční signál o předem známé velikosti a pokud se na monitoru zobrazí hodnota jiná než referenční, lze předpokládat, že modul měření invazivního krevního tlaku, či jiná část monitoru vitálních funkcí je poškozený.

## 1.5 Cíle práce

Z výše uvedeného vyplívá, že i když trh nabízí různé druhy simulátorů ke komerčnímu prodeji, jde o finančně náročná a také rozměrná zařízení, kterými není možné standardně vybavit všechny biomedicínské a klinické techniky, případně inženýry.

Klinická praxe vyžaduje zařízení menší a multifunkční, tak aby se zařízení mohlo přizpůsobit technikům na různých pracovištích s různým technickým vybavením. Proto je žádoucí navrhnout zařízení na otevřené architektuře, jako je například Arduino, které umožní konstrukci simulátoru potřebných veličin a např. další rozvoj zařízení.

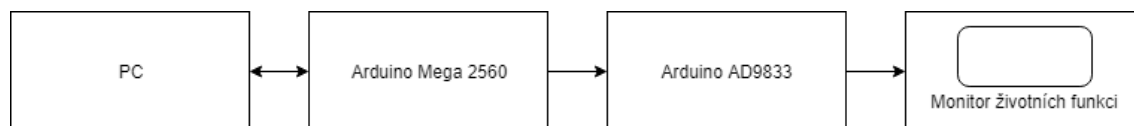
Cílem této práce je tedy navrhnout, realizovat a otestovat funkcionalitu prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku (IBP) pro patientské monitory životních funkcí.

Hlavními požadavky na prototyp simulátoru jsou:

- Minimalizovaná velikost zařízení – tzv. kapesní zařízení pro každodenní potřebu biomedicínského technika v klinické praxi.
- Náhrada typizované IBP komory (TruWave™ Disposable Pressure Transducer 510(k))
- Simulace sinusového signálu
- Simulace trojúhelníkového signálu
- Použitelnost zařízení na minimálně dvou typech monitorů životních funkcí
- Arduino platforma nebo podobná

## 2 Návrh simulátoru invazivního krevního tlaku

Následující kapitola se zabývá dílčími částmi, které vedou k návržení simulátoru invazivního krevního tlaku. Jedním z požadavků na využití otevřené platformy Arduino nebo podobné, která umožňuje připojení široké škály externích zařízení a modulů, je žádoucí tyto komponenty využít. Při zvážení výše uvedených požadavků a možností periférií vyplývá struktura simulátoru IBP dle níže uvedeného schématu.

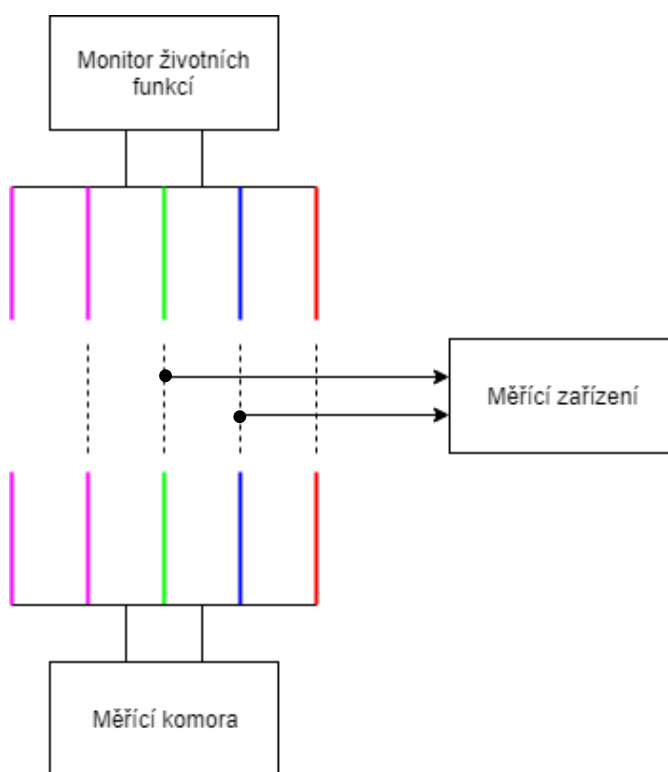


Obrázek 2.1 Blokové schéma prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku

Obrázek 2.1. znázorňuje blokové schéma simulátoru invazivního krevního tlaku. Při tvorbě blokového schématu byly zohledněny požadavky na navrhované zařízení a možnosti mikroprocesoru Arduino.

### 2.1 Analýza katetru pro měření invazivního krevního tlaku

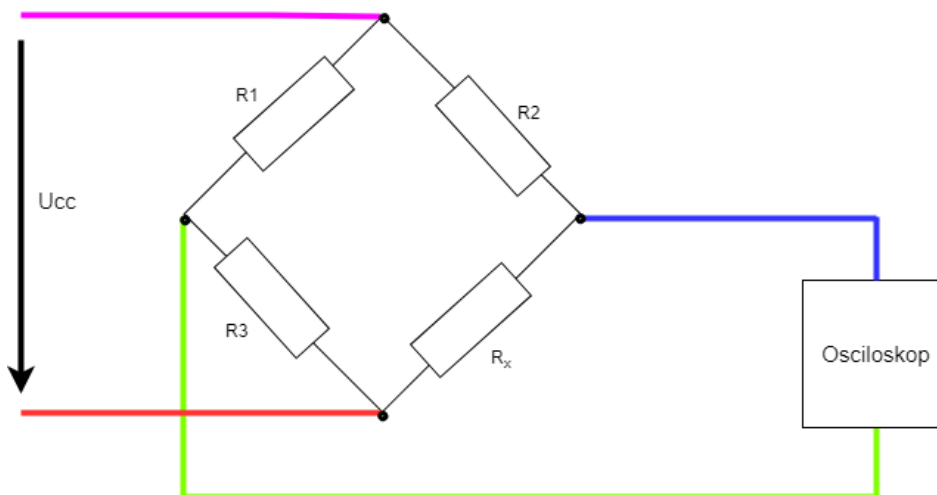
Dekompozicí pracovní komůrky byl odhalen tenzometr a vodiče, které z komůrky vystupují. V laboratoři bylo provedeno měření pomocí osciloskopu a multimetru, kvůli identifikaci funkce jednotlivých vodičů v rámci Wheatstonova můstku.



Obrázek 2.2 Schématické znázornění vodičů katetru invazivního krevního tlaku

Na desku nepájivého pole jsem připojila jednotlivé vodiče kabelu katetru invazivního krevního tlaku a propojila je pro zjišťování postavení jednotlivých vodičů v můstku. Přerušovaná čára na obrázku 2.2 značí propojení vodičů kabelu katetru invazivního krevního tlaku na desce nepájivého pole. Analýzou měřicí komory bylo zjištěno, že levé dva vodiče (na obrázku 2.2 růžovou barvou) slouží pro signalizaci připojení měřicí komory katetru invazivního krevního tlaku k monitoru životních funkcí. Správnost dedukce byla potvrzena naměřením stejného odporu na obou vodičích. Při zapojení jednoho z těchto vodičů s pravým vodičem (na obrázku 2.2 červenou barvou) je zajištěné napájení měřicí komory o velikost 5 V. Zbývající vodiče, druhý a třetí zprava (na obrázku 2.2 modrou a zelenou barvou) jsou vodiče připojené na diagonálu můstku. Na tyto dva vodiče je připojené měřicí zařízení pro určování napětí na diagonále.

Z výše zmíněného vyplývá schéma Wheatstoneova můstku na obrázku 2.3. Barevné značení tohoto schématu koresponduje s barevným značením vodičů z obrázku 2.2. Odpor  $R_x$  prezentuje proměnný odpor



Obrázek 2.3 Schématické znázornění připojení vodičů Wheatstoneova můstku



## 2.2 Měření závislosti měřicí komory katetru invazivního krevního tlaku

Tato kapitola se věnuje výstupním závislostem měřicí komory katetru invazivního krevního tlaku. V návaznosti na získaná data je sestrojován prototyp simulátoru, který má příslušnou měřicí komoru nahrazovat.



