

Dynamické řízení systémového cévního odporu modelu krevního řečiště

Dynamic Control of Systemic Vascular Resistance
of Vascular Model

Jan Larisch

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá dynamickým řízením modelu krevního řečiště. Zaměřuje se na problematiku systémového cévního odporu. Dále se zabývá návrhem a realizací elektronického ovládání cévního odporu. Ventil automaticky nastavuje hodnoty odporu na základě nastavených parametrů. Z celého systému dostáváme zpětnou vazbu na základě měření tlaku. Výstup je zdigitalizován. Na konci je vyhodnocení dosažených výsledků.

Klíčová slova

Falešná oběhová smyčka, krevní tlak, Windkesselův model, baroreflex, cévní odpor

Abstract

This bachelor thesis deal with Dynamic Control of Systemic Vascular Resistance of Vascular Model. It focuses on the issue of systemic vascular resistance. It also deals with the design and implementation of electronic control of vascular resistance. The valve automatically sets the resistance values based on the set parameters. We receive feedback from the entire system based on pressure measurements. The output is digitized. At the end is the evaluation of the achieved results.

Key words

Mock Circulatory Loop, Blood Pressure, Widkessel Model, Baroreflex, Vascular Resistance

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů.....	5
Seznam obrázků	6
Seznam tabulek	6
Seznam výpisů zdrojového kódu	7
1 Úvod	8
2 Kardiovaskulární systém	9
2.1 Fyziologie oběhu.....	9
2.2 Srdce.....	9
2.3 Cévní řečiště	9
2.4 Dělení cév	9
2.5 Proudění krve	10
2.6 Krevní tlak.....	10
2.7 Měření krevního tlaku	11
3 Rešerše	12
3.1 Závěr rešerše	22
4 Použitý hardware.....	23
4.1 Ventil.....	23
4.2 Aktuátor.....	23
4.3 Vývojová deska	24
4.4 Výběr desky	24
4.5 Řídící deska ESP32	24
4.6 Řadič krokového motoru	25
4.7 Napájení	25
4.8 Snímač tlaku	25
4.9 Spojení ventilu a krokového motoru	26
4.10 Zapojení elektroniky	27
4.11 Zapojení ventilu do modelu krevního řečiště.....	29
5 Software	30
5.1 Vývojové prostředí.....	30
5.2 Vývojový diagram	30
5.3 Knihovny	31
5.4 Počáteční definice.....	31
5.5 Čtení dat ze senzoru	32
5.6 Výpočet PID regulace.....	32

5.7	Ovládání ventilu.....	33
5.8	Bluetooth komunikace	34
6	Zhodnocení výsledků.....	35
6.1	Experimentální ověření funkčnosti.....	35
6.2	Regulace PID.....	35
6.3	Uživatelské rozhraní	36
7	Závěr.....	38
	Citovaná literatura.....	39

Seznam použitých zkratk a symbolů

A	- Ampér
ADC	- Analog-to-digital converter – Analogově digitální převodník
Bluetooth	- Otevřený standard pro bezdrátovou komunikaci
BLE	- Verze standartu Bluetooth
DC	- Direct current - Stejnosměrné napětí
EKG	- Elektrokardiografie
FF	- Typ závitů
GND	- Zem, uzemění
GPIO	- General-purpose input/output – Univerzální vstupní/výstupní pin
IDE	- Integrated development environment – Vývojové prostředí
LED	- Light Emitting Diode – Světlo emitující dioda
MHz	- MegaHertz
Mm	- milimetr
mmHg	- milimetr rtuťového sloupce
Ms	- milisekunda
PC	- Personal computer – Osobní počítač
PID	- Proporcionálně Integračně Derivační
PLA	- Polylactid acid – filament do 3D tiskárny
PTFE	- Polytetrafluorethylen
PVC	- Polyvinylchlorid
SRAM	- Static random acces memory – elektronická polovodičová paměť pro rychlé čtení
ROM	- Read-Only Memory – elektronická paměť, která slouží pro trvalé uložení dat
USB	- Universal serial Bus – Univerzální sériová sběrnice
UUID	- Universally unique identifier – Univerzální unikátní identifikátor
V	- Volt
Ω	- Ohm

Seznam obrázků

Obrázek 1 Proudění krve v krevním řečišti [5]	10
Obrázek 2 Pulzní vlna [5]	11
Obrázek 3 Mockova cirkulační smyčka [7].....	12
Obrázek 4 Ventil cévního odporu [7].....	13
Obrázek 5 Analogie mezi (a) Poiseuillovým zákonem a (b) Ohmovým zákonem [8].....	13
Obrázek 6 Elektrický 2. prvkový W. model [8]	14
Obrázek 7 Analytické a číselné řešení pro 2 prvkový WM [8]	14
Obrázek 8 Ukázka pacienta s nízkým a vysokým SVR [9]	15
Obrázek 9 Simulace dýchání s BiVACOR s kons. Rychlostí [10]	17
Obrázek 10 (a) EKG křivka s chybou a (b) opravená EKG křivka. [11]	18
Obrázek 11 Synchronizační koeficient měření pro pacienta s hypertenzí (levá část) [12]	19
Obrázek 12 Graf (a) Typická BP vlna. (b) Hrubá aproximace jevu odrazu vlny pro typickou vlnu [13]..	20
Obrázek 13 Diagram komponent.....	23
Obrázek 14 ESP32 Devkit v1 [20].....	24
Obrázek 15 Řadič pro krokové motory A4988 [21]	25
Obrázek 16 Tlakový senzor ARGON DTX Plus™ [22].....	25
Obrázek 17 Návrh dílu pro spojení krokového motoru a ventilu v programu Cubify 3D	27
Obrázek 18 Spojení krokového motoru a ventilu	27
Obrázek 19 Schéma zapojení komponent	28
Obrázek 20 Vývojový diagram pro modul ESP32.....	30
Obrázek 21 Graf regulace cévního odporu modelu krevního řečiště	35
Obrázek 22 Výpis informací poslaných přes Bluetooth	36
Obrázek 23 Ukázka aplikace	36
Obrázek 24 Vnitřní nastavení aplikace	37

Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledky a úspěšnost metod popsané v článku	16
Tabulka 2 Změřené hodnoty z ADC vstupu při známém tlaku.....	26

Seznam výpisů zdrojového kódu

Výpis 1 Počáteční definice	31
Výpis 2 Průměrování vstupu analogového senzoru	32
Výpis 3 Inicializace PID regulace.....	33
Výpis 4 Podmínka pro kontrolu správného nastavení tlaku	33
Výpis 5 Inicializace Bluetooth při spuštění programu	34

1 Úvod

Systémový cévní odpor je nedílná součást lidského těla. Jelikož krev je kapalina, co má určitý vnitřní odpor a cévy jsou v podstatě trubky o daném průměru, je systémový cévní odpor obsažen v jakékoliv cévě v lidském těle. Cílem této práce je nasimulovat krevní tlak na modelu krevního řečiště tak, aby korespondoval se zadanými hodnotami.

Na začátku práce je provedena rešerše, ve které došlo k seznámení se s metodami měření tlaku, umělé oběhové smyčky, umělé inteligence ve vyhodnocování dosažených výsledků. Následně je nutné navrhnout elektronicky řízený ventil, který je možné použít na část modelu krevního řečiště. S návrhem ventilu je nutné vytvořit měřící řetězec, který je schopný převést data z analogového snímače na digitální výstup. Podle vstupní hodnoty, kterou systém zaznamená se musí automaticky nastavit ventil podle předem definovaných postupů-Tlakový senzor využitý v této práci se běžně používá v klinické praxi.

Softwarové vybavení práce je řešeno v prostředí Arduino IDE, které je volně přístupné a velice přívětivé vývojové prostředí. Končným výsledkem této práce je zhodnocení dosažených výsledků při nastavování krevního tlaku na modelu krevního řečiště.

2 Kardiovaskulární systém

Cévní soustava, jinak také oběhová soustava je základní funkcí lidského organismu. Rozvádí po těle živiny, krevní plyny a odvádí zplodiny metabolismu. Dále je důležitým faktorem pro termoregulaci organismu.

2.1 Fyziologie oběhu

Krevní oběh lidského těla je rozdělen na dva okruhy. První z nich nazýváme malý krevní oběh, který vede ze srdce do plic a má za úkol odvést oxid uhličitý a vyměnit jej za kyslík. Druhý nazýváme velký krevní oběh. Jeho úděl je rozvádět okysličenou krev z plic do celého těla. Samotná krev proudí v cévním řečišti, které obsahuje cévy, kapiláry umístěné na okrajových částech těla a žilního systému. [1]

2.2 Srdce

Srdce je v kardiovaskulárním systému pumpa, která zajišťuje tok krve. Jeho cyklus obsahuje dvě fáze. První z nich je fáze relaxace, neboli diastola. Při ní dochází k relaxaci myokardu. Druhá z nich se nazývá fáze kontrakce, jiným slovem systola. Ta zajišťuje vypuzení krve z levé komory do aorty, která dále krev rozvádí do celého těla. Minutový srdeční výdej, v případě že člověk leží a je v klidu kolem 5 l. Srdeční výdej lze spočítat jako součin tepového objemu a frekvence srdce. Při tepové frekvenci 70 tepů za minutu musí srdce za jeden den udělat kolem 100000 cyklů. Energeticky vychází tato činnost jako 15 % denního výdeje lidského těla. Srdce během své funkce pracuje s aerobním metabolismem. [2]

2.3 Cévní řečiště

Cévní řečiště je uzavřený systém, který je tvořen pružnými trubicemi, které vedou po celém těle. Účelem cévního řečiště je udržet krev uvnitř něj a rozvést ji na patřičná místa. Cévy jsou tvořeny třemi vrstvami tkáně. První vrstva se nazývá Tunica intima. Je to vnitřní vrstva cévy a je tvořena endotelovými buňkami. Střední vrstva cévy se nazývá Tunica media. Její buňky jsou kruhovitě a spirálově orientovány. Tvořena je hladkou svalovinou. Vnější obal se nazývá Tunica adventica a je tvořen řídkým kolagenním vazivem. Elastická vlákna uvnitř cévy zvyšují její pružnost. Vedou v ní nervy, které inervují hladkou svalovinu cév. Je ze všech vrstev nejmohutnější.

Jelikož jsou cévy pružné, umožňují měnit svůj tvar a objem pro vyrovnání pulzů, které vycházejí ze srdce. Ve chvíli, kdy je srdce ve fázi systoly, dochází u cév k rozšíření. Při diastole dochází naopak k jejich smrštění. Díky tomuto jevu dochází k plynulému transportu krve cévním řečištěm, neboť rozšiřování a smršťování cév napomáhá k vyrovnání tlaků, které vznikají činností srdce. Krevní tlak v cévním řečišti dosahuje svého maxima ve fázi systoly. [3]

2.4 Dělení cév

Celý cévní systém můžeme rozdělit z hlediska funkčnosti do několika kategorií.

Arterie jsou velmi silné, mají stěnu bohatou na svalovinu. Z celkového objemu krve v krevním řečišti arterie obsahují okolo 13 %. Krev v těle rozvádí pod vysokým tlakem.

Arterioly mají za cíl dodávat krev do kapilár, snižovat střední tlak a v neposlední řadě vyvažovat pulzy srdce. Kapilárám díky snížení tlaku nehrozí poškození. Za periferní odpor jsou zodpovědné malé arterie a arterioly, označovány také jako rezistentní cévy.

V kapilárách, jiným slovem vlásečnice, probíhá výměna živin a elektrolytů v místě, kde je to potřeba. Objem krve v nich z celkového tělesného množství je okolo 7 %.

Venuly slouží ke sběru krve z kapilár. Následně se sdružují do žil.

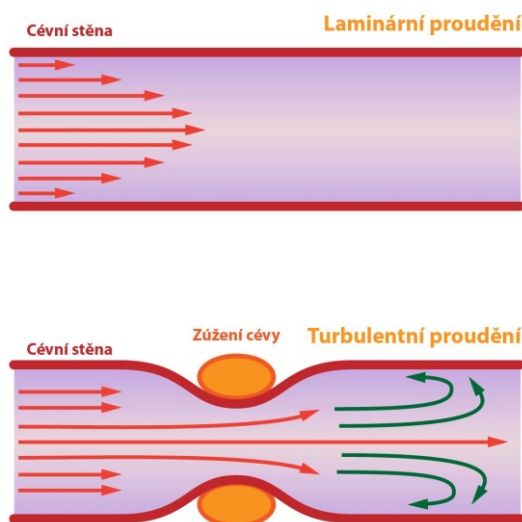
Žíly vedou nízkým tlakem odkysličenou krev zpět do srdce. Jsou největší zásobník krve v těle, obsahují až padesát procent celkového tělesného objemu. V případě nutnosti je krev poskytnuta okolí. [3] [4]

2.5 Proudění krve

Tok krve je objem krve, který cévou proteče za minutu. Způsoby, kterými krev protéká krevním řečištěm existují dva: laminární a turbolentní proudění. (Obrázek 1).

Laminární proudění je v úsecích, které nemají poškozen endotel. V krvi nevznikají žádné víry a teče uspořádaně. Tok krve můžeme nahradit proudnicí, což je myšlenková čára, které prochází molekulami krve bez vzájemného setkání.