Obrázek 2.4 Schéma zapojení kalibrátoru tlaku pro analyzování měřicí komory

Schéma na obrázku 2.4 představuje zapojení, kdy byl pomocí kalibrátoru přiváděn tlak přes měřicí komoru na monitor životních funkcí. Toto zapojení umožňuje sledovat závislost tlaku, který je přiváděn z kalibrátoru před měřicí komoru na monitor životních funkcí. Na kalibrátoru jsem nastavovala hodnoty tlaku v jednotkách kPa a sledovala hodnoty zobrazené na monitoru životních funkcí. Kalibrátor tlaku má jako výstup pouze přímku o určité hodnotě tlaku, jelikož dává pouze souvislou hodnotu tlaku, která nijak v čase nemění svou velikost. Údaje z tohoto zapojení jsou uváděny v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Údaje získané analýzou měřicí komory

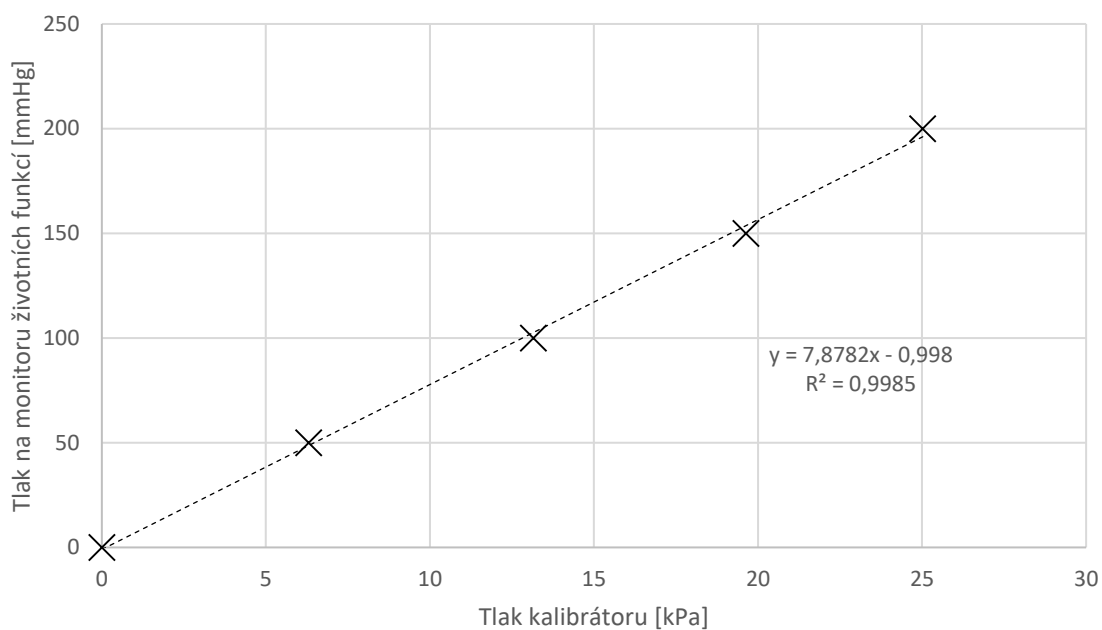
Hodnota tlaku na monitoru životních funkcí [mmHg]	Tlak na kalibrátoru [kPa]	$U_D$ [mV]
0	0	0
50	6,30	1,19
100	13,15	2,47
150	19,63	3,73
200	25,02	4,98

Získané výstupní hodnoty demonstrují lineární závislost, kdy odpor je funkcí tlaku a zároveň napětí, které je detekováno na diagonále, je funkcí tlaku.

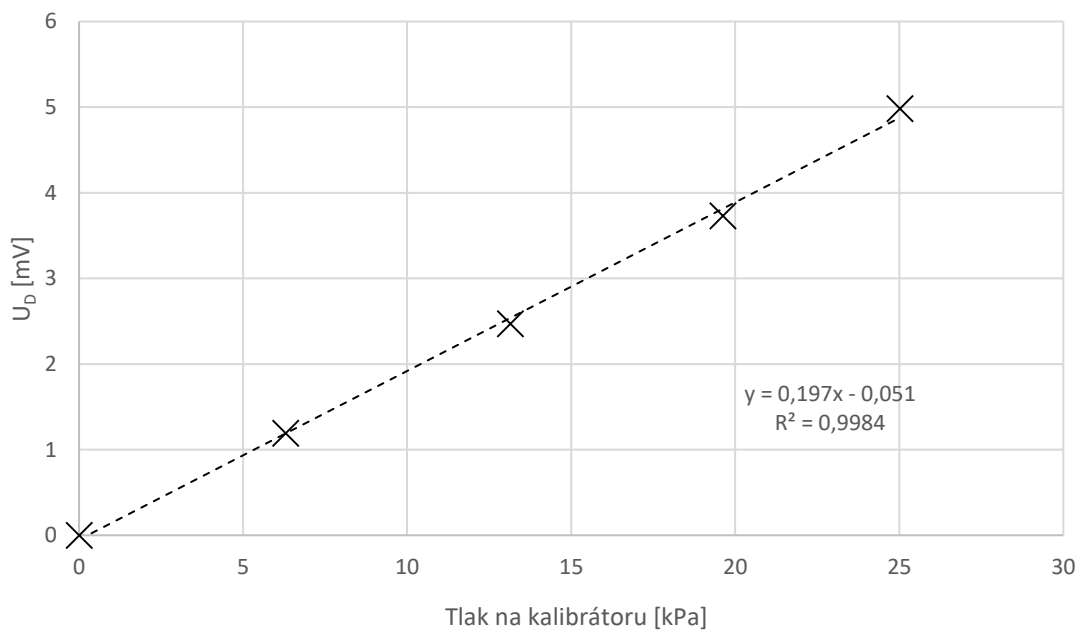
$$R = f(p) \quad 2.1$$

$$U = f(p) \quad 2.2$$

Údaje z tabulky 2.1 jsou vyexportovány do grafu na obrázku 2.5 a grafu na obrázku 2.6 pro grafickou demonstraci závislosti.

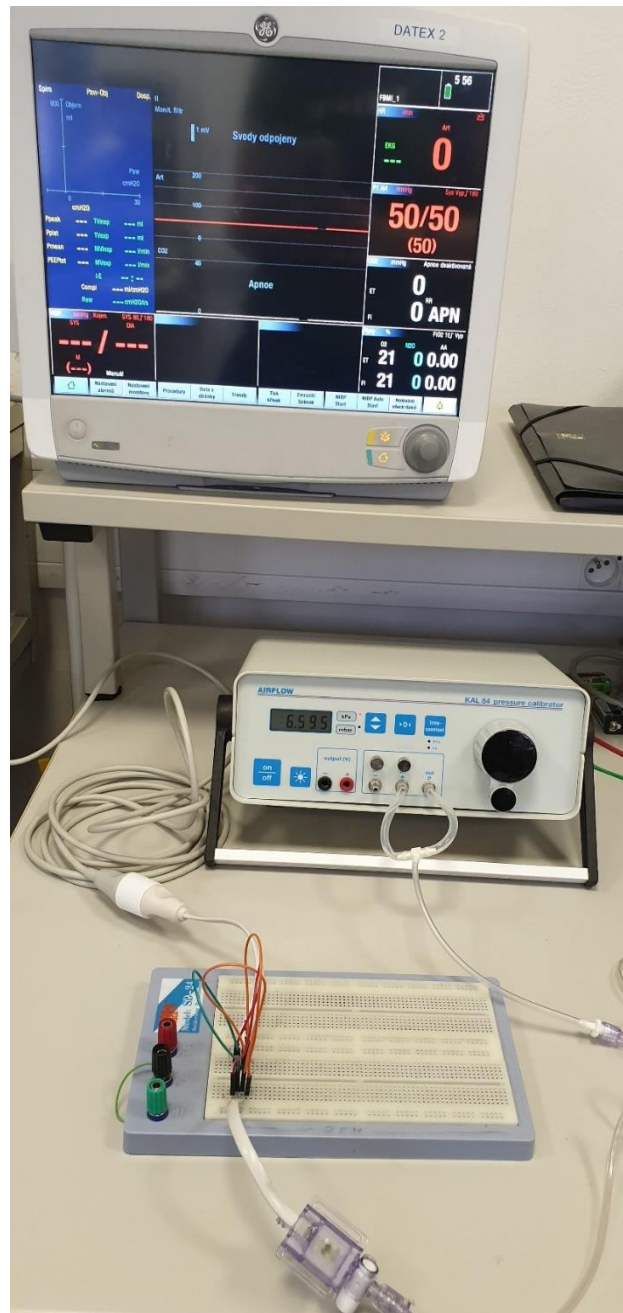


**Obrázek 2.5 Graf závislosti tlaku na monitoru životních funkcí na tlaku kalibrátoru**



**Obrázek 2.6 Graf závislosti napětí na diagonále na tlaku kalibrátoru**

Při zapojení na obrázku 2.7 jsem simulovala hodnotu tlaku 50 mmHg. Stejně zapojení bylo pro proměřování všech hodnot z tabulky 2.1.



Obrázek 2.7 Zapojení kalibrátoru tlaku pro analyzování měřicí komory

## 2.3 Generátor signálu invazivního krevního tlaku

Generátor signálu mění napájecí energii zdroje na energii produkovaných kmitů. Pomocí funkčního generátoru nejčastěji zjišťujeme vlastnosti elektronických zařízení. Velmi přesné generátory se mohou používat při kalibracích přístrojů jako normála.