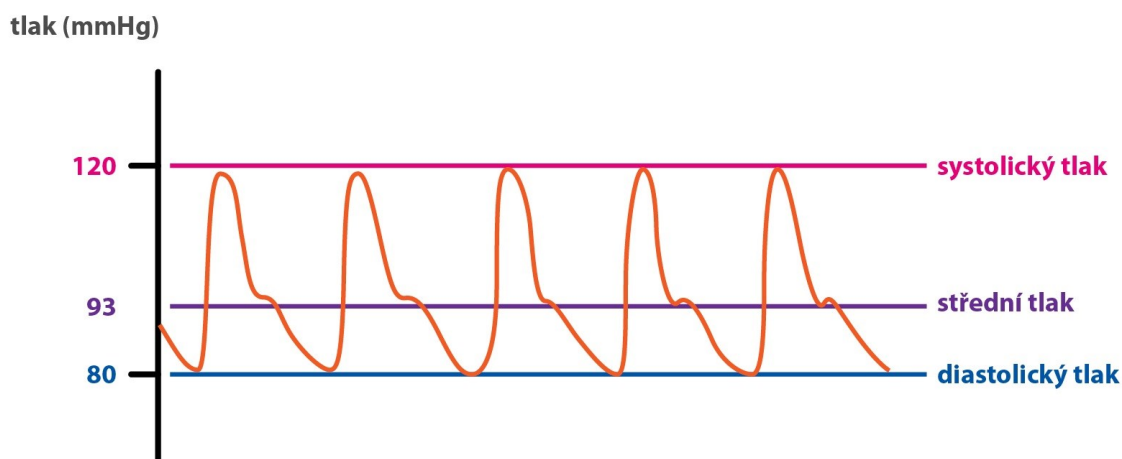
Turbolentní proudění vzniká při příliš vysokém toku krve. Často v místech, kde je céva nějakým způsobem zúžená. Ke zúžení může dojít vlivem vnějších sil, či například trombu v řečišti. Tím vznikne nerovnost v laminárním proudění a stane se z něj turbolentní. V místě překážky se sníží krevní tok a zvýší odpor cévy. [5]



Obrázek 1 Proudění krve v krevním řečišti [5]

2.6 Krevní tlak

Krevní tlak je tlak krve, jež se nachází v cévním řečišti lidského těla. Systolický tlak vzniká během vypuzovací fáze srdce. Tlak levé komory překoná tlak obsažený v tepnách, díky čemuž se otevře aortální chlopeň. V této chvíli se krev vypuzuje krev do aorty a krevní tlak je na maximu své hodnoty. Poté dojde k uzavření aortální chlopně a tlak klesá k minimu své hodnoty, této hodnotě říkáme diastola. Pokud odečteme systolický tlak od diastolického, dostaneme tlakovou amplitudu. Normální tlak u dospělého jedince se udává jako 120 mmHg což je 15,998 až 10,665 kPa. Na Obrázek 2 můžeme vidět pulzní vlnu u zdravého jedince, jehož tlak je normální. [5]



Obrázek 2 Pulzní vlna [5]

2.7 Měření krevního tlaku

Nejčastější metodou pro měření krevního tlaku je askultační metoda. Metoda spočívá v použití nafukovací manžety, která se obepne kolem paže pacienta. Manžeta je napojena na manometr, který obsahuje rtuť a podle tlaku v manžetě ukazuje, jaký je aktuálně měřený tlak. Na kubitální jamku se umístí stetoskop, začne se postupně uvolňovat tlak v manžetě a poslouchá se, při jakém tlaku se začnou ozývat srdeční ozvy. První hodnota, kdy ozvy uslyšíme odpovídá systolickému tlaku, poslední hodnota, kterou uslyšíme pak tlaku diastolickému. Těmto ozvám se říká Korotkovův fenomén a vznikají turbulentním prouděním krve v cévách.

Další možností je měření pomocí katetru vyplněného kapalinou. Jedná se o invazivní metodu. Do těla pacienta se zavede katetr, který v sobě má membránu, která přenáší krevní tlak na kapalinu uvnitř hadičky, která je napojena na snímač mimo tělo pacienta. Zde se tlak vyhodnotí a s výsledky se poté digitálně ukáží na přístroji. Katetr se musí neustále proplachovat intravenózním roztokem tak, aby nedocházelo ke srážení krve. Jedná se ale o velmi malé množství, řádově několik mililitrů za hodinu. V hadičce, která přenáší krevní tlak na snímač nesmí být vzduch, jelikož by docházelo ke zkreslení měření. [6]

3 Rešerše

Cílem této rešerše bylo seznámení se a nalezení vhodných zdrojů k problematice cévního odporu, Mockovy oběhové smyčky a Windkesselova modelu. Jako klíčová slova byly zvoleny Vascular Resistance, Windkessel model a Mock Circulatory Loop.

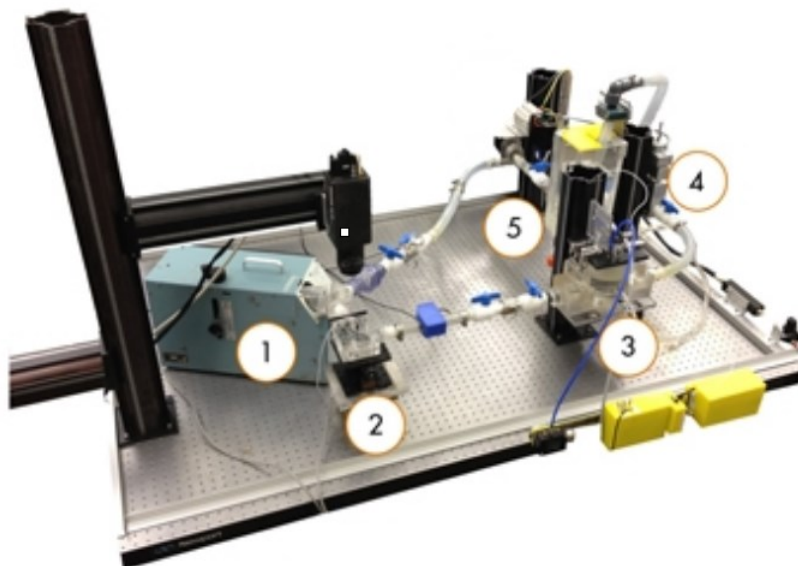
Název: Implementing a Fully Automated Mock Circulatory Loop to Simulate Cardiovascular Conditions

Autoři: Dr. Charles E. Taylor

Publikace: Technical Articles and Newsletters, [2013]

Tento článek popisuje vytvoření Mockovy cirkulační smyčky.

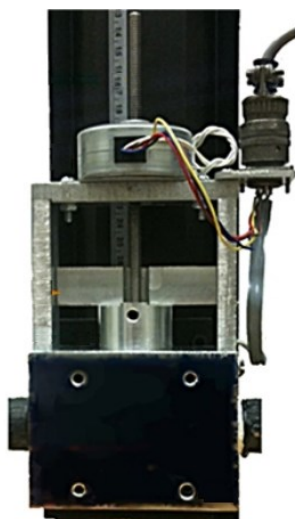
Mockova cirkulační smyčka (Obrázek 3) je model činnosti kardiovaskulárního systému. Model je namodelován z mechanických součástí, které jsou sestaveny tak, aby simulovaly lidský kardiovaskulární systém. Tento model umožní testování přístrojů ventrikulární asistence, popřípadě přístrojů pro srdeční asistenci. Model se typicky skládá z mechanické pumpy (1), která simuluje činnost srdce, tlakovou kompenzační nádobu (3), průtokoměr (2), periferní cévní odpor (4) a nádrž na vodu, co proteče modelem (5).



Obrázek 3 Mockova cirkulační smyčka [7]

V článku popisují postup vývoje tohoto modelu. V prvních fázích testování byly parametry smyčky nastavovány ručně. Jelikož ruční nastavování bylo časově náročné a hlavně nepřesné, vytvořili automatizovanou verzi. Srdeční pumpa, kompenzační nádoba a periferní cévní odpor byly poté ovládány mikroprocesorem a potřebný software byl vytvořen pomocí programu Matlab. Díky tomu se optimalizoval čas a chybovost. Díky přesnému nastavení dokáže cirkulační smyčka simulovat různé srdeční či cévní příhody.

Periferní cévní odpor je zde nahrazen ventilem (Obrázek 4). Je důležité jej zde mít, neboť nám simuluje různé průměry cév. Ventil byl navržen přímo pro tento model. Je důležité, aby ventil byl schopen nahradit veškerý možný průměr cév v lidském těle.



Obrázek 4 Ventil cévního odporu [7]

Dále je v článku popsána kompenzační nádoba. Je tvořena elastickou membránou, která odděluje vzduch od kapaliny. Komora funguje na základě změny tlaku vzduchu. Obsahuje vstup, který v reálném čase mění tlak uvnitř membrány. Tlak se vyhodnotí a v případě špatné hodnoty se automaticky upraví. Díl díky tomu dokáže simulovat změny v cévním systému. [7]

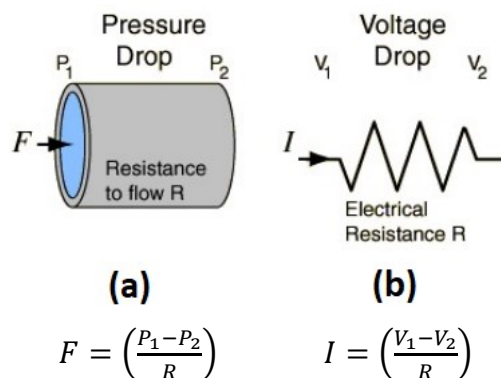
Název: Model of aortic blood flow using the Windkessel effect

Autoři: Marianne Catanho, Mridu Sinha, Varsha Vijayan

Publikace: University of California of San Diego, San Diego [2012]

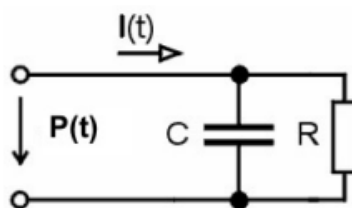
Článek popisuje model proudění krve v aortě při použití Windkesselova efektu. Tento efekt byl sestaven kolem roku 1800 Dr. Otto Frankem. Popsal cévní systém, jako uzavřenou hydraulickou smyčku, ve které je vzduchová komora, která slouží pro vyhlazení pulzních vln. Tímto dosáhl podobnosti s lidským srdcem, kdy pulzní vlny vyhlazuje elasticita cév, nejvíce však aorta. Článek popisuje matematický model proudění krve do aorty, vztahy mezi krevním tlakem a krevním průtokem.

Byla zde popsána analogie mezi cévním systémem a elektrickým obvodem (Obrázek 5). Při systole se aorta roztahuje, díky tomu pojme množství krve, které při diastole posílá dál samovolně. Srdci tato činnost aorty ušetří námahu.



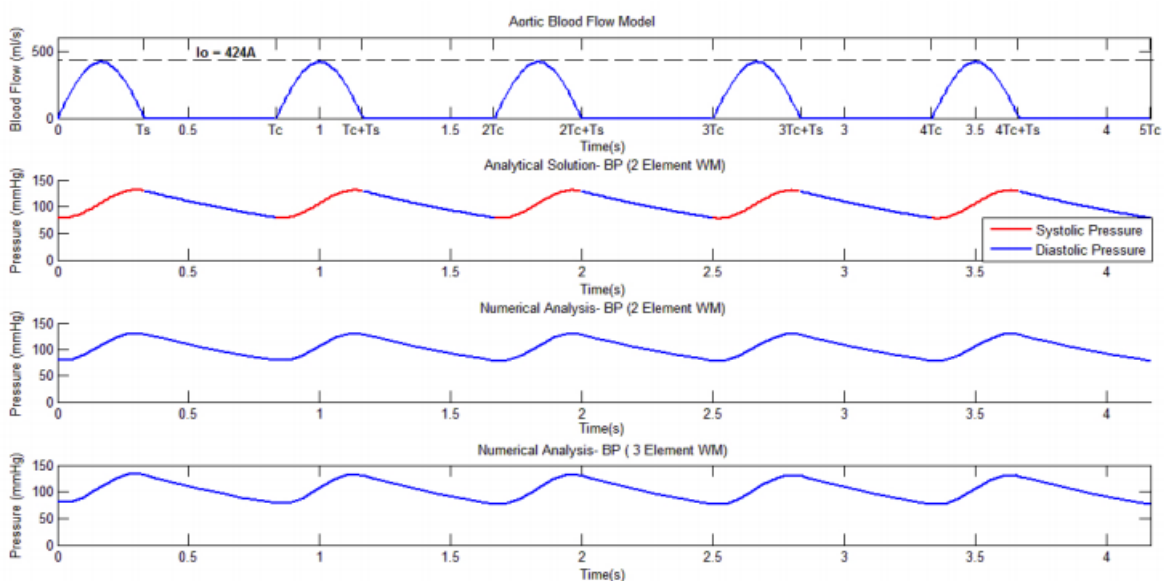
Obrázek 5 Analogie mezi (a) Poiseuillovým zákonem a (b) Ohmovým zákonem [8]

Dvou člankový elektrický model (Obrázek 6) je zde vyobrazen pomocí rezistoru a kondenzátoru. Proud v čase t odpovídá průtoku krve v cm^3/s . Výkon v čase pak odpovídá mmHg.



Obrázek 6 Elektrický 2. prvkový W. model [8]

V článku jsou poté popsány tři a čtyř člankové Windkesselovy modely. Tří člankový model obsahuje ještě přidání rezistor, který simuluje odpor aorty. Čtyř člankový poté obsahuje navíc cívku. Díky ní můžeme přesněji simulovat srdeční cyklus a krevní tlak. Autoři článku řešili dvou člankový Windkesselův model. Po výpočtech zkontrolovali v prostředí Matlab správnost. Zadali v něm zadání pro pět srdečních cyklů.



Obrázek 7 Analytické a číselné řešení pro 2 prvkový WM [8]

Rozmezí tlaku nastavili autoři na 80–120 mmHg, protože to jsou nominální hodnoty pro zdravého člověka. Výsledkem práce je schopnost namodelovat zdravé srdce z dvou prvkového Windkesselova modelu (Obrázek 7). [8]

Název: Classification of low systemic vascular resistance using photoplethysmogram and routine cardiovascular measurements

Autoři: Q. Y. Lee, G. S. H. Chan, S. J. Redmond, P. M. Middleton, E. Steel, P. Malouf, C. Critoph, G. Flynn, E. O'Lone, N. H. Lovell

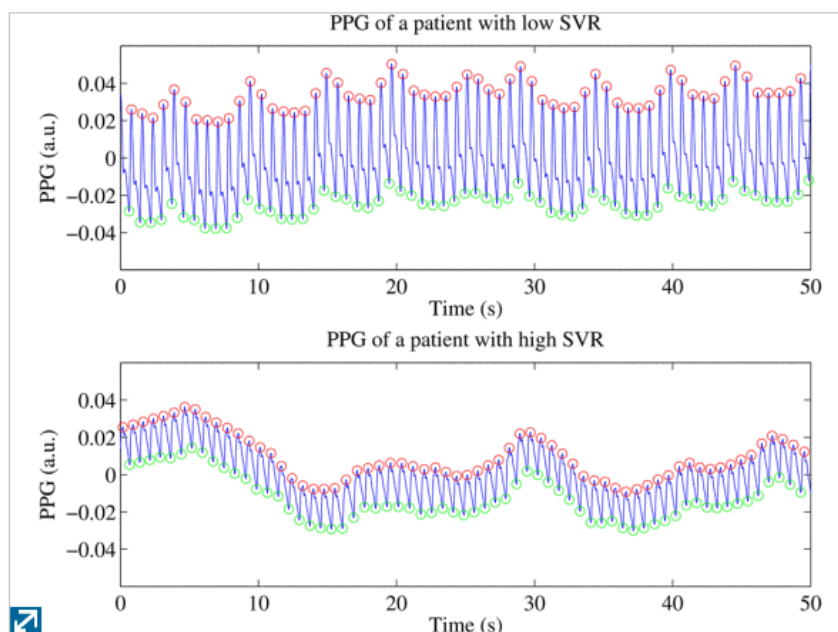
Publikace: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology [2010]

Článek popisuje využití fotopletysmografie pro neinvazivní měření krevního tlaku. Systémový cévní odpor (SVR) je spojení více vaskulatur v lidském těle. Tyto vaskulatury rozvádí krev do celého těla. Zahrnují svaly, kůži, ledviny a orgány dutiny břišní. Velikost odporu je způsobena možností průtoku každé cévy, podle Poiseuillova zákona. Vnitřní odpor je regulován synaptickým nervovým zakončením. Čím větší stažení cév, tím větší je jejich vnitřní odpor a naopak.

Abychom dokázali stanovit SVR, potřebujeme znát množství srdečního výdeje (CO), hodnotu středního arteriálního tlaku (CVP) a centrálního venózního tlaku (MAP). MAP získáváme neinvazivní metodou auskultační (nafukovací manžeta na pacientovi, měříme Korotkovy ozvy). CO a CVP vyžadují invazivní metodu. CO se měří nejčastěji termodiluční metodou při zavedení katetru do plicní tepny.

Průběh periferní fotopletysmografie (PPG) dokáže poskytovat údaje typu amplituda, šířka, plochu pulzu. Výhoda získání SVR z PPG je, že se data dají získat z modulu pulzní oxymetrie ze stávajících plicních monitorů a že je tato metoda neinvazivní. Pro tuto studii bylo vybráno 64 pacientů po kardiologickém zákroku. Každý pacient měl zavedený katetr, pro invazivní měření CO. 49 pacientů mělo umělou plicní ventilaci. Signál z PPG byl zaznamenán ihned po měření CO a měřen byl infračervenou sondou, která byla umístěna na ukazováčku. Hodnoty byly zaznamenány do PowerLabu. Vzorkovací frekvence byla 200, nebo 1000 Hz a zaznamenávalo se 10 minut. 16 záznamů bylo vyřazeno pro chyby.

Křivka byla vyfiltrována filtrem dolní propusti s mezní frekvencí 10 Hz s požadavkem zachování prvních 7 harmonických tvarů PPG. Vrcholy pulzů byly nahrazeny lineární interpolací. Po odstranění frekvencí pod 0,01 Hz bylo vypočítáno spektrum. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin podle odhadu jejich SVR (Obrázek 8), kterou autoři získali pomocí invazivního měření. Pacienti s nízkým SVR byli definováni jako $< 900 \text{ dyn} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}$.



Obrázek 8 Ukázka pacienta s nízkým a vysokým SVR [9]

Každé spektrum bylo rozděleno do dvou skupin. Nízko frekvenční (LF) bylo 0,04 - 0,145 Hz a vysoko frekvenční (HF) 0,145 - 0,45 Hz.

Hodnoceny byly údaje 48 pacientů. Věk pacientů byl $69 \pm 1,5$ let s následujícími údaji.

Minutový tep (HR) měli 84 ± 2 bpm, CO $5,7 \pm 0,2$ l, MAP 693 mmHg, CVP $14,5 \pm 0,7$ mmHG a SVR $926 \pm 36 \text{ dyn} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}$.

Tabulka (1) ukazuje výsledky měření a procentuální úspěšnost měření, které bylo pletysmografickou sondou prováděno. Výsledky studie ukazují, že nejlepších výsledků bylo dosaženo použitím metody LF / HF s MAP / HR. Při této metodě se autoři dostali na nejvyšší koeficient κ . Nejlepších výsledků dosahovala metoda v měření citlivosti (96,3 %), což výrazně minimalizuje zkreslení měření. [9]

Tabulka 1 Výsledky a úspěšnost metod popsané v článku

Feature(s)	Noninvasive	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Positive predictivity (%)	Negative predictivity (%)	κ coefficient	Feature subset
HR	Yes	62.96	71.43	73.91	60.00	0.33	Single feature
LFNU	Yes	59.26	85.71	84.21	62.07	0.43	
LF/HF	Yes	96.30	38.10	66.67	88.89	0.37	
Pulse width	Yes	55.56	76.19	75.00	57.14	0.31	
MAP	No	77.78	42.86	63.64	60.00	0.21	
MAP/HR	No	85.19	57.14	71.88	75.00	0.43	Best subset of multiple features
LFNU,LF/HF, MAP/HR	No	96.30	57.14	74.29	92.31	0.56	
LFNU, Pulse Width	Yes	77.78	76.19	80.77	72.73	0.54	

Název: A mock circulatory loop for designing and evaluating total artificial hearts

Autor: H. C. Love, D. L. Timms, F. Nestler, O. H. Frazier, W. E. Cohn

Publikace: 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [2014]

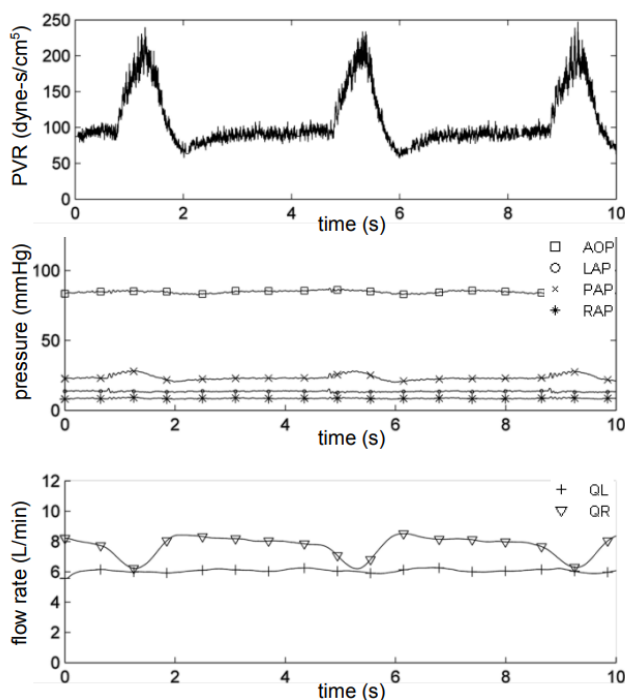
Umělé oběhové smyčky jsou důležité nástroje pro optimalizaci a hodnocení hydraulického výkonu u mechanických podpurných oběhových zařízení pro krevní oběh. Úprava výkonu umělého srdce závisí na mnoha faktorech, například sezení, stání, kašel. Díky těmto okolnostem může dojít k deformaci částí systému, které vedou k poruchám cévního systému (hemolýza, uvolnění trombu, poškození srdeční tkáně). Síně mohou být vyčerpány rychleji než komory, díky jejich menšímu objemu. Cíl je vyvinout takovou smyčku, která bude simulovat tyto změny.

Konstrukce falešné oběhové smyčky je tvořena převážně z PVC trubek. Okruh obsahuje spojky pro snadnou demontáž určenou k čištění zařízení, či úpravu komponent. Smyčka obsahuje vzduchové komory a pneumatické ventily, pro modelování vaskulárního odporu. Velikosti trubek, ventilů a vzduchových komor byly voleny tak, aby reprezentovaly některé fyziologické a patofyziologické stavy. Použitý roztok se skládal z vody a glycerolu (40% hmotnosti roztoku). Viskozita roztoku je stejná jako

viskozita krve při 37 °C a celkový objem soustavy je 5 l, což reprezentuje objem krve dospělého člověka.

Dále je v článku popsán průtok kapaliny přes soustavu. Soustava obsahuje pneumatický tlakový regulátor, který reguluje tlak v soustavě pomocí přidávání vzduchu do tlakové nádrže.

Soustavu kontroluje několik průtokoměrů. Levý a pravý výstup smyčky se měří pomocí OPTIFLUX 1100, na průduškách se měří pomocí MEPXN13. Tlak se měří na vstupu a výstupu umělé srdeční náhrady. Tyto tlakoměry obsahují teplotní kompenzaci a jsou vytvořené na silikonové bázi. Dále se tlak měří v levé síni, aortě a plicní žíle. Data ze senzorů se digitalizují v počítači pomocí softwaru ControlDesk NextGeneration. Počítač také řídí nastavení ventilů, které simulují speciální vaskulární odpor a střední hodnotu tlaku.



Obrázek 9 Simulace dýchání s BiVACOR s kons. Rychlostí [10]

Pro simulaci dýchání (Obrázek 9) byl použit plicní cévní ventil, v intervalech 0,5 s zvětšoval a zmenšoval odpor, pro simulaci nádechu a výdechu rychlostí patnácti cyklů za minutu.

Modelovaná křivka se mírně liší od přirozeného stavu, a proto byla považována za dostatečnou pro modelové dýchání. [10]

Název: Applications of supervised learning to biological signals: ECG signal quality and systemic vascular resistance

Autoři: Stephen J. Redmond, Qim Yi Lee, Yang Xie, Nigel H. Lovell

Publikace: 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA, [2012]

Článek popisuje strojové učení pomocí biosignálu z EKG a pletysmografické sondy. Ukazuje, jaké data dokážeme z výstupu měření získat.

Získaná vzorky z měření jsou biosignály, které získáme z člověka. Ze surových vzorků se dají extrahovat různorodá data. Typy funkcí, které získáváme ze vzoru by měly souviset s procesem rozpoznávání. V ideálním případě by neměly být ovlivněny ostatními variacemi signálu. Pokud existují prvky D, lze je zobrazit jako vizualizaci jako d-rozměrného prvku.

K vektoru je přidána informace o zdravotním stavu a může mít skutečnou, diskrétní či nominální hodnotu. Pro příklad. Systolický a diastolický tlak jsou funkce extrahované z dat na manžetě, přidružený štítek ale může mít hodnotu vysokého, či nízkého krevního tlaku.

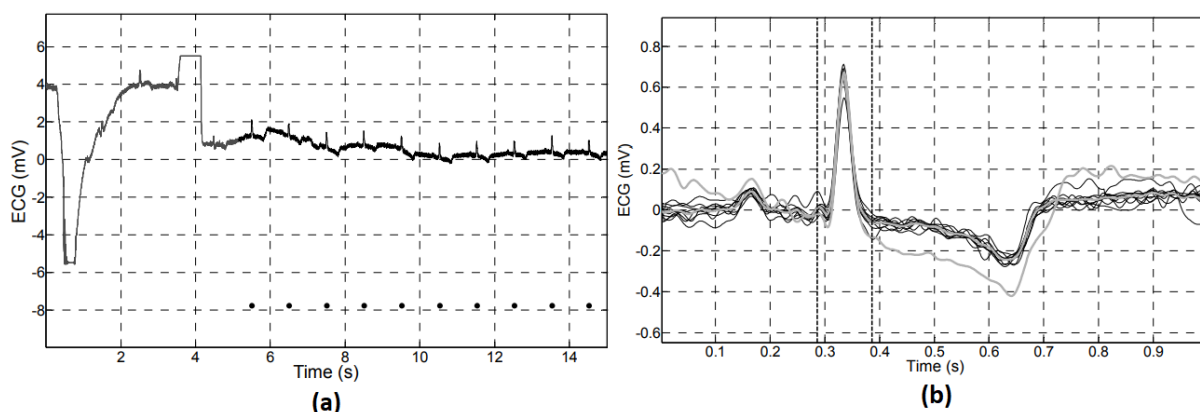
Metody pro rozpoznání požadované informace ze surových dat jsou různé, jsou ale nejdůležitější z celého procesu. Používá se Fourierova analýza, vlnová analýza, morfologická analýza, empirická dekomprese. Předzpracování je cokoliv, co připravuje signál pro extrakt funkcí. Nejčastěji se používá filtrování. V další fázi se odhadne, jestli je prvek vektoru reálný, diskrétní, nebo nominální. Podle toho se použije buď regresní metoda, nebo klasifikace vzoru strojovým učení.

Klasifikátor se pokusí vyřezat z dat oblast, který seskupuje data s podobným štítkem. Pro správnou funkčnost je vyžadováno velké množství tréninkových dat, na kterých se stroj naučí rozpoznávat, co má. Nevýhody tohoto řešení jsou výpočetní složitost, požadavky na paměť a nutnost množství tréninkových dat.

Regrese se pokusí najít vektor směřující k určitému směru v prostoru prvků. Když se promítnou všechny prvky jako vektor, jsou uspořádané přibližně ve stejném pořadí a jejich štítky mají stejnou hodnotu. Vážený součet funkcí dává chybu nejmenší střední kvadratury, což dává štítkům skutečnou hodnotu.

Ověřování dat by nemělo být prováděno se stejnými daty, jinak budou výsledky zkreslené. Ke kontrole se zadrží část dat, která neprojde systémem vyhodnocení. Ty poté slouží k testování, zdali řešení funguje.