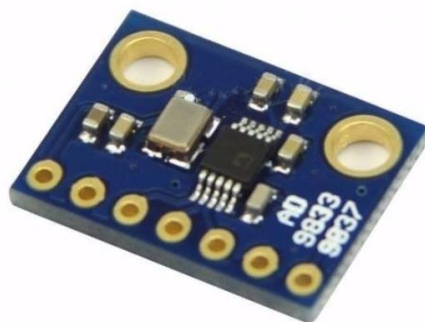
Programovatelný generátor signálů jsem připojila k základní desce Arduino Mega. Tento modul v závislosti na kódu dokáže generovat křivky ve tvaru sinus, trojúhelník a obdélník a lze u nich měnit frekvenci a fázový posuv.



Obrázek 2.8 Základní deska Arduino Mega 2560 [20]

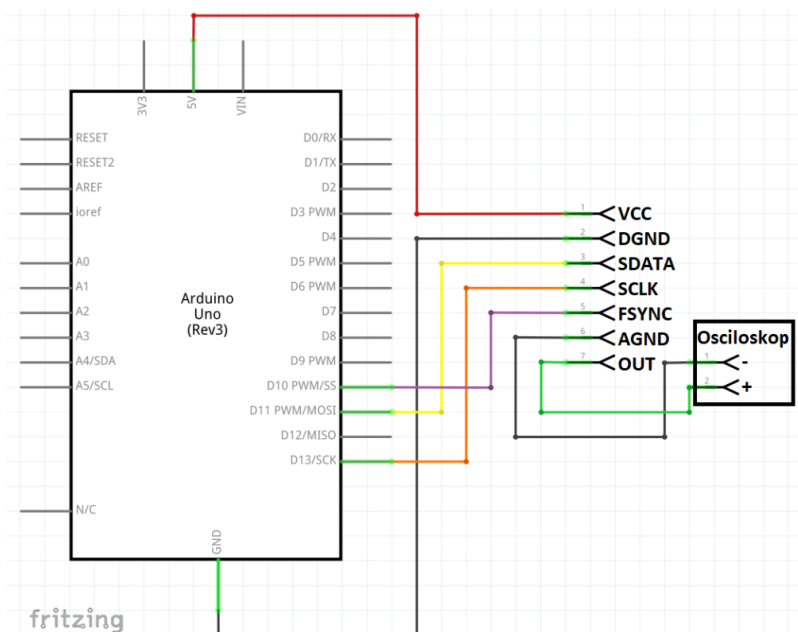
Arduino Mega 2560 má 54 digitálních vstupních / výstupních pinů (z toho 15 lze použít jako výstupy PWM (pulzně šířková modulace)), 16 analogových vstupů, 4 UART (hardwarové sériové porty), 16 MHz krystalický oscilátor, připojení USB, napájecí konektor, záhlaví ICSP (In-System Programming) a tlačítko reset, které použijeme pokud potřebujeme smyčku programu spustit od začátku. Napájení desky je řešeno pomocí jednoho USB konektoru, který přijímá 5 V z externího napájecího zdroje, který může být buď PC nebo externí USB nabíječka. Simulátor je také možné napájet prostřednictvím baterie. Pokud je připojen zdroj 5 V stejnosměrného napětí, je baterie nabíjena modulem nabíječky, který je připojen k napájecímu obvodu. Deska Mega 2560 je kompatibilní s většinou příslušenství určených pro Arduino Uno a starší desky Duemilanove nebo Diecimila. [20]

Základ mého prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku je malý a programovatelný generátor funkcí. Jedná se o přídavný modul, který obsahuje integrovaný obvod AD9833. Integrovaný obvod generátoru funkcí je ústřední částí návrhu, řízený prostřednictvím rozhraní SPI s možností generovat čtvercové, sinusové, trojúhelníkové vlny s možností frekvenční modulace. [21]



Obrázek 2.9 Programovatelný generátor funkcí [21]

Zapojení vychází z potřeb aplikace. Pro fungování je potřebné propojení jednotlivých pinů. Pin VCC složí pro připojení napájení a pin DGND pro připojení uzemnění. Pin SDATA slouží pro přenos dat mezi generátorem signálů a základní deskou. Pin SCLK slouží pro synchronizaci. Pin FSYNC složí pro vzájemnou komunikaci generátoru signálů se základní deskou. Piny AGND a OUT slouží pro napojení na osciloskop či jiné zobrazovací zařízení.

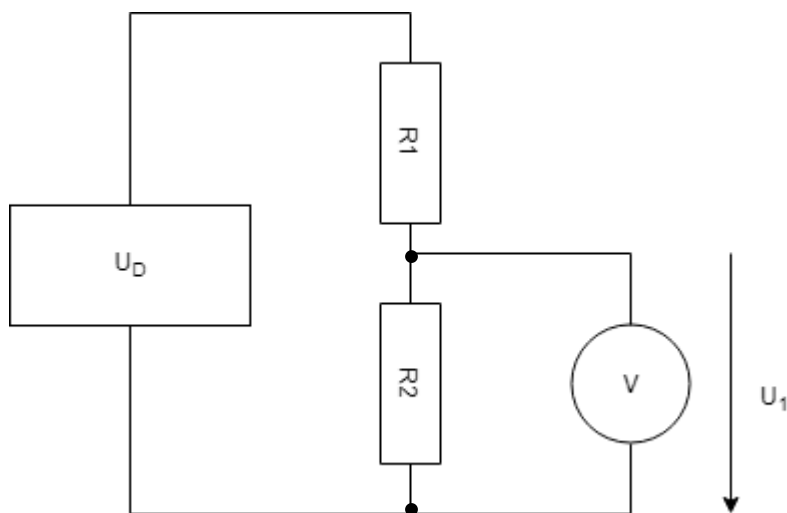


Obrázek 2.10 Schéma zapojení programovatelného generátoru funkcí se základní deskou [21]

Podle obrázku 2.10 jsem připojila prototyp simulátoru k osciloskopu. Schéma je pro základní desku Arduino Uno. Toto schéma jde použít i pro zapojení s Arduino Mega, jelikož příslušné piny jsou na obou deskách. Výstupní pin 1 VCC jsem připojila na pin

základní desky pro napájení 5 V. Pin 2 DGND je propojený s pinem GND (uzemnění) základní desky. Pin 3 SDATA je napojen na pin 51 základní desky. Pin 4 SCLK je napojen na pin 52. Pin 5 FSYNC je napojen na pin 53. Pin 6 AGND a pin 7 OUT jsou připojeny k osciloskopu.

Výstupní napětí se v závislosti na nastavení pohybuje v rozmezí od 38 mV do 650 mV. Pro redukci výstupního napětí byl použit napěťový dělič, který je znázorněn na obrázku 2.11.



Obrázek 2.11 Schéma napěťového děliče

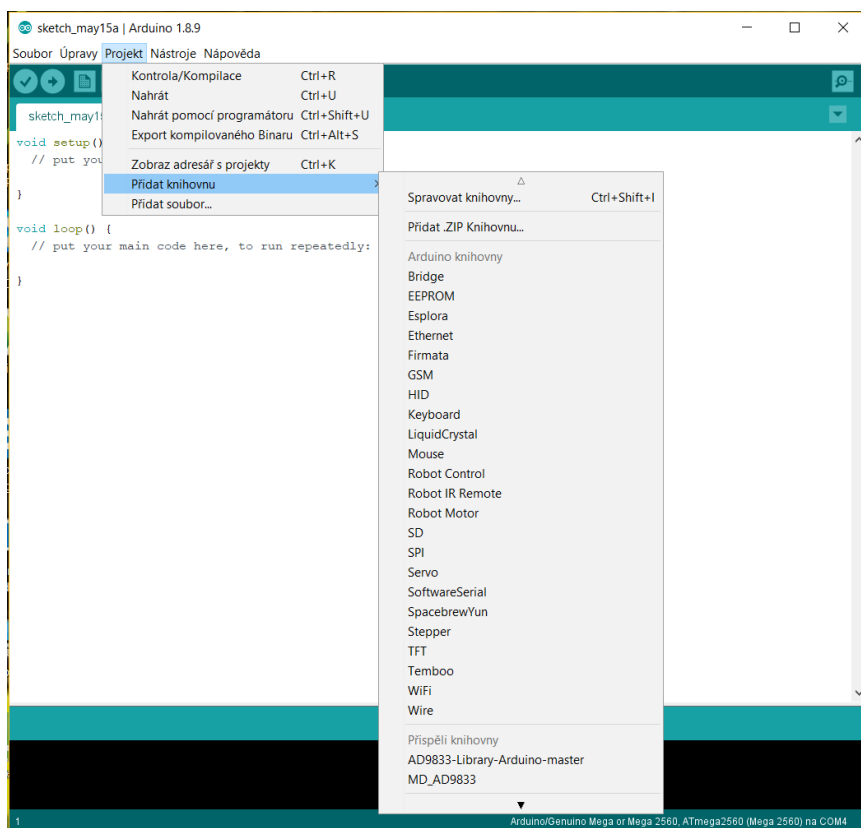
$$U_D = U_1 \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad 2.3$$

kde  $U_D$  je napětí přiváděné na dělič napětí [V],  $U_1$  je výstupní napětí děliče [V] a  $R_1$  a  $R_2$  jsou děliče napětí [ $\Omega$ ]