Záznamy EKG (Obrázek 10) získané v nekontrovaných prostředích trpí zpravidla artefakty, které souvisí s pohybem pacienta, či špatným kontaktem elektrod. Zde je ukázán obrázek, ze kterého je odstraněn chybový artefakt. [11]



Obrázek 10 (a) EKG křivka s chybou a (b) opravená EKG křivka. [11]

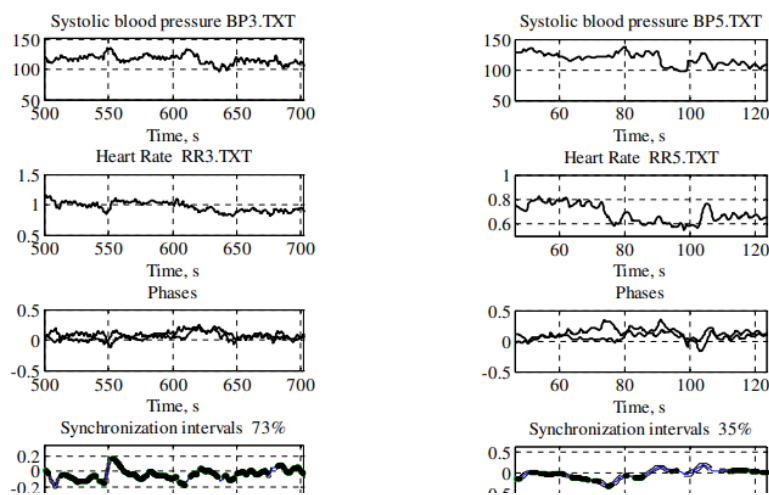
Název: Blood Pressure – Heart Rate Synchronization Coefficient as a Complementary Indicator of Baroreflex Mechanism Efficiency

Autoři: M. I. Bogachev, O. A. Markelov, N. S. Pyko, S. A. Pyko

Publikace: Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

Arteriální baroreflex (ABR) je jedním z hlavních mechanismů krátkodobé regulace krevního tlaku (BP). Zvýšení, či snížení BP registrují baroreceptory, které se nacházejí podél všech hlavních tepen lidského těla. Zajišťují signál pro autonomní nervový systém. Reakce na signál jsou dvě. Zvýšení, či snížení frekvence srdce, nebo stáhnutí, či roztáhnutí cév. Index ukazující na účinnost regulace tlaku je citlivost baroreflexu (BRS) jako změna pulzních intervalů (PI) v milisekundách na změnu krevního tlaku. Obvykle se baroreflex měří jako lineárně regresivní koeficient změny pulzních intervalů při změně BP při použití léků.

Autoři analyzovali beat to beat záznamy systolického krevního tlaku a pulzních intervalů a vyřadily anomálie. Jelikož si pulzní intervaly nezachovávají stejnou vzdálenost, byla použita kubická interpolace s převzorkováním s frekvencí 5 Hz. Tím se získala data ve stejné vzdálenost. Fázové hodnoty se počítaly pomocí Hilbertovy transformace. Synchronizační koeficient (SC) (Obrázek 11) se vypočítá jako zlomek synchronizačních intervalů v rámci celkového počtu trvání dat.



Obrázek 11 Synchronizační koeficient měření pro pacienta s hypertenzí (levá část) [12]

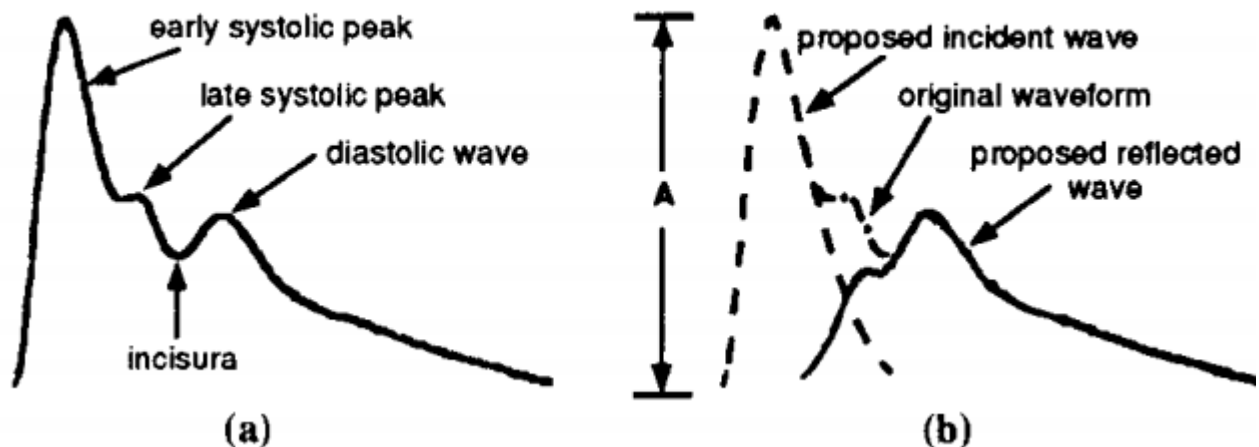
Studie studovala vztahy mezi SC a charakteristikou baroreflexu. Byla provedena na 150 jedincích. Skupina dobrovolníků obsahovala jak zdravé, tak nemocné jedince. Hodnoty SC neměly normální rozdělení, použil se Spearmanův korelační koeficient C. Shrnutí výsledků říká, že SC je nižší v záznamech s vysokým krevním tlakem., ale významně nekoreluje s arteriální citlivostí baroreflexu. Synchronizační koeficient může být použit jako doplňkový indikátor regulace zpětné vazby krevního tlaku. Ukazuje, jak často byl systém aktivován. [12]

Název: Monitoring the Changes in Peripheral Vascular Resistance Using the shape of the Radial Blood Pressure Pulse

Autoři: Chee W. Chia, J. Philip saul, Chen-Chin Lee, Roger G. Mark

Publikace: Proceedings Computers in Cardiology [1992]

Krevní tlak je důležitá informace ohledně stavu kardiovaskulárního systému. Studie se zaměřuje na možnosti monitorování změn periferního cévního odporu analyzováním křivky krevního tlaku. Typickým měřením je měření systolického a diastolického tlaku. Důležité informace ohledně kardiovaskulárního systému, jako je periferní odpor je spojeno se znalostí struktury vlny.



Obrázek 12 Graf (a) Typická BP vlna. (b) Hrubá aproximace jevu odrazu vlny pro typickou vlnu [13]

Měření krevní vlny lze udělat jako součet výdeje a odrazu (Obrázek 12). Průtok z levé komory definuje výdej. Vlna prochází cévním systémem a odráží se zpět z periferií. Periferní resistenci definuje odrazový koeficient, poměr kolik výdeje vlny je odraženo.

Studie se účastnilo 20 zdravých dobrovolníků. Deseti subjektům byly podány léky pro snížení srdeční frekvence a léky pro zvýšení periferního odporu. U dalších deseti byl postup opačný. Vlna byla měřena invazivně Teflonovým katetrem. Bylo také měřeno EKG a krevní tlak. Každý záznam byl dvě hodiny dlouhý. Výsledkem studie bylo, že změny periferního odporu mají dopad na tvar křivky krevního tlaku. Část EKG signálu v R komplexu byla konstantní, nedošlo ke změně rychlosti pulzu. Autoři vyvinuli na základě analýzy dat algoritmus.

$$P_1(t) = P_i(t) + P_{r1}(t) \quad (1)$$

$$P_2(t) = P_i(t) + P_{r2}(t) \quad (2)$$

$$\Delta P(t) = P_2(t) - P_1(t) = P_{r2}(t) - P_{r1}(t) \quad (3)$$

$$\frac{1}{2\Delta T} \int \Delta P(t) dt = R - factor \quad (4)$$

Změny R - faktoru značí změny množství odražené energie v periferních částech cévního systému. Kladná hodnota odpovídá nárůstu odražené vlny, záporná hodnota odpovídá poklesu odražené vlny. Rovnice (1-3) ukazují odvození výpočtu změny r-faktoru. Výsledek odvození je poté rovnice (4).

Výsledkem práce je algoritmus, který ukazuje změnu periferního tlaku, který může být monitorován pod podmínkou konstantní rychlosti pulzů a konstantní ho vzoru výdeje. Schopnost měřit změny hemodynamiky kardiovaskulárního systému, zvláště používání neinvazivní techniky je důležité a užitečné, pro monitorování pacientů na jednotkách intenzivní péče, nebo pro dlouhodobé monitorování. [13]

Název: Beat-by-beat monitoring of systemic vascular resistance during head-up tilt for assessment of orthostatic stress response

Autoři: P. N. Kizakevich, E. Kaufman, N. Cragg, W. J. Jochem, S. M. Teague and J. R. Hordinsky

Publikace: *Proceedings of IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)* [1994]

Synkopa neboli mdloba je přechodná ztráta vědomí způsobená dočasným snížením průtoku krve do mozku. Při navrácení těla do vzpřímené polohy obvykle dochází k udržení systémových procesů pro odpovídající krevní tlak a průtok krve mozkiem. Krev se přesouvá do dolních končetin z hrudníku, na levé srdeční komoře nastane úbytek plnění a to má za následek snížení tlaku a srdečního výdeje. Baroreceptory tento pokles zaznamenají, vyšlou do vazomotorického centra pokyn pro zvýšení synaptického tónu. Výsledkem je zvýšení srdeční frekvence, cévní rezistence a mozek se zpět prokrví. Tato reakce napodobuje hypertenzi.

Vysoko impedanční kardiografie je neinvazivní metoda pro určení srdeční činnosti během cvičení, nebo během běžných denních aktivit. Hrudní impedance se měří pomocí aplikace malého, vysokofrekvenčního proudu (4 mA / 100 kHz) za účelem vytvoření elektrického pole hrudníku. Kolísání nosného signálu je snímáno dalšími elektrodami tak, aby se získal vícesložkový signál, aby se získal signál obsahující kvazistatickou nízkofrekvenční složku, respirační a srdeční složky. Zpracování signálu je rozděleno do tří fyziologických signálů: impedanční pneumogram (IPG), impedanční kardiogram (ICG) a první derivace impedančního kardiogramu (dZ / dt).

Pro testování náklonu hlavy bylo monitorováno EKG, první derivace impedančního kardiogramu, střední hrudní impedance, puls a saturace kyslíkem. Jako první se vypočítala krátkodobá vstupní vlna (5). Tepový objem (6) a srdeční výdej (7) byl vypočítán pomocí empirického modelu za pomoci měření změn průtoku krve v hrudníku. Střední arteriální tlak (8) byl vypočítán pomocí empirického modelu pulzu systolického krevního tlaku. Systémová vaskulární rezistence (9) byla vypočítána na základě empirického modelu oběhu, kde se předpokládalo, že centrální venózní tlak je roven nule.

$$C(i, nT) = w * S(i, nT) + (1 - w) * C(i - 1, nT) \quad (5)$$

m = hodnota vzorku v rámci srdečního cyklu

i = hodnota srdečního cyklu

w = faktor aktualizace signálu (typicky 0.7)

S = nezpracovaný průběh srdečního signálu (ECG, dZ/dt)

C = krátkodobá výstupní vlna

T = 2.5 ms vzorkovací interval

$$SV = \rho \cdot (L/Z_0)^2 \cdot dZ/dt_{peak} \cdot (TZ_x - TZ_{avo}) \quad \text{cc} \quad (6)$$

$$CO = RATE \cdot (SV/1000) \quad \text{L/min} \quad (7)$$

$$MAP = (P_{SYS} + 2 \cdot P_{DIA})/3 \quad \text{mmHg} \quad (8)$$

$$SVR = (MAP - CVP) \cdot 80/CO \quad \text{dyne/s/cm}^{-5} \quad (9)$$

dZ/dt_{peak} = vrchol amplitudy systoly (Ω/s)

T_{zavo} = čas Q vlny pro otevření aortální chlopně (ms)

T_{zpeak} = čas Q vlny dZ/dt_{peak} (ms)

T_{zx} = čas Q vlny pro zavření aortální chlopně (ms)

P_{sys} = Systolický krevní tlak (mmHg)

P_{DIA} = Diastolický krevní tlak (mmHG)

ρ = hustota

RATE = aktuální rychlost tepu

Popsané metody byly vyzkoušeny. Pacient seděl 5 minut. Po nich prudce vstal. Srdeční impedance vzrostla z 20 Ω/s na 60 Ω/s , MAP během odpočinku klesal, při napřímení klesl z 85 na 70 mmHg. SVR byl stabilní během odpočinku, při změně pozice spadl z 0,75 na 0,25 dyne/s/cm^{-5} .

Synkopa představuje pracovní riziko a může ovlivnit životní styl. Zde popsané neinvazivní metody zahrnují kompletní kardiovaskulární a neurologické hodnocení ortostatické stresové reakce. Záznamy krevního tlaku byly analyzovány po jednotlivých rytmech. Tyto metody mohou pomoci při porozumění a diagnostikování synkopy. [14]

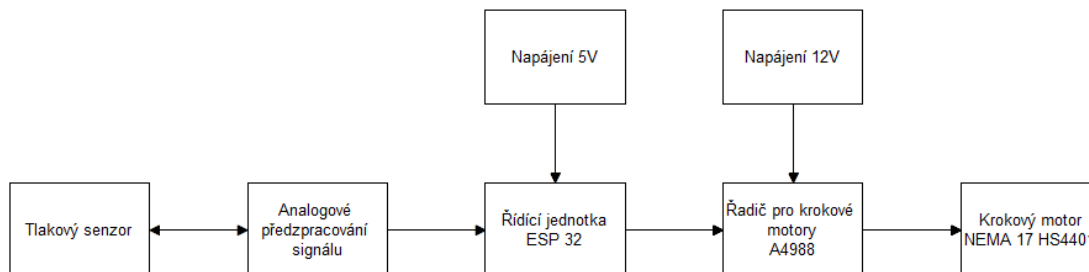
3.1 Závěr rešerše

Díky této rešerši vznikl přehled o metodách měření krevního tlaku, sestavení umělé srdeční náhrady a umělé oběhové smyčky. Pro mou práci je nejdůležitější první článek, který popisuje Mockovu cirkulační smyčku. Je v něm obsaženo z čeho se smyčka skládá a jak se s ní pracuje. Důležitá je také informace o ventilu, který nahrazuje různé průměry cév a dá se variabilně ovládat. Z článku o Windkesselově efektu je důležitý vzorec pro výpočet síly proudící kapaliny, při daném průměru cévy a jejím odporu, který je obsažen v rovnici v Obrázek 5a.

V rešerši bylo taky zmíněno měření různých hodnot z pletysmografické sondy pomocí vzorců, či strojového učení. Tento způsob je ale pro určování hodnot z modelu krevního řečiště nedostatečný, neboť jako krev je v našem řečišti použita voda. Z posledního článku se mi budou hodit vzorce pro výpočet srdečního výdeje, srdečního objemu, středního arteriálního tlaku a pro výpočet systémové vaskulární rezistence.

4 Použitý hardware

Pro správnou funkcionalitu systému bylo navrženo blokové schéma, ve kterém bylo navrženo, jaké obecné součástky budou použity a jak na sebe napojeny. Schéma je ukázáno na Obrázek 13.



Obrázek 13 Diagram komponent

4.1 Ventil

Jako ventil byl zvolen vřetenový ventil o velikosti $\frac{1}{2}$ ". Jeho tělo je vyrobeno z mosazi a provozní teplota je v rozsahu 0–60° C. Maximální provozní tlak činí 10 barů. Utěsnění závitů obstarává materiál PTFE. Závit ventilu je FF dle UNI-EN-ISO 228. [15]

4.2 Aktuátor

Jelikož ventil se bude muset nějakým způsobem sám nastavovat, je nutné jej připojit k motoru. Motor musí být dostatečně silný, aby zvládl otočit ventilem a zároveň by měl být schopný vědět, v jaké poloze se nachází. Existují dva typy motorů. DC motor je zařízení, které vytváří s elektrické energie pohyb. Uvnitř motoru jsou dvě cívky na statoru a dva magnety. Komutátor uvnitř něj přehazuje polaritu rotoru, tím dochází ke změně magnetického pole uvnitř cívek rotoru a magnetická síla vyvolá otočení rotoru. Jakmile se posun odehraje, polarita cívek se opět přehodí a motor se opět posune.

Krokový motor je synchronní stroj, který je napájen impulsy stejnosměrného proudu. Uvnitř motoru je stator, na kterém jsou cívky, měnící magnetické pole. Na rotoru jsou umístěny magnety, které se při změně magnetického pole cívků přitahují, či odpuzují k statoru. Tím se vykoná pohyb. Výhoda tohoto řešení je, že přesně víme, kolik impulsů jsme do motoru poslali a tím pádem i víme, o kolik kroků se motor posunul. Když známe počet kroků na jednu otáčku, můžeme motor skvěle navádět do definované pozice. [16]

Pro pohyb ventilu byl zvolen krokový motor NEMA 17 17HS4401. Tento krokový motor se vyznačuje vysokým točivým momentem 0,4 N.m. Vnitřní struktura motoru obsahuje dvě cívky, každá má odpor 1,5 Ω. Motor snese proud až 1,7 A a je konstruován na napětí 12 V. Jednotlivé kroky mají úhel 1,8°, pro celou otáčku je jich potřeba 200. Spojení s řadičem obstarává čtyř žilný kabel. [17]

4.3 Vývojová deska

Jelikož regulace ventilu je zpětnovazební smyčka, musí být tato problematika řešena pomocí softwaru. Je tedy nutné vyřešit, na jaké platformě bude tento systém běžet. Velmi často se při řešení takových problémů nepoužívá čip samotný, ale nějaký modul, či kit, který v sobě již má integrované obvody pro vstup a výstup různých periférií.

4.4 Výběr desky

Častá volba je deska Arduino. Tento vývojový kit je totiž velice populární a je velmi přístupný pro začátečníky. Na internetu jsou k dispozici nejrůznější návody pro zapojení a práci s ním. Arduino je založeno na čípech Atmega od firmy Atmel. Tyto desky obsahují několik vstupů a výstupů pro připojení dalších zařízení. Nevýhoda tohoto zařízení je, že základní verze neobsahuje Wi-Fi modul, který se sice dá přikoupit, ale není to cenově výhodné. Pro připojení k PC používá starší typ USB B. Druhá varianta je deska ESP32, která obsahuje čip od firmy Espressif. Tato firma nabízí své čipy za zlomek ceny Arduina. Vývojové desky ESP32 v sobě mají zahrnuty Wi-Fi a Bluetooth moduly, navíc vstup na desku bývá většinou řešen přes micro USB konektor. [18]

4.5 Řídící deska ESP32

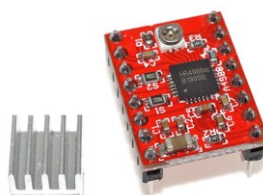
Program pro regulaci ventilu běží na vývojové desce ESP32 Devkit v1 (Obrázek 144). Tento kit obsahuje dvoujádrový 32 bitový procesor Tensillica Xtensa LX6 s taktem 160 MHz. Paměť RAM je typu SRAM o kapacitě 520 kB. Deska má v sobě integrovanou Wi-Fi, běžící v pásmu 2,4GHz. Dále má v sobě Bluetooth ve verzi 4.2 a podporuje i standart Bluetooth Low Energy (BLE). Vývojová deska dále obsahuje 32 pinů pro vstup a výstup periférií, či napájení dalších zařízení. Deska se připojuje k počítači pomocí micro USB kabelu. Indikaci spuštění a připojení napájení obstarává červená LED dioda. Čip použitý u této desky je schopen obsluhovat až 48 pinů. Záleží ale na výrobci celkového řešení vývojové desky, kolik jich použije. [19] [20]



Obrázek 14 ESP32 Devkit v1 [20]

4.6 Řadič krokového motoru

Jelikož krokový motor potřebuje ke své činnosti správné elektrické impulzy, bylo nutné k němu vybrat vhodný řadič. Volba padla na řadič pro krokové motory A4988 (Obrázek 15), který se vyznačuje velmi nízkou cenou a zároveň dobrým výkonem. Řadič je schopen dodávat výstupní proud až 2 A při použití chladiče. Jeho vstupní napětí může být až 36 V. Samotný řadič je napájen 3,3 V / 5 V. Napájení závisí na typu použité základní desky, která je k němu připojena. A4988 je schopen jednotlivé kroky rozšířit na pět volitelných režimů kroků a to plný, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16. Tímto rozšířením lze docílit vyšší přesnosti u aplikací, které ji vyžadují (např. 3D tiskárna). Cena této součástky se pohybuje okolo 50 Kč. [21]



Obrázek 15 Řadič pro krokové motory A4988 [21]

4.7 Napájení

Celý systém vyžaduje zdroj elektrické energie. Deska ESP32 je napájena stejnosměrným napětím 5 V při maximálním proudu 500 mA. Tento vývojový kit se napájí skrz rozhraní micro USB. Jelikož motor je výkonová komponenta, bude potřebovat vyšší napětí i proud, než je tomu u ESP32. Motor je napájen skrze řadič, který sám k chodu potřebuje určité napájení. Napájení zajišťuje deska ESP32, která do krokového řadiče zasílá 3,3V. Do řadiče je následně připojen tvrdý zdroj napětí, který zvládne podávat stabilní napětí 12 V, při maximálním proudu 1,7 A. Diagram komponent je na Obrázku 15.

4.8 Snímač tlaku

Jako snímač tlaku byl použit tlakový senzor ARGON DTX Plus™ (Obrázek 16). Tento senzor se napojil na model krevního řečiště přes konektor typu Luer-Lock, který je umístěn v místě spojení hadiček. Trojcestný ventil, umístěný na vstupu senzoru slouží k otevření, uzavření, či odvzdušnění senzoru. Poslední jmenovaná funkce je důležitá pro zajištění přesnosti měření. Vzduch je na rozdíl od kapaliny stlačitelný, a proto by docházelo k menším změnám tlaku na výstupu senzoru.



Obrázek 16 Tlakový senzor ARGON DTX Plus™ [22]

Senzor je navržen pro rozlišovací schopnost 5 μV / mmHg. Jeho pracovní rozmezí je od - 30mmHg do 300 mmHg v teplotním rozsahu 15°C – 40°C. Napájení snímače může být střídavé s maximální frekvencí 5 Hz, nebo stejnosměrné. Rozsah napětí je stanoven mezi 3 V–8 V. [22]

Interní zapojení snímače je pře wheatstoneův můstek, ve kterém byly zapojeny odpory 1 k Ω a jeden odpor závislý na změně tlaku. Jelikož byla napěťová změna malá, napětí bylo zesíleno pro lepší snímání ADC převodníkem. Dále byl přidán napěťový offset pro detekci záporných tlaků. Celkové signálové předzpracování včetně příslušného hardwaru bylo převzato z diplomové práce pana Ing. Daniela Barvíka. [23]

Vstup do ESP32 desky je řešen přes analogový port 34. Jelikož data do něj vstupující jsou přepočítána 12 bitovým ADC převodníkem, bylo nutné tyto data přiřadit předem známému tlaku. Proto jsem použil přístroj DPM2Plus Pressure Meter od firmy FLUKE. Přístroj ukazoval aktuální tlak, který se vyvíjel pomocí injekční stříkačky na tlakový senzor. Pro převod hodnot mezi tlakovým snímačem a ESP32 deskou bylo nutné změřit hodnoty, které ADC převodník vypíše pro známý tlak (Tabulka 2).

Následně byla vytvořena lineární regrese, která určila polynom prvního stupně, který je uveden ve vztahu (10).

Tabulka 2 Změřené hodnoty z ADC vstupu při známém tlaku

Data z ADC	Tlak [mmHg]
1880	500
1215	100
1040	0
880	-100
500	-500

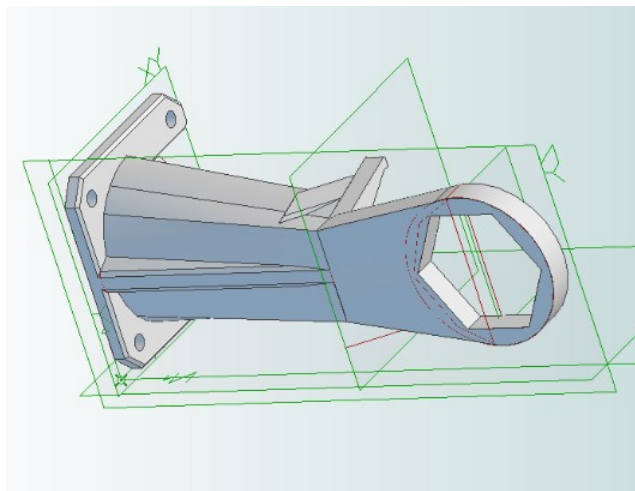
$$P [\text{mmHg}] = (0,6957 \cdot (ADC) - 764,585) \quad (10)$$

Díky výslednému polynomu jsem dokázal určit, jaký tlak je aktuálně v modelu krevního řečiště a následně s ním pracovat.

4.9 Spojení ventilu a krokového motoru

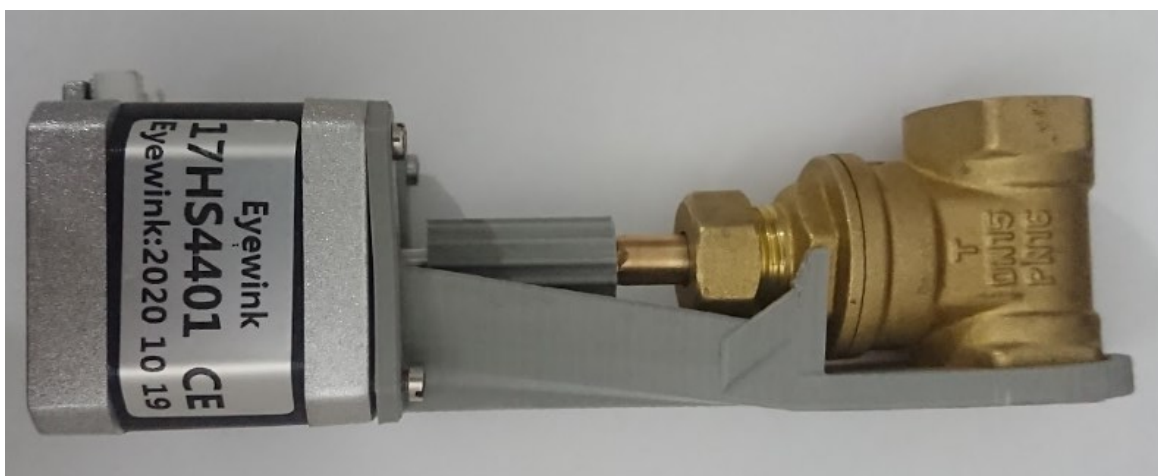
Jelikož cíl projektu je automaticky regulovatelný tlak podle vstupního parametru, bylo nutné vymyslet, jak spojit ventil a krokový motor. Spojovací mechanismus, který měl udržet krokový motor a ventil vůči sobě v klidu byl konstruován v programu Cubify 3D. Jako první se navrhl spojovací díl, který má na straně připojení k ventilu průřez ve tvaru čtverce s délkou hrany 6 mm a hloubce 13 mm. Na hřídel motoru se vytvořil kruhový průměr o hodnotě 5 mm, který se při délce tětiny 3 mm zkosil tak, aby přesně dosedl. Toto zkosení zajistí neprotáčení motoru a spojovacího dílu. Celková délka dílu je 25 mm a jeho tloušťka je 15 mm. Aby nedošlo k náhodnému přelomení dílu vlivem působících sil, byl jeho kruhový průměr opatřen stabilizačními spojnicemi, které zvýšily pevnost spojovací součástky.