## 2.4 Programovací prostředí Arduino

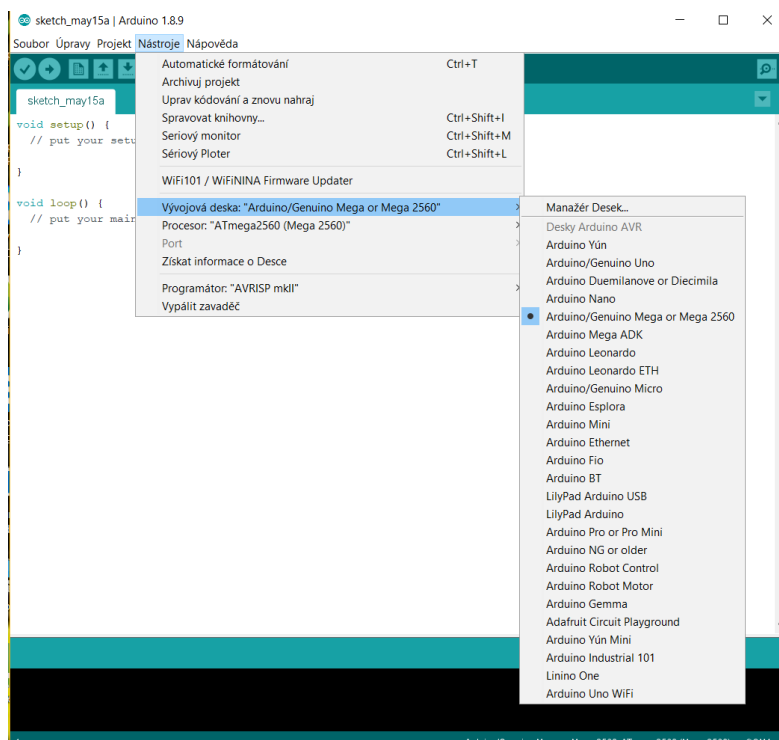
Arduino IDE (integrated development environment = integrované vývojové prostředí) je programovací prostředí pro arduino. Napsán je v jazyce Java. Arduino IDE je volně přístupné ke stažení. Na oficiálních internetových stránkách Arduino [22] jsem si stáhla verzi pro operační systém Windows ve formátu ZIP. ZIP archiv je po rozbalení již plně funkční. Software Arduino obsahuje další soubory, jako například složka Drivers, která obsahuje ovladače pro komunikaci Arduina s příslušným počítačem. Důležitá je složka Libraries, která obsahuje jednotlivé knihovny a do kterých se další rozšiřující knihovny pro Arduino ukládají. Pro spuštění vývojového prostředí otevřeme soubor arduino.exe. [22]

Důležitá je záložka *Projekt*, kde po rozbalení je součástí záložka přidat knihovnu. Zde se zobrazí jednotlivé knihovny, které jsou součástí souboru a zároveň se zde zobrazí knihovny, které se přidají (viz obrázek 2.12). [22]



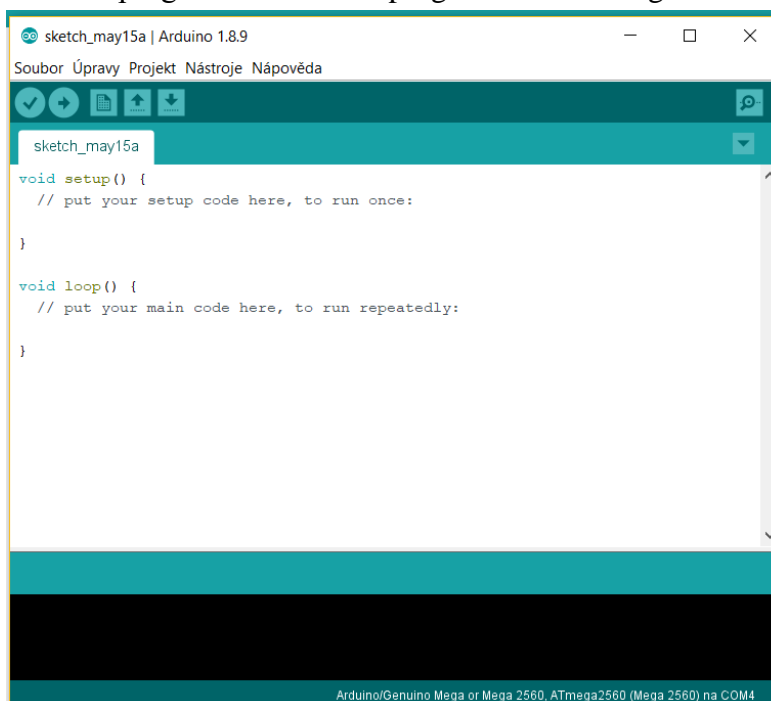
Obrázek 2.12 Knihovny programovacího prostředí Arduino

V záložce *nástroje* je potřeba zvolit vývojovou desku, se kterou pracujeme. Obrázek 2.13 zobrazuje navolení desky Arduino Mega, která je použita pro můj prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku.



**Obrázek 2.13** Zvolení vývojové desky v programovacím prostředí Arduino

V nastaveném programovacím prostředí jsou přítomny dva bloky programu. Úvodní blok obsahuje funkci `void setup () { }` a `void loop () { }` (viz obrázek 2.14). Tyto dvě funkce jsou základní součástí programu a bez nich program nebude fungovat.



**Obrázek 2.14** Programovací prostředí Arduino



Před tyto funkce je nutné provést připojení potřebné knihovny a definovat propojovací pin desky Arduino Mega s generátorem signálů. Po definování propojovacího pinu zahájím vzájemnou komunikaci generátoru signálů se základní deskou (viz obrázek 2.15).

```
// připojení potřebné knihovny
#include <AD9833.h>
// definice propojovacího pinu FSYNC
#define pinFsync 53
// inicializace modulu z knihovny s nastavením pinu FSYNC
AD9833 gen(pinFsync);
```

Obrázek 2.15 úvodní část kódu

Do složených závorek funkce *void setup* zadáváme ty části kódu, které zařízení provede pouze jednou. V této funkci zahajuji komunikaci programu po sériové lince s počítačem pro nahrání kódu do Arduina a propojuji příslušný generátor signálů. Jako výchozí výstupní signál jsem nastavila funkci sinus o frekvenci 1 Hz (viz obrázek 2.16). [22]

```
void setup() {
  // zahájení komunikace po sériové lince
  Serial.begin(9600);
  // propojení s modulem AD9833
  gen.Begin();
  // zapnutí výstupu s výchozím signálem sinus o frekvenci 1 Hz
  Serial.println("Start programu, sinus 1 Hz");
  gen.EnableOutput(true);
  delay(20000);
  // funkce delay(20000) nastaví zobrazení křivky na 20000 ms = 20 s
}
```

Obrázek 2.16 Kód funkce *void setup*

Do funkce *void loop* zadáváme části kódů, které se budou opakovat ve smyčce. Kód uvedený za dvojitým lomítkem není programem přečten a slouží tedy jako poznámka či komentář, popřípadě pokud potřebujeme vyřadit dočasně část kódu.

Jako první ve funkci smyčky nechávám na výstup exportovat trojúhelníkový signál o frekvenci 1 Hz. V dalším kroku změním frekvenci trojúhelníkového signálu na 2 Hz. Poté změním výstupní signál zpět na sinus o frekvenci 1 Hz. Závěrem restartuji modul pro získání nulového stavu (viz obrázek 2.17).

```
void loop() {  
  // zobrazení trojúhelníkového signálu o frekvenci 1 Hz do REG1 a jeho zobrazení na výstupu  
  Serial.println("Trojuhelnik 1 Hz");  
  gen.ApplySignal(TRIANGLE_WAVE, REG1, 1);  
  delay(20000);  
  
  // změna frekvence v REG1 na 2 Hz  
  Serial.println("Zmena trojuhelniku na 2 Hz");  
  gen.SetFrequency(REG1, 2);  
  delay(20000);  
  
  // přepnutí zpět na REG0  
  Serial.println("Prepnuti zpet na 1 Hz sinus");  
  gen.SetOutputSource(REG0);  
  delay(20000);  
  
  // reset modulu pro získání nulového stavu  
  Serial.println("Reset modulu");  
  gen.Reset();  
  delay(20000);  
}
```

Obrázek 2.17 Kód funkce *void loop*

### 3 Výsledky

Kapitola výsledky sumarizuje poznatky získané z předchozích kapitol pro realizaci prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku a splnění všech dílčích cílů bakalářské práce.

#### 3.1 Převodní charakteristiky komory IBP

Pro nahrazení měřicí komory katetru jsou podstatné převodní charakteristiky na monitor životních funkcí. Při připojení vodičů diagonály měřicí komory na generátor signálů jsem na monitoru pozorovala průběh signálu. Na generátoru jsem nastavovala křivky sinus a trojúhelník, které se přes kabel katetru převedly na monitor životních funkcí (viz obrázek 3.1) Na generátoru jsem nastavila hodnotu frekvence, která se na monitoru životních funkcí projevila jako hodnota tepové frekvence. Nastavená amplituda se projevila jako hodnota tlaku. Výstupní hodnoty jsou uvedeny v tabulce 3.1 a 3.2.

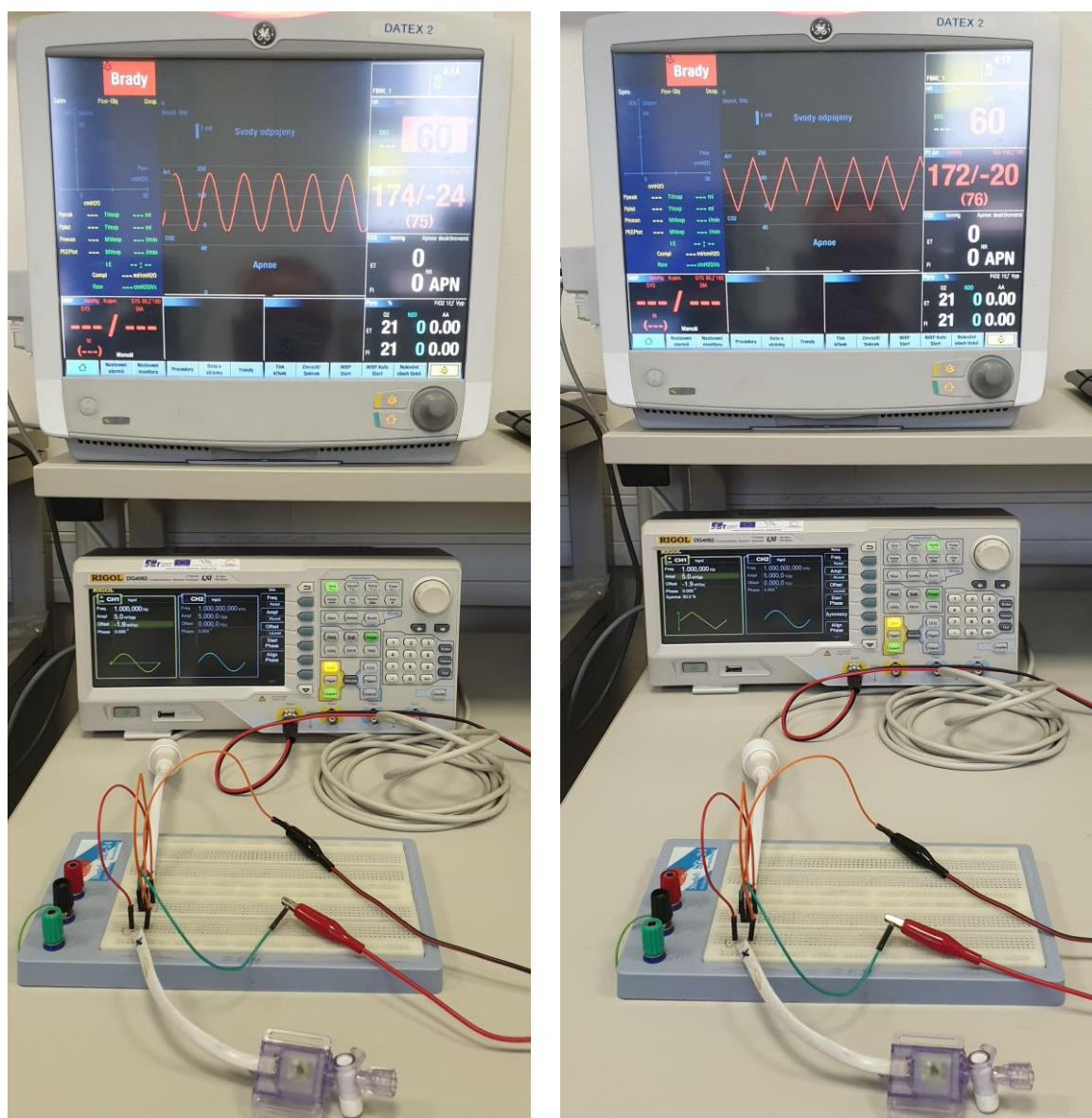
**Tabulka 3.1: Nastavené parametry a měřené hodnoty při simulování průběhu funkce sinus**

Generátor		Monitor životních funkcí	
Frekvence [Hz]	1	Tepová frekvence [tep/min]	60
Amplituda [mV]	5	Tlak [mmHg]	174

**Tabulka 3.2: Nastavené parametry a měřené hodnoty při simulování průběhu funkce trojúhelník**

Generátor		Monitor životních funkcí	
Frekvence [Hz]	1	Tepová frekvence [tep/min]	60
Amplituda [mV]	5	Tlak [mmHg]	172

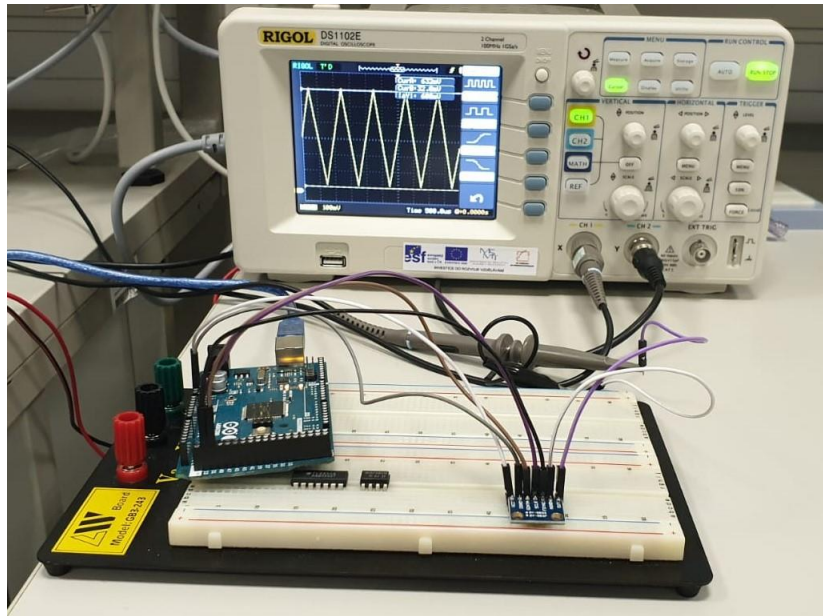
Obrázek 3.1 znázorňuje zapojení generátoru funkcí přes měřící komoru do monitoru životních funkcí. Levá část obrázku je vyobrazení funkce sinus a pravá část vyobrazuje funkci trojúhelník.



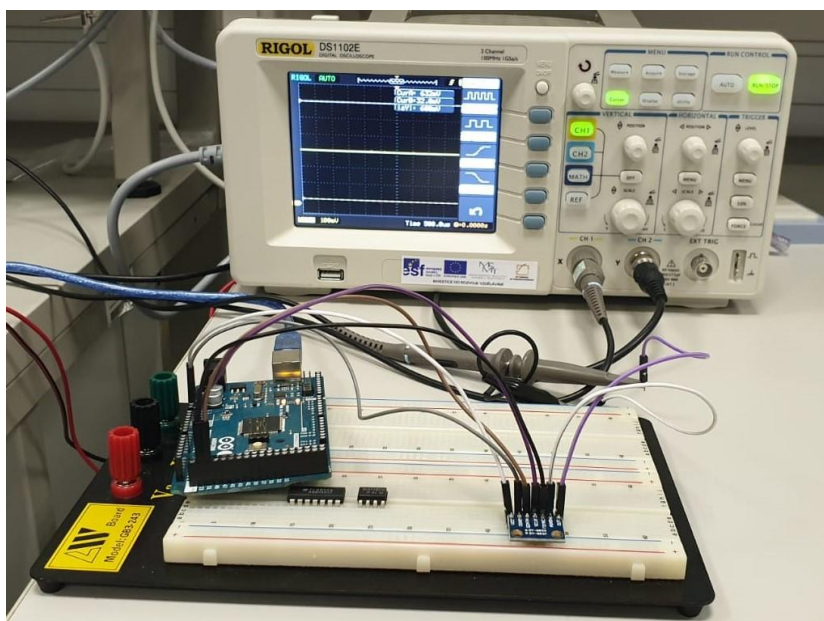
Obrázek 3.1 Připojení generátoru signálu přes měřící komoru na monitor životních funkcí s vyobrazením funkce sinus a trojúhelník

## 3.2 Testování prototypu simulátoru IBP na osciloskopu

Sestrojený prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku jsem v první části testování připojila na osciloskop (viz obrázek 3.2 a 3.3).