Dále přišel na řadu mechanismus, který spojí na pevně ventil a krokový motor (Obrázek 17) a udělá z něj v podstatě jednu součástku. Navrhl se díl, který má čtvercovou podstavu spojenou s krokovým čtyřmi šrouby s průměrem závitu 1,5mm. Podstava má strany 40 mm. Na výšku má díl 80 mm. Pro Správné uchycení ventilu je na horní části dílu vytvořen šestihran, který má velikost vnitřního závitu 20 mm. Šířka stran je volena 6 mm. Pod hřídel ventilu je umístěna podpěra, která na sobě drží váhu samotného ventilu.



Obrázek 17 Návrh dílu pro spojení krokového motoru a ventilu v programu Cubify 3D

Modely jsou vyrobeny z plastu PLA, jehož tuhost je dostatečná. Nic se nedeformuje a díly do sebe přesně líčují. Jelikož podpora pro osazení ventilu a místo pro vložení šestihranu by byly při tisku tisknuty do vzduchu, musela se v programu pro tisk nastavit podpora. Ta byla vytištěna z tenčí vrstvy než je samotný model. Její úděl byl, aby při tisku tiskárna netiskla do vzduchu. Po vytisknutí součástek se podpěry vylomily a místo se zapilovalo, aby nevznikly ostré hrany. Samotný tisk probíhal na tiskárně REBEL II. Výsledné spojení ventilu a krokového motoru můžeme vidět na Obrázek 18.



Obrázek 18 Spojení krokového motoru a ventilu

4.10 Zapojení elektroniky

Schéma zapojení pro tuto aplikaci obsahuje řídicí desku ESP, která se napájí 5 volty z micro USB kabelu. Jako vstupní periferie byl zvolen pin D34, na kterém je připojena elektronika snímače krevního tlaku. Snímač je také napojen na pin GND, který znamená zem. Toto je nutné pro správné fungování snímače. Na pin D18 a D19 je připojen výstup řadič krokových motorů. Pin D18 dodává řadiči informaci o směru otáčky, pin D19 posílá informace, jestli má krokový motor vykonat rotační pohyb. Piny z ESP32 jsou napojeny v řadiči A4988 na piny DIRECTION a STEP. Řadič je napájen z vývojového modulu pomocí pinu 3V3, který je zapojen do pinu VDD. Země obou součástek jsou propojeny. Na

krokovém řadiči jsou dále spolu propojeny piny SLEEP a RESET. Potřebnou energii motoru dodává externí 12 V napájení, které spojuje na řadiči pin VMOT. Do pinů 1A, 2A, 1B, 2B jsou vyvedeny vodiče pro spojení s krokovým motorem. Jelikož motor obsahuje dvě cívky, je nutnost jej propojit s řadičem čtyřmi žílami drátu.

Motor samotný je stavěný na maximální proud 1,7 A. Bylo tedy nutné omezit proud na řadiči tak, aby jeho hodnota nepřesahovala maximální hodnotu udávanou výrobcem. Pro účely nastavení správného proudu byl použit digitální multimetr PowerFix Profi. Pro výpočet správného napětí byl použit vzorec uvedený k danému modulu. [24]

$$V_{ref} = I_{max} * 8 * 0.1 \quad (11)$$

V_{ref} = nastavované napětí

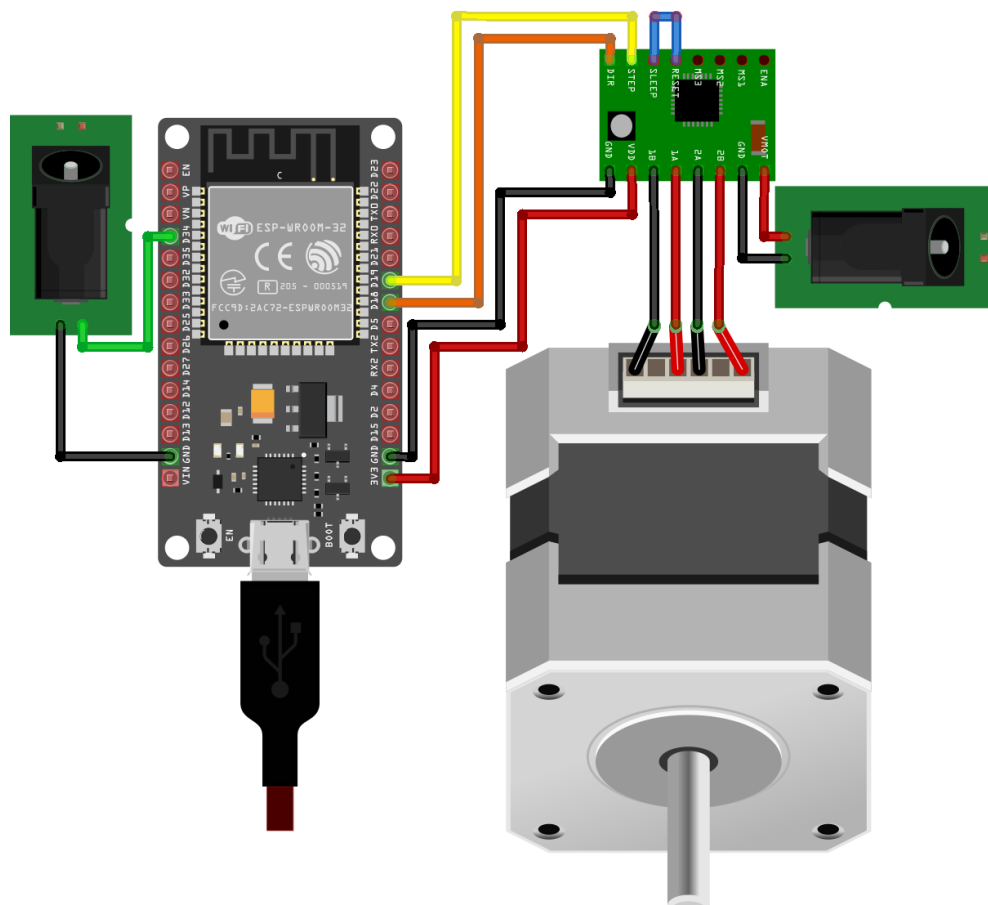
I_{max} = maximální proud určený výrobcem

8 = konstanta určená výrobcem driveru

0,1 hodnota odporu v Ω

Po dosažení do vzorce vyšlo, že napětí, které potřebuji nastavit potenciometrem na řadiči by mělo být 1,36 V. Požadovaná voltáž se nastavovala tak, že se jeden kladný pól připojil k křížovému šroubováku, kterým se poté otáčel potenciometr. Záporný kontakt multimetru se umístil na zem řadiče krokového motoru. Pokud se točilo šroubovákem směrem doprava, napětí klesalo, pokud se otáčelo doleva, napětí stoupalo. Po dosažení napětí 1,36 V byla nastavena maximální hodnota proudu, který krokový motor snese, na úroveň 1,7 A.

Celkové zapojení elektroniky pro regulaci ventilu je na Obrázek 19.



Obrázek 19 Schéma zapojení komponent

4.11 Zapojení ventilu do modelu krevního řečiště

Zapojení ventilu do modelu krevního řečiště probíhalo za pomoci dvou ½" závitových redukci, které se našroubovaly do ventilu z obou stran. Závit redukci bylo nutné utěsnit teflonovou páskou používanou instalatéry. Bez utěsnění by kapalina unikala ze závitů ventilu při zvýšení tlaku v řečišti. Na redukce se nasadila gumová hadička. Utěsnění hadičky k závitové redukci probíhalo pomocí hadicové spony, která obepnula hadici nasazenou na redukci. Poté se spona utáhla šroubovákem, aby těsnila. Na druhý konec hadice se připojila kuželovitá spojka. Jelikož hadička je elastická, nebylo nutné ji utěšňovat. Kuželová spojka se nasadila do dalších elementů krevního řečiště a tím vznikl uzavřený okruh pro cirkulaci kapaliny.

5 Software

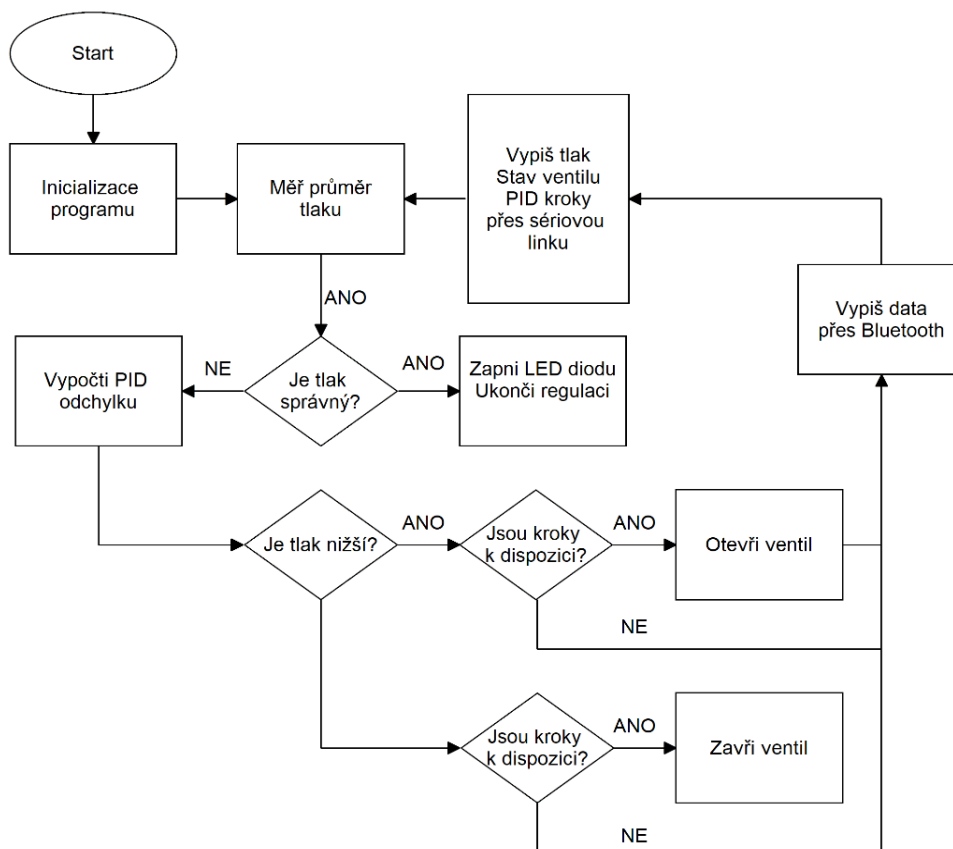
Pro správný chod hardwaru bylo k němu nutné navrhnout software, který by splňoval parametry pro správnou regulaci.

5.1 Vývojové prostředí

Programování modulu ESP32 probíhalo ve vývojovém prostředí Arduino IDE ve verzi 1.8.13, které využívá pro programování jazyk C. Jelikož Arduino IDE slouží primárně pro desky Arduino, bylo nutné do prostředí nahrát knihovny podporující desky ESP. Pro připojení modulu ESP32 k počítači se používá micro USB kabel. Komunikační kanál byl nastaven na 921600 bitů za sekundu. Dříve, než se začalo se samotným programováním, bylo nutné nahrát potřebné knihovny do Arduino IDE. Ty obsahovaly ovladače pro ESP32 desky a díky nim se mohl vývojový kit používat, jako by byl ESP32 modul originální s Arduino IDE prostředím.

5.2 Vývojový diagram

Program uložený na ESP32 desce se spustí, jeli připojen zdroj napájení. Po spuštění programu dojde k inicializaci. Zahájí se komunikace přes sériovou linku do počítače, nastaví se protokol pro komunikaci přes Bluetooth, definuje se nastavení PID regulace, ventil se plně otevře a měření průměru si nastaví, počáteční indexy. Po ukončení inicializace se zahájí nekonečná smyčka, ve které probíhá čtení dat z tlakového senzoru a jejich následné průměrování, výpočty PID regulace a následně, podle splněných podmínek posun ventilu. Po ukončení pohybu následuje výpis dat přes sériovou linku a rozhraní Bluetooth. Vývojový diagram je znázorněn na Obrázek 20.



Obrázek 20 Vývojový diagram pro modul ESP32

5.3 Knihovny

Vývojové prostředí může být doplněno pomocí knihoven, které nám usnadňují práci se samotným programem a rozšiřují sbírku funkcí, které program zvládne udělat. Mnoho knihoven je již předinstalováno v samotném vývojovém prostředí, další lze v případě potřeby stáhnout a doinstalovat. Stahování probíhá buď přímo v aplikaci, nebo lze manuálně požadovanou knihovnu najít na internetu a nahrát ji do vývojového prostředí manuálně. V mém programu pro regulaci ventilu jsou využity tyto knihovny:

- 1) PID – provádí výpočet PID regulace
- 2) ESP32 BLE Arduino - zajišťuje komunikaci přes Bluetooth Low Energy mezi vývojovým kitem a připojeným zařízením

5.4 Počáteční definice

Při startu programování je nutné si definovat všechny záznamy, které bude program během chodu potřebovat a v případě potřeby je bude moct změnit. Tato funkce nám dává možnost, že při úpravě kódu, kde používáme proměnné, můžeme upravit pouze ji v začátku programu a nemusíme přepisovat veškeré části kódu, kde by měla být proměnná napsána. V definicích jsou definovány GPIO, na které jsou napojeny příslušné periferie. Dále jsou v definicích nastaveny časy otáček motoru, konstanty PID regulace, požadovaný tlak, pomocné proměnné pro měření tlaku a hlídání pozice ventilu. Dále je v definicích nastaveno vzorkování ze senzoru, které činí 100 vz/s a časování, podle kterého se řídí, kdy se co v programu odehraje. Ukázka poměných je ve Výpis 1.

```
7 const int numReadings = 800;           // how many readings
8 int readings[numReadings];           // readings from sensor
9 int readIndex = 0;                   // read index
10 int total = 0;                       // total
11 int average = 0;                     // average
12 int LED_BUILTIN = 2;                 //led on ESP32
13 const int inputPin = 34;             //input for pressure sensor
14 int pressureSet = 300;               // pressure what we want to set
15 double averagePressure = 0;         //pressure in mmHG
16 //PID regulation
17 double Kp = 1, Ki = 0, Kd = 0;
18 double outputVal, setPoint;
19 #define OUTPUT_MIN -400              //valve is closed
20 #define OUTPUT_MAX 400              //valve is opened
21 //motor rotation
22 const int dirPin = 18;               //set direction on stepper motor
23 const int stepPin = 19;             //set move on stepper motor
24 const int stepStart = 750;          //set how many steps has to be done
25 const int stepStartTime = 3000;     //set how long the motor will make movement
26 const int stepTime = 1500;         //motor time to spin
27 int valveState;                     //motor state
28 //timing
29 unsigned long millis_Average;       //reading time from sensor
30 unsigned long millis_Rotation;      //regulation time
31 //conditions
32 int counter = 0;
33 bool regulation_done;
34 bool restart;
```

Výpis 1 Počáteční definice

5.5 Čtení dat ze senzoru

Jelikož potřebujeme znát tlak, který pumpa vytváří, je nutné jej měřit přes snímač. V kapitole 4.11 bylo popsáno zapojení tlakového senzoru do vývojového kitu.