Obrázek 3.3 Výstup prototypu na osciloskopu pro funkci trojúhelník

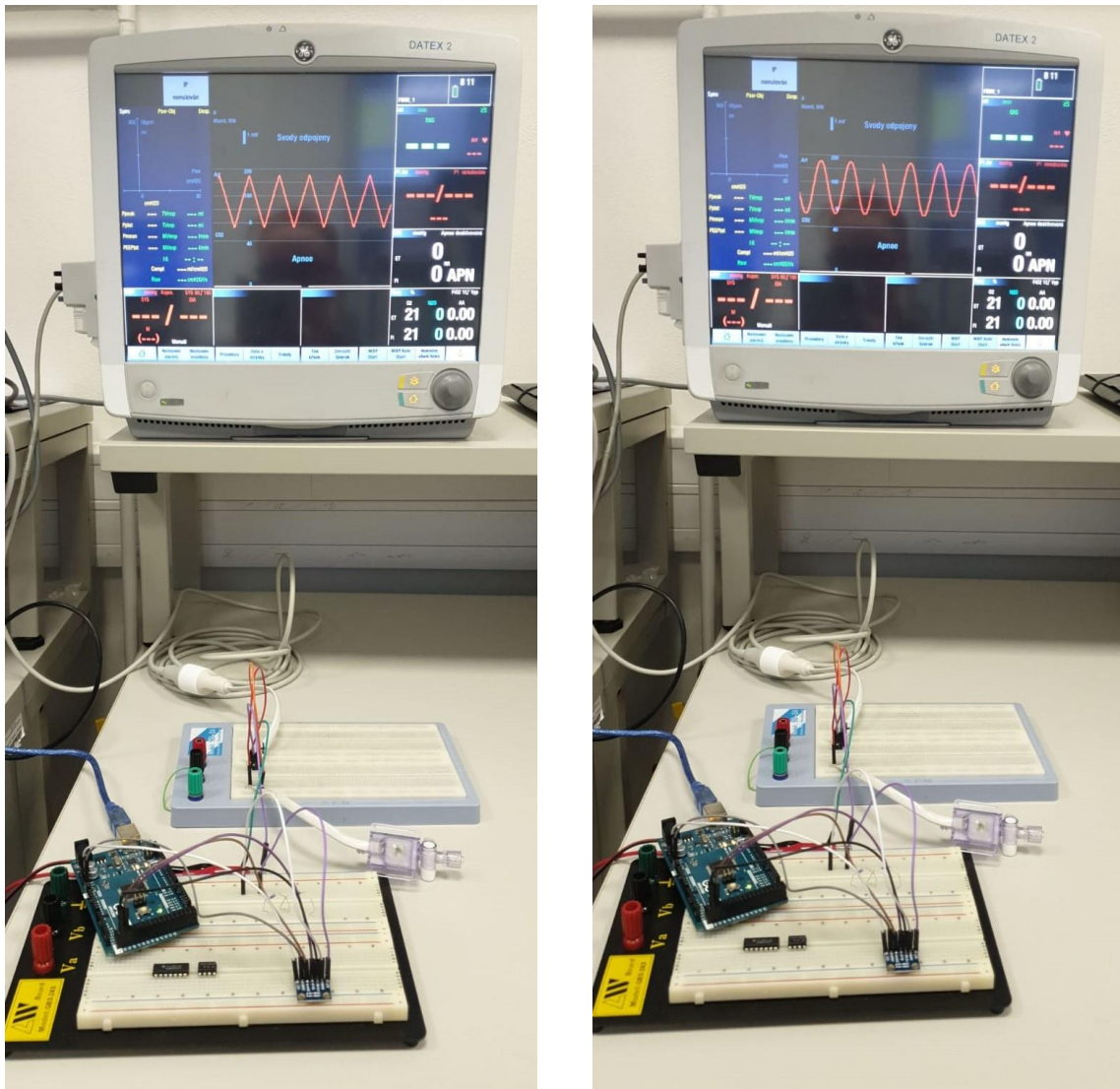


Obrázek 3.2 Výstup prototypu na osciloskopu pro nulovou hodnotu



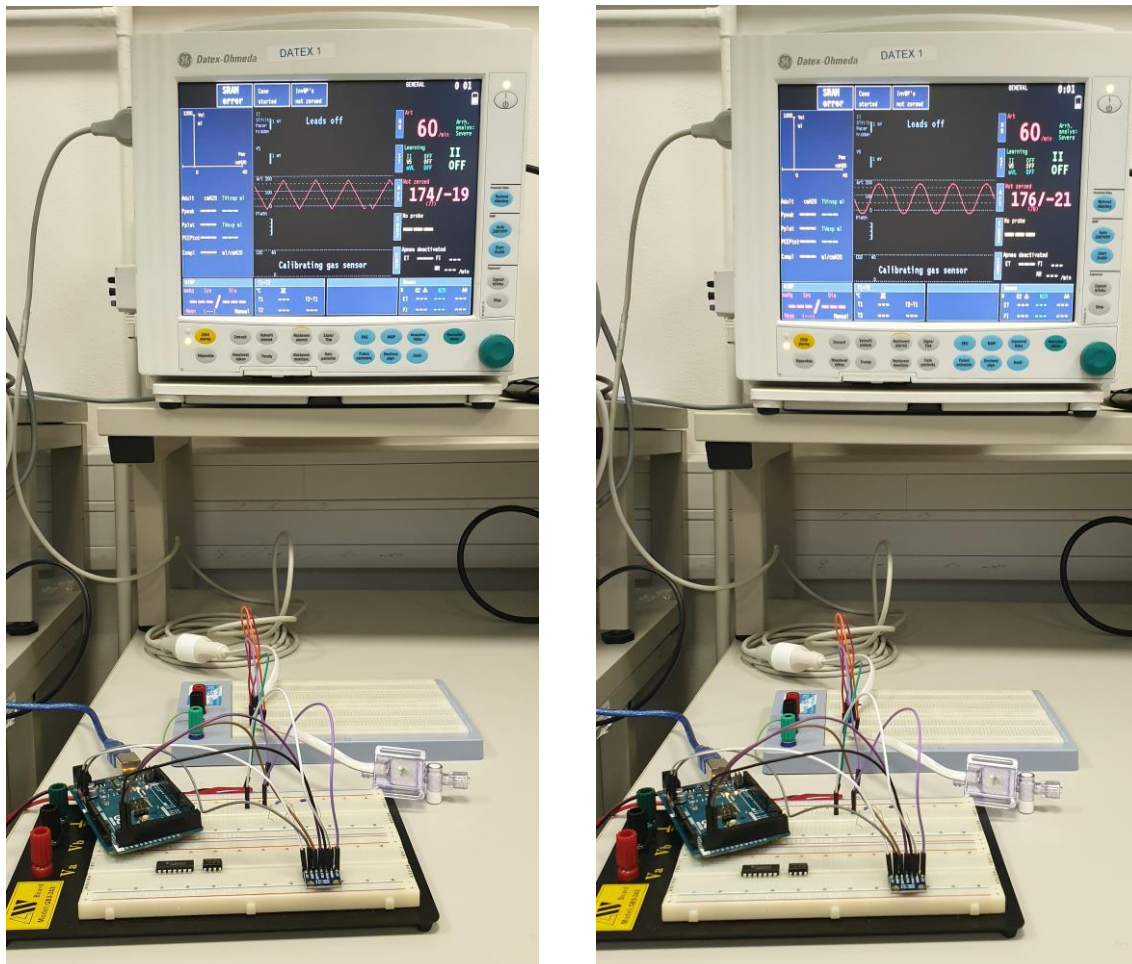
### 3.3 Testování prototypu simulátoru IBP na monitorech životních funkcí

Po otestování funkčnosti prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku na osciloskopu jsem provedla testování na dvou monitorech životních funkcí. Obrázek 3.4 zobrazuje výstup na monitoru životních funkcí pro monitor životních funkcí Datex careScape B 650 (GE, Finsko). V levé části obrázku je trojúhelníkový tvar signálu a v pravé části sinusový průběh.



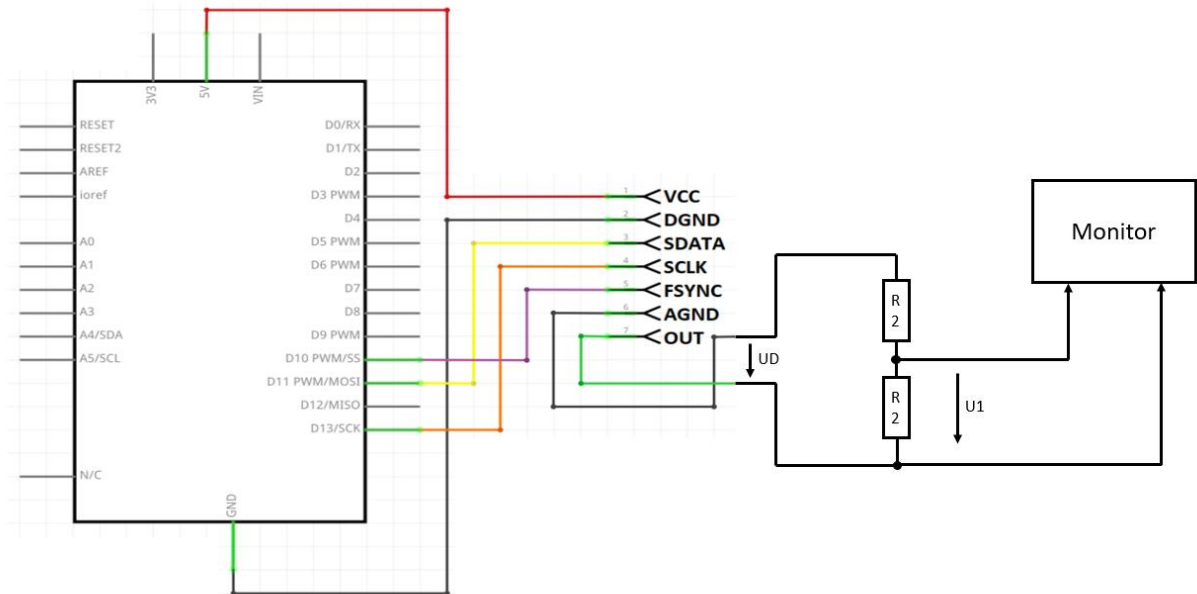
Obrázek 3.4 Výstup prototypu na monitoru životních funkcí Datex CaroScape v podobě sinusového a trojúhelníkového průběhu

Obrázek 3.5 zobrazuje testování na druhém monitoru životních funkcí Datex Ohmeda S/5 (GE, USA). V levé části obrázku je trojúhelníkový tvar signálu a v pravé části sinusový průběh.



Obrázek 3.5 Výstup prototypu na monitoru životních funkcí Datex Ohmeda v podobě sinusového a trojúhelníkového průběhu

Schéma na obrázku 3.6 je graficky znázorněno připojení prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku na monitor životních funkcí. V levé části obrázku je základní deska Arduino Mega 2560. Barevné čáry vycházející z příslušných pinů základní desky jsou spojeny s piny programovatelného generátoru. Výstup z generátoru je připojen na napěťový dělič pro zmenšení výstupního napětí z generátoru UD na hodnotu napětí  $U_1$ , které je přivedeno na monitor životních funkcí.



Obrázek 3.6 Schéma zapojení prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku na monitor životních funkcí



## 4 Diskuse

Hlavním výstupem práce je prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku. Prototyp je založený na otevřené platformě Arduino a nahrazuje měřicí komoru katetru invazivního krevního tlaku.

Při zjišťování převodních charakteristik měřicí komory uváděné v tabulce 3.1 a 3.2 odpovídala hodnota frekvence na generátoru 1 Hz hodnotě tepové frekvence na monitoru životních funkcí 60 tepů za minutu. V případě zvýšení frekvence na 2 Hz by došlo k adekvátnímu navýšení parametru tepové frekvence na monitoru životních funkcí na 120 tepů za minutu. Při nastavení amplitudy vstupního signálu 5 mV byla odpovídající hodnota tlaku na monitoru životních funkcí 174 mmHg pro funkci sinus respektive 172 mmHg pro funkci trojúhelník. Odchytky na výstupu monitoru jsou zanedbatelné vzhledem k limitaci chyby pro měřicí komoru katetru invazivního krevního tlaku a chyby přípustné pro monitor životních funkcí. V technických listech je uváděna přípustná chyba katetru  $\pm 1 \%$  [23] a přípustná chyba monitoru Datex Ohmeda S/5  $\pm 5 \%$  [24].

Vytvořila jsem program, který specifikoval výstupní funkce. Program propojuje základní desku s generátorem signálů a připojí k němu adekvátní knihovnu. Jako výchozí signál je nastavena funkce sinus o frekvenci 1 Hz. Je nastaveno zobrazování křivky na dobu 20 sekund pro ustálení zobrazení na monitoru životních funkcí. Takto naprogramovaný a připojený prototyp simulátoru se na monitoru zobrazí jako požadovaná křivka sinus. Nastavená frekvence 1 Hz se na jednom z monitorů vyobrazilo prostřednictvím tepové frekvence 60 tepů za minutu. Tento výchozí signál se zobrazí pouze při spuštění programu, jelikož je umístěn v části kódu, který zařízení provede pouze jednou. Po uplynutí intervalu 20 sekund program přepne funkci sinus na funkci trojúhelník, opět o velikosti 1 Hz a nechá vyobrazovat tuto křivku po dobu 20 sekund na monitoru životních funkcí. V dalším kroku je zvýšena frekvence funkce sinus na 2 Hz a po uplynutí 20 sekund je přepnuta funkce trojúhelník na funkci sinus s velikostí frekvence 1 Hz. Závěrem kódu je reset modulu a tím získání nulového stavu, který reprezentuje hodnotu atmosferického tlaku. Celá smyčka trvá 80 sekund. Pro použití prototypu simulátoru v klinické praxi je tato doba dostačující pro detekce chyb. Monitoring invazivního krevního tlaku je převážně pro urgentní případy, a tudíž není ani na zdlouhavé odhalování chyb prostor.

Testování prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku jsem provedla na dvou typech monitoru. Použila jsem monitor Datex careScape B 650 (GE, Finsko) a monitor Datex Ohmeda S/5 (GE, USA). Monitor Datex Ohmeda S/5 na svém výstupu kromě příslušné křivky zobrazuje hodnotu tepové frekvence v tepech za minutu a hodnotu krevního tlaku v mmHg. Na monitoru Datex careScape B 650 se tento výstup nezobrazil. To je pravděpodobně dáno detekčním algoritmem. Pro můj prototyp není ani tato hodnota

podstatná. Důležitým parametrem je zjištění funkčnosti přenosu mezi kabelem invazivního krevního tlaku a monitorem životních funkcí. Nebyl proveden test s vadným kabelem, ale lze přepokládat, že by se projevila přenosová chyba vlivem špatných kontaktů.

Výstupem na obou monitorech bylo vykreslení specifikované křivky. Propojení s monitorem bylo realizováno přes koncovou část kabelu katetru invazivního krevního tlaku. Křivka vyobrazena na monitoru životních funkcí nemá stejný průběh jako křivka krevního tlaku. Pro realizaci prototypu je však záměrně použit sinusový a trojúhelníkový průběh. Testování monitorů probíhá převážně za provozu a odlišnost křivky prototypu simulátoru od křivky invazivního krevního tlaku zajistí, aby nedocházelo k mylné záměně s fyziologickým signálem invazivního krevního tlaku při testování měřící linky. Na trhu je volně dostupný patientský simulátor s modulem invazivního krevního tlaku, který nabízí pouze možnost skokového nastavení statického tlaku [25].

V klinické praxi je možné prototyp použít pro detekování chyb modulu invazivního krevního tlaku monitoru životních funkcí. Pokud po připojení katetru na monitor není vyobrazena příslušná křivka, může být chyba jak v katetru invazivního krevního tlaku, tak v monitoru životních funkcí. Prvním řešením této situace bývá výměna katetru invazivního krevního tlaku. Pokud je katetr funkční a chyba je v monitoru životních funkcí, dochází k plýtvání spotřebního materiálu. Katetry jsou sterilně zabaleny a tím pádem rozbalený katetr nejde opětovně použít u dalšího pacienta. V případě, že připojený prototyp nevygeneruje signál na monitoru životních funkcí je pravděpodobná chyba v monitoru životních funkcí.

Během realizace prototypu byly zjištěny široké možnosti dalšího rozvoje zařízení. Jako základní desku je možné použít i jiné možnosti jako je například menší Arduino Nano. Tím lze dosáhnout minimalizace zařízení. Jako zdroj lze použít baterii místo počítače, čímž zajistíme možnost flexibilnějšího přenášení zařízení. Jako zdroj může být také použita powerbanka. Přidáním potenciometru by mohla být zajištěna možnost změny amplitudy a tím simulovat na monitoru životních funkcí různé stavy pacienta jako hypertenzní, hypotenzní, tachykardie, bradykardie, asystola, infarkt a v neposlední řadě také fyziologický stav pacienta. Další možností rozvoje je klávesnice. Ta by mohla mít buď na svých pinech naprogramované jednotlivé výstupy, anebo by mohla být možnost krokové změny jednotlivých parametrů. Platforma Arduino také nabízí možnost připojení LCD displeje.