Data, která dostaneme ze snímače se musí předem upravit. Jelikož srdce není lineární pumpa, pracuje tedy v pulzech, je nutné data zprůměrovat. Kdyby se průměrování neodehrálo, ventil by nebyl schopen správně regulovat. Mohlo by se stát, že by výčet ze snímače náhodně narazil na maximální, či minimální možnou výchylku. V tomto případě by tlak neodpovídal realitě a zařízení by bylo v podstatě neovladatelné. Pro průměrování jsem využil metodu klouzavého průměru. Ta spočívá v tom, že bere hodnoty z předem nastaveného časového intervalu a s těmi počítá. Jakmile se naplní zásobník s hodnotami, první naměřená hodnota se přemaže novou, aktuální hodnotou. Takto to pokračuje neustále. Načítání dat ze snímače je nastaveno na 100 vz/s. Tento počet je dostatečný pro zachycení systoly i diastoly a zároveň je dostatečně nízký, aby to ESP32 kit zvládl bez problému spočítat. Po uplynutí 8000 ms je zásobník plný a hodnoty se začnou od nejstarší přemazávat za nové, načítání dat ze snímače pokračuje dále. Celkem se počítá klouzavý průměr z 800 hodnot. Výsledný průměr se poté přepočítá na tlak podle polynomu (10). Samotné průměrování probíhá v nekonečné smyčce void loop (). Ve Výpis 2 můžeme vidět, jak část programu pro průměrování vypadá.

```
177 void readInput() {
178     millis_Average = millis();
179     total = total - readings[readIndex];           // current readings value
180     readings[readIndex] = analogRead(inputPin);   // reading from input
181     total = total + readings[readIndex];
182     readIndex = readIndex + 1;                   // how many read it was
183     if (readIndex >= numReadings) {
184         readIndex = 0;
185     }
186     average = total / numReadings;               // Calculated average
187     averagePressure = ((average * 0.6957) - 764.585); // Average to mmHg
188     Serial.print("Avg pres: ");Serial.println(averagePressure); // Send via serial
189 }
```

Výpis 2 Průměrování vstupu analogového senzoru

5.6 Výpočet PID regulace

PID, neboli proporcionálně, integračně, derivační regulátor je úprava výstupní veličiny tak, aby se co nejrychleji a nejefektivněji dostala k nastavenému cíli. Proporcionální složka je ze všech nejjednodušší. Prostě odečte aktuální hodnotu od nastavené a rozdíl se vynásobí zadanou konstantou. Čím víc se bude odchylka zmenšovat, tím menší bude hodnota proporcionální konstanty.

Integrační složka vypočítanou odchylku vynásobí svou konstantou a poté ji přičte ke své složce. Pokud je snímaná hodnota menší než nastavená, bude se integrační složka postupně zvyšovat. V případě, kdy je snímaná hodnota vyšší, integrační konstanta bude hodnotu celkové složky snižovat.

Derivační složka pracuje s časem. Sleduje rychlost změny odchylky. Tu poté násobí svou konstantou. Pokud bude nastavená veličina klesat, derivační složka zvýší svou hodnotu. Čím rychleji bude veličina klesat, tím více se bude zvyšovat hodnota složky. [25] V této práci se využívá PID knihovny, která v sobě obsahuje výpočty regulace. Stačí tedy jen napsat hodnoty P, I, D konstant, rozsah, ve kterém má regulace pracovat a časový interval, jak často má provádět výpočet. V situaci, kdyby nebyl správně nastaveno časový interval regulace by docházelo k nárůstu hodnot díky I a D složkám. Maximální a minimální hodnoty, ve kterých se regulace pohybuje byly nastaveny od -400 do 400. Když tyto hodnoty sečteme v absolutní hodnotě, dostaneme číslo 800, což je počet kroků krokového motoru pro plné otevření, či zavření ventilu.

Interval výpočtu byl zvolen 8000 ms. Tento čas koresponduje s naměřením nového klouzavého průměru. Výsledek PID regulace poté reprezentuje počet kroků, co musí krokový motor vykonat. Pokud je výsledek kladný, ventil se zavírá, pokud je záporný, ventil se otevírá. Ukázka kódu pro nastavení PID regulace ve void setup () je ukázána ve Výpis 3.

```
154 | valvePID.SetMode(AUTOMATIC);
155 | valvePID.SetOutputLimits(OUTPUT_MIN, OUTPUT_MAX);
156 | valvePID.SetSampleTime(8000);
```

Výpis 3 Inicializace PID regulace

5.7 Ovládání ventilu

Aby se ventil správně zavíral a otevíral, je nutné ho při startu programu vysunout do extrému. Zvolil jsem extrém plně otevřeno a to z důvodu, že kdyby ventil byl plně zavřený a v modelu krevního řečiště by proudila voda, tak by se mohla nějaká součástka poškodit, či se model zničit nadměrným tlakem. Pro maximální otevření ventilu je při inicializaci programu nastaveno, že se krokový motor posune o 800 kroků. To zajistí, že ventil bude plně otevřený a jeho startovací pozice bude -400 kroků. Od této chvíle si program sám hlídá, v jaké je motor aktuální pozici a pokud se dostane na -400, nebo 400 kroků, přestane regulovat, neboť nemá k dispozici volné kroky pro otáčku ventilu.

Před samotným otočením ventilu program vyhodnocuje, jestli je nastavený tlak roven $\pm 5\%$ tlaku zadanému. Pokud program zjistí, že požadovaný tlak neodpovídá zadanému tlaku, musí provést regulaci. Počet otáček, které musí ventil udělat zajišťuje PID regulace, kterou jsme si probrali v kapitole 5.6. Jedná se tedy o kroky, které se mění podle aktuálního tlaku a zadaných konstant. Program dále testuje podmínku a z té si následně vyhodnotí, co má udělat. Pokud je tlak nižší, kroky jsou vypočítány jako kladné a ventil se zavírá. Počet kroků se přičte do proměnné, díky čemuž máme přehled o aktuální pozici ventilu. Pokud je tlak vyšší, odehraje se předchozí situace, akorát obráceně. Tato část programu se spouští co 8000 ms. Regulace je ukončena ve chvíli, kdy se aktuální naměřený průměr rovná tlaku zadanému s odchylkou. Aby uživatel věděl, kdy je tlak nastaven správně, rozsvítí se v případě správného nastavení modrá LED dioda integrovaná na desce ESP32. V dalším cyklu již program nic regulovat nebude, jelikož byla naplněna podmínka pro ukončení regulace. Ve Výpis 4 je ukázána část programu pro vyhodnocení správně nastaveného tlaku.

Pro správné časování jednotlivých částí programu byla zvolena funkce millis, která počítá čas od spuštění programu. Pokud nastane situace, kdy je čas v milisekundách roven času, kdy se má spustit daný segment, segment se spustí a čas v proměnné, která hlídá danou část programu se resetuje na počáteční hodnotu. V programu je využito dvojího časování. První obsluhuje frekvenci načítání dat ze snímače tlaku a to 100 Hz, neboli 10 ms. Druhé časování hlídá čas pro počítání PID regulace a změnu polohy ventilu a to v čase 8000 ms.

```
192 void regulateValve() {
193     millis_Rotation = millis();
194     valvePID.Compute();
195
196     if(regulation_done == false){
197
198         if ((averagePressure >= (pressureSet*0.95)) && (averagePressure <= (pressureSet*1.05)))
199         {
200             digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);
201             nastaveno = true;
202         }
203     }
```

Výpis 4 Podmínka pro kontrolu správného nastavení tlaku

5.8 Bluetooth komunikace

ESP32 modul obsahuje Bluetooth ve verzi 4.2. Díky tomu je mu umožněno bezdrátově komunikovat s okolními zařízeními. Dokážeme odesílat a přijímat data, se kterými můžeme následně pracovat. Pro správnou funkcionalitu bylo nutné přidat do vývojového prostředí knihovnu ESP32_BLE_Arduino. Na začátku bylo nutné vytvořit propojení s knihovnami, napsat proměnnou, do které se budou ukládat informace o připojeném zařízení, proměnnou pro ukládání přijatých dat a definici ID, pro služby konektivity. Dále program obsahuje třídy, které slouží pro kontrolu připojení a pro příjem a odesílání zpráv. Aby bylo jasné, jestli program odesílá, nebo přijímá data, byly nadefinovány jedinečné UUID kódy, které slouží pro komunikaci s okolními zařízeními. Každý UUID kód slouží k jinému účel. Jeden je pro připojení zařízení k jinému, další dva poté pro příjem a odeslání zprávy.

```
156 void BT_start() {
157     BLEDevice::init("Ventil");
158
159     BLEServer *pServer = BLEDevice::createServer();
160     pServer->setCallbacks(new MyServerCallbacks());
161     BLEService *pService = pServer->createService(SERVICE_UUID);
162     pCharacteristic = pService->createCharacteristic(
163         CHARACTERISTIC_UUID_TX,
164         BLECharacteristic::PROPERTY_NOTIFY
165     );
166     pCharacteristic->addDescriptor(new BLE2902());
167     BLECharacteristic *pCharacteristic = pService->createCharacteristic(
168         CHARACTERISTIC_UUID_RX,
169         BLECharacteristic::PROPERTY_WRITE
170     );
171     pCharacteristic->setCallbacks(new MyCallbacks());
172     pService->start();
173     pServer->getAdvertising()->start();
174 }
```

Výpis 5 Inicializace Bluetooth při spuštění programu

Po spuštění modulu ESP32 se spustí inicializace programu, ve které se nastaví jméno, pod kterým se bude modul ukazovat. Dále se vytvoří BT server, BLE služby a komunikační kanály pro odesílání a přijímání dat. Po těchto krocích se vývojový kit stane viditelný pro ostatní zařízení. Ve smyčce loop() se kontroluje, zdali je zařízení připojeno k jinému zařízení. Pokud ano, je modul připraven přijímat a odesílat data. Po uplynutí 8000 ms se vypíše aktuální tlak do aplikace. Novou hodnotu tlaku, kterou požadujeme nastavit je modul schopen přijímat celou dobu. Kód dále obsahuje příkaz, že pokud bude regulace programu ukončena, je možno nastavit jiný tlak a program resetovat. To se provádí zasláním písmene R do ESP32 kitu. Ukázka inicializace Bluetooth ve void setup() je ukázána ve Výpis 5.

Připojení k telefonu probíhalo přes aplikaci Serial Terminal, která spojila mobilní telefon s operačním systémem Android s ESP32 modulem, který jako BLE zařízení nese název ventil. Po připojení začne program vypisovat požadovaný tlak a aktuální průměrný tlak, co byl naměřen. Jakmile uživatel odešle zprávu, že chce změnit na jiný tlak, v tomto případě to bylo z 300 mmHg na 200 mmHg, aplikace tlak zaznamená a pokračuje v regulaci. Dokud není regulace ukončena, program vypisuje každých 8000 ms log, ve kterém je obsažen záznam o požadovaném tlaku a o průměrném. Jakmile se tlak nastaví, aplikace vypíše: „Tlak 200 mmHg nastaven“. Ukázka aplikace Serial Terminál s výpisem je ukázána na Obrázek 22.