## 5 Závěr

V bakalářské práci jsem navrhla a realizovala prototyp simulátoru invazivního krevního tlaku pro monitory životních funkcí. Zařízení je malé, snadno přenosné a finančně dostupné. Součástí prototypu simulátoru je základní deska Arduino Mega 2560, která je propojena pomocí desky nepájivého pole s programovatelným generátorem funkcí. Příslušný kód, který je součástí realizovaného prototypu definuje parametry výstupního signálu. Zařízení je napájeno přes USB, které je připojené na počítač. Pro možnost přenosu zařízení lze jako zdroj použít baterii nebo powerbanku.

Kódem je definovaná smyčka o délce 80 sekund. Připojením na monitor životních funkcí získáme na displeji monitoru křivku trojúhelníku o frekvenci 1 Hz, následně se změní frekvence křivky na 2 Hz. V dalším kroku se změní trojúhelníkový průběh na sinusový o frekvenci 1 Hz a posledním bodem smyčky je zobrazení nulového stavu, který prezentuje průběh atmosférického tlaku.

Prototyp byl otestován na dvou monitorech životních funkcí. Na monitoru Datex careScape B 650 a na monitoru Datex Ohmeda S/5. Oba monitory po připojení prototypu zobrazí požadovaný výstup, díky kterému lze zjistit funkčnost přenosu mezi kabelem katetru invazivního krevního tlaku a monitorem životních funkcí. Prototyp lze uplatnit v klinické praxi. Otevřená platforma Arduino zajišťuje možnosti dalšího rozvoje prototypu.

## Seznam použité literatury

- [1] KOFRÁNEK, Jiří a Tomáš KULHÁNEK. *Lékařské simulátory* [online]. 2014, 123-147 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: [http://creativeconnections.cz/medsoft/2014/Medsoft\\_2014\\_Kofranek.pdf](http://creativeconnections.cz/medsoft/2014/Medsoft_2014_Kofranek.pdf)
- [2] Němcová CSc, H. (2006). *Měření krevního tlaku*. Interní Med., 8(9), 396-400.
- [3] *Simulátor pacienta ProSim 8* [online]. Hradec Králové [cit. 2019-04-12]. Dostupné z: <https://www.blue-panther.cz/prosim-8>
- [4] *Univerzální simulátor pacienta Rigel UNI-SiM* [online]. Brno [cit. 2019-04-12]. Dostupné z: <http://www.trinstruments.cz/rigel-uni-sim>
- [5] KIJONKA, Jan a Marek PENHAKER. *Lectronic invasive blood pressure simulator device for patient monitor testing*. 2012. ISSN 1392-1215.
- [6] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [7] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [8] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [9] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [10] FABIÁN, Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku: Založené na oscilometrickém principu*. Praha, 2012. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky.
- [11] WIDIMSKÝ, Jiří, Renata CÍFKOVÁ, Jindřich ŠPINAR, et al. *Doporučení diagnostických a léčebných postupů u arteriální hypertenze – verze 2007: Cor et Vasa*. 2008 Sv. 50, 1. , 8-22.

- [12] CHARVÁT, Jiří. *Žilní vstupy: dlouhodobé a střednědobé*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5621-9.
- [13] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024713854.
- [14] MÁLEK, Jiří. *Praktická anesteziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5632-5.
- [15] MOSCUCCI, Mauro, ed. *Grossman & Baim's cardiac catheterization, angiography, and intervention*. 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, c2014. ISBN 978-1-4511-2740-9.
- [16] KAPOOR, Amar S. *Interventional cardiology*. New York: Springer-Verlag, c1989. ISBN 0-387-96783-4.
- [17] BUTTON, Vera Lucia da Silveira Nantes. *Principles of measurement and transduction of biomedical variables*. New York: Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier, [2015]. ISBN 0128007745.
- [18] MCMAHON, D.J. Arterial Lines & Pulmonary Artery Lines. [Http://facweb.northseattle.edu](http://facweb.northseattle.edu) [online]. North Seattle College, 2017, 2017 [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <http://facweb.northseattle.edu/cwood/EET286-Fall-2017/Presentations/Invasive%20BP%20Monitoring-2017-10-24-complete.pdf>
- [19] MAĎAR, Rastislav, Renata PODSTATOVÁ a Jarmila ŘEHOŘOVÁ. *Prevence nozokomiálních nákaz v klinické praxi*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1673-9.
- [20] ARDUINO MEGA 2560 REV3. In: *Arduino* [online]. [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://store.arduino.cc/mega-2560-r3>

[21] Programovatelný generátor signálu AD9833. In: *Arduino návody* [online]. [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/programovatelný-generator-signalu-ad9833.html>

[22] PROGRAMUJEME ARDUINO. In: *Arduino.cz* [online]. [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://arduino.cz/programujeme-arduino>

[23] *Návod k použití: Sada pro monitorování tlaku s tlakovým převodníkem TruWave na jedno použití* [online]. 2017 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: [https://cdn.boundtree.com/btm/products/Bound\\_Tree\\_Edwards\\_TruWave\\_Disposable\\_Pressure\\_Transducer\\_Kits\\_Directions\\_for\\_Use\\_8849340760094.pdf](https://cdn.boundtree.com/btm/products/Bound_Tree_Edwards_TruWave_Disposable_Pressure_Transducer_Kits_Directions_for_Use_8849340760094.pdf)

[24] *S/5 Light Monitor: Technical specifications* [online]. [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <http://overstockme.com/wp-content/uploads/2017/02/Datex-S5-Light-Patient-Monitor-Brochure.pdf>

[25] *Multi-Parameter Simulators Features - PS-2200 Series: Specifications* [online]. [cit. 2019-05-16]. Dostupné z: <http://www.bcgroupestore.com/Assets/PDF/DataSheets/BCBiomedicalPS2200SeriesSpecSheet.pdf>

## Seznam obrázků

Obrázek 1.1 Pacientský simulátor ProSim8 [4].....	11
Obrázek 1.2 Pacientský simulátor ProsSim 8 [3] .....	11
Obrázek 1.3 Měření krevního tlaku palpační metodou [10].....	14
Obrázek 1.4 Měření krevního tlaku oscilační metodou [10] .....	15
Obrázek 1.5 Katetrizace Seldingerovou punkční metodou [9].....	16
Obrázek 1.6 Měřicí komůrka se senzorem extravaskulárního katetru plněného tekutinou .....	17
Obrázek 1.7 Schématické znázornění měřicí komůrky [upraveno z 9].....	18
Obrázek 1.8 Schématické znázornění zapojení Wheatstoneova můstku [15] .....	19
Obrázek 1.9 Znázornění chyby vytvořené špatnou polohou snímacího katetru [17] .....	21
Obrázek 2.1 Blokové schéma prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku....	23
Obrázek 2.2 Schématické znázornění vodičů katetru invazivního krevního tlaku..	23
Obrázek 2.3 Schématické znázornění připojení vodičů Wheatstoneova můstku ....	24
Obrázek 2.4 Schéma zapojení kalibrátoru tlaku pro analyzování měřicí komory...	25
Obrázek 2.5 Graf závislosti tlaku na monitoru životních funkcí na tlaku kalibrátoru .....	26
Obrázek 2.6 Graf závislosti napětí na diagonále na tlaku kalibrátoru .....	26
Obrázek 2.7 Zapojení kalibrátoru tlaku pro analyzování měřicí komory.....	27
Obrázek 2.8 Základní deska Arduino Mega 2560 [20] .....	28
Obrázek 2.9 Programovatelný generátor funkcí [21] .....	29
Obrázek 2.10 Schéma zapojení programovatelného generátoru funkcí se základní deskou [21] .....	29
Obrázek 2.11 Schéma napěťového děliče.....	30
Obrázek 2.12 Knihovny programovacího prostředí Arduino .....	31
Obrázek 2.13 Zvolení vývojové desky v programovacím prostředí Arduino .....	32
Obrázek 2.14 Programovací prostředí Arduino .....	32
Obrázek 2.15 úvodní část kódu .....	33
Obrázek 2.16 Kód funkce <i>void setup</i> .....	33

Obrázek 2.17 Kód funkce <i>void loop</i> .....	34
Obrázek 3.1 Připojení generátoru signálu přes měřící komoru na monitor životních funkcí s vyobrazením funkce sinus a trojúhelník .....	36
Obrázek 3.2 Výstup prototypu na osciloskopu pro nulovou hodnotu .....	37
Obrázek 3.3 Výstup prototypu na osciloskopu pro funkci trojúhelník.....	37
Obrázek 3.4 Výstup prototypu na monitoru životních funkcí Datex CaroScape v podobě sinusového a trojúhelníkového průběhu .....	38
Obrázek 3.5 Výstup prototypu na monitoru životních funkcí Datex Ohmeda v podobě sinusového a trojúhelníkového průběhu .....	39
Obrázek 3.6 Schéma zapojení prototypu simulátoru invazivního krevního tlaku na monitor životních funkcí.....	40