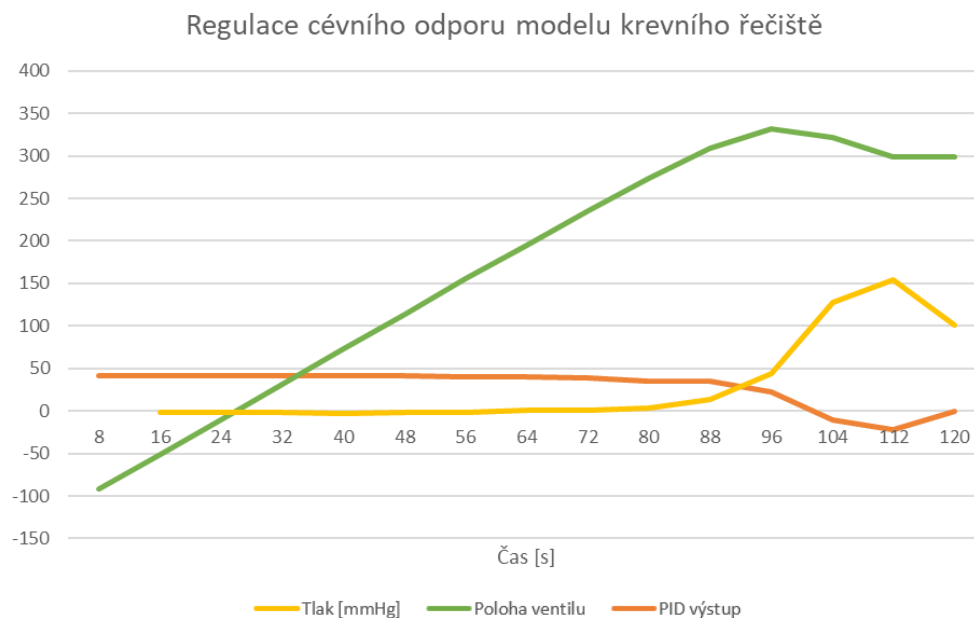
6 Zhodnocení výsledků

6.1 Experimentální ověření funkčnosti

Zkouška funkčnosti regulace probíhala na modelu krevního řečiště v laboratořích VŠB – TU Ostrava. Po zapojení ventilu do modelu krevního řečiště a zapojení všech patřičných komponent na svá místa se začalo měřit. Pumpa pracovala s frekvencí 60 tepů za minutu a její výdej byl nastaven na 20 ml na úder. Nejprve se měřilo metodou if-else, kdy místo výpočtu PID regulace byly nastaveny konstantní kroky, u kterých se jen testovalo, jestli je vůbec motor schopen vyvinout dostatečnou sílu ve chvíli, kdy v řečišti bude proudit kapalina, která má vyšší odpor než vzduch. Toto měření dopadlo úspěšně. Ventil dokázal regulovat tlak tak, aby dosáhl nastavené hodnoty v programu. Regulace byla ale velmi pomalá. Jelikož měření tlaku musí probíhat klouzavým průměrem, bylo možno otevírat či zavírat ventil jeden krát za osm sekund. Jelikož krok byl nastaven na 10 otáček a ventil potřeboval ke svému zavření 800, vyšel výsledný čas na nastavení požadovaného tlaku okolo deseti minut. Tato regulace byla přesná, ale velmi pomalá. Díky ní jsem se ale dozvěděl, že ventil reguluje tlak v řečišti až když je ventil téměř uzavřen. Způsobené je to tím, že ½“ ventil je určen pro vodovodní instalaci v domech, ve které jsou mnohonásobně větší průtoky, než jaké jsou v modelu krevního řečiště. Proto změna tlaku nastává až při téměř úplném zavření ventilu.

6.2 Regulace PID

Další na řadu přišla PID regulace. Jako složka P byla nastavena hodnota 0,4. Integrační a derivační člen byl nastaven na 0. Nastavení pumpy bylo ponecháno stejné, jako v kapitole 6.1. Na Obrázek 21 osa X reprezentuje čas v sekundách, osa Y poté reprezentuje polohu ventilu. Ventil se zavíral prvních 12 intervalů lineárně až došel do bodu, kdy měl k dispozici jen 100 kroků. V té chvíli se začal tlak mírně zvedat a program podle zadaných parametrů začal snižovat kroky ventilu. Při dalším měření zjistil, že aktuální tlak není nastavený, a proto se opět mírně zavřel.



Obrázek 21 Graf regulace cévního odporu modelu krevního řečiště

Následoval další cyklus, ve kterém tlak narostl více, než byl nastavený. Systém tedy mírně ventil dvakrát pootevřel. Výsledkem byl tlak 100 mmHg, který byl při této simulaci zvolen jako parametr zadání. Z jednoduchého výpočtu si můžeme určit, že pro nastavení požadovaného tlaku bylo nutné ventil zavřít až na 87,5 % možného uzavření. Po ukončení regulace se na modulu ESP32 aktivovala LED dioda, který značila, že je regulace ukončena. Oproti metodě pokus omyl byla tato metoda rychlejší. Během regulace program vysílal přes Bluetooth informace o nastaveném a požadovaném tlaku (Obrázek 22).

```
16:38:00.296 Pozadovany tlak: 100 mmHg
16:38:00.296 Prumerny tlak: 44.67 mmHg
16:38:07.136 Pozadovany tlak: 100 mmHg
16:38:07.136 Prumerny tlak: 136.61 mmHg
16:38:15.102 Pozadovany tlak: 100 mmHg
16:38:15.102 Prumerny tlak: 157.48 mmHg
16:38:23.201 Prumerny tlak: 100 mmHg
16:38:23.201 Tlak 100 mmHg nastaven
```

Obrázek 22 Výpis informací poslaných přes Bluetooth

Informace byly také vysílány do počítače přes sériovou linku. Počítač přes sériový terminál přijímal data o poloze ventilu, počtu kroků, které PID regulace vypočítala. Dále ukazoval, jestli se ventil otevírá, či zavírá a aktuální naměřený tlak.

6.3 Uživatelské rozhraní

Pro jednoduché ovládání ESP32 modulu byla vytvořena jednoduchá aplikace pro telefony s operačním systémem Android. Aplikace nejprve vyhledá v okolí zařízení. Po zobrazení seznamu klikneme na název Ventil a telefon se připojí k ESP32 modulu. Aplikace také obsahuje tlačítko pro odpojení od vývojového modulu (Obrázek 23).

Po připojení můžeme v aplikaci zadat požadovanou hodnotu tlaku, kterou chceme, aby ventil nastavil. Po napsání hodnoty do textového pole zmáčkeme tlačítko odeslat. Aplikace vypisuje aktuální nastavenou hodnotu. Po změně hodnoty aplikace nejpozději do 8000ms vypíše novou nastavenou hodnotu tlaku. Tato prodleva je způsobena časováním v programu pro ESP32 modul.

Zadej požadovaný tlak

Pripoj Odpojit

300

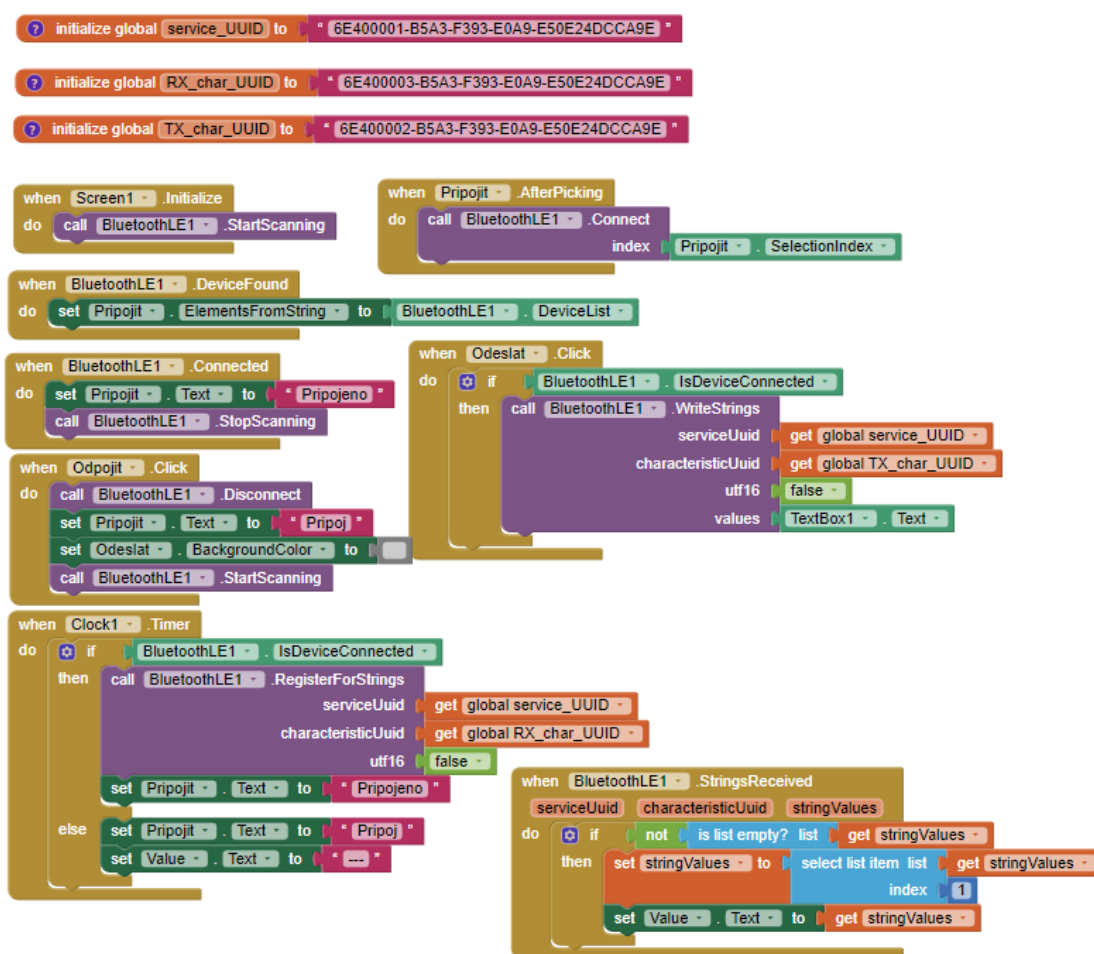
Zprava **Pozadovany tlak: 300**

Odeslat

Obrázek 23 Ukázka aplikace

Jelikož je aplikace napsána v programu Mit App Inventor, skládala se z bloků. Jako první bylo nutné si definovat tři tlačítka. Jedno s názvem Připojit, druhé s názvem Odpojit, třetí s názvem Odeslat. Popis těchto tlačítek byl volen stejný, jako jejich název. Dále bylo definováno textové pole pro vstup dat do aplikace. Dále byly definovány dva labely, jeden zobrazuje text zpráva a druhý text, který aplikace přijme z modulu ESP32. Do aplikace byly dále definovány funkce Clock1 a BluetoothLE1.

Pro zajištění komunikace mezi zařízeními byly definovány tři unikátní UUID kódy, jeden pro připojení, druhý pro odesílání dat a třetí pro přijímání dat. Poté byly nastaveny podmínky a pro správné připojení aplikace k modulu, ve kterých aplikace vyhledává jiná zařízení. Po stisknutí tlačítka odeslat se načte z textového pole zadaný text a ten se odešle z aplikace ven. Druhá podmínka je nastavena pro příjem hodnot, kdy přes unikátní UUID kód aplikace přijme string z modulu ESP32. Ten si poté převede na text a zobrazí ho v labelu.



Obrázek 24 Vnitřní nastavení aplikace

7 Závěr

Tato práce se zabývá vytvořením zpětnovazební regulační smyčky, která reguluje odpor modelu krevního řečiště. Nejprve byl ve zkratce probrán kardiovaskulární systém, srdce a cévní řečiště. Dále bylo popsáno dělení cév, jakým způsobem v nich proudí krev a byly ukázány metody pro měření krevního tlaku.

Poté byla provedena rešerše, díky které bylo zjištěno jak funguje umělá oběhová smyčka a z čeho se skládá. Důležitá byla informace ohledně ventilu, jenž nahrazoval variabilitu cév v lidském těle. Dále byly v rešerši ukázány metody neinvazivního snímání krevního tlaku pomocí pletysmografie a strojového učení.

Po pochopení dané problematiky se začalo s návrhem součástek, které by mohly sloužit k regulaci cévního odporu na modelu krevního řečiště. Jako ventil byl zvolen vřetenový mosazný ½" ventil, který se v praxi používá v instalatérských oborech. Pro pohyb ventilu byl vybrán krokový motor NEMA 17 17HS4401, který je dostatečně silný pro otočení ventilem. Spojení ventilu a motoru obstarává hřídel a obal, které byly speciálně navrženy pro tuto práci v programu Cubify 3D a následně vytisknuty na 3D tiskárně. Jako krokový řadič byl vybrán A4998, který se pyšní vysokým výkonem za velmi nízkou cenu. Základní deska zvolená pro řešení softwarové části práce byla zvolena ESP32, v sestavení DevKit v1. Tlakový snímač byl zvolen typu ARGON DRX Plus™, který se běžně používá v nemocniční praxi. Signál z něj musel být zesílen a předzpracován, aby byl kompatibilní s deskou ESP32.

Software pro ovládání modulu ESP 32 byl naprogramován v programu Arduino IDE. Jako první se musely na začátek kódu nahrát knihovny, které obsluhovaly Bluetooth a počítaly PID regulaci. Dále bylo potřeba nadefinovat počáteční definice, ze kterých později samotný program čerpal. Bylo třeba definovat požadovaný tlak, extrémní polohy ventilu, výstupní a vstupní piny na ESP 32 kitu. Ve chvíli, kdy bylo toto hotovo se začal programovat samotný program. Při spuštění programu dojde k inicializaci Bluetooth, ve které se vytvoří Bluetooth server, na který se mohou napojit okolní zařízení. Ventil se otevře do polohy maximálně otevřeno a začne se počítat klouzavý průměr tlaku obsaženého v umělém krevním řečišti. Průměr je počítán z celkem 800 vzorků a data ze snímače se načítají tempem 100 vz/s. Poslední podprogram pro inicializaci je spuštění PID výpočtu pro výpočet kroků ventilu.

Po ukončení inicializace program čeká, než uplyne 8000ms, poté vypočítá PID odchylku a otestuje podmínky, zdali je nutno regulovat. Pokud ano, dosadí vypočítané kroky do splněné podmínky a provede se regulace. Toto trvá do doby, než se ventil dostane do polohy, kdy vykazuje dostatečnou schopnost zaškrtnit proud kapaliny tak, aby se tlak uvnitř systému zvedl. Ve chvíli, kdy je požadovaný tlak roven $\pm 5\%$ nastavené hodnoty se regulace ukončí. Po ukončení regulace se na kitu ESP32 rozsvítí modrá LED dioda, která signalizuje ukončení programu. Software je nastaven tak, aby ve stejném intervalu, co se provádí výpočet odchylky posílal data přes Bluetooth a sériovou linku do okolních zařízení. Přes sériovou linku se do počítače posílají data ohledně aktuální pozici ventilu, aktuální průměrný tlak, jestli se bude otevírat, či zavírat ventil. Přes Bluetooth se do mobilního telefonu posílá informace ohledně aktuálního a požadovaného tlaku. Přes toto rozhraní lze také zadat příkaz pro změnu tlaku nebo restart regulace. Při restartu regulace se musí zadat znova požadovaný tlak a celý program běží od začátku.

Pro jednodušší ovládání byla naprogramována aplikace pro operační systém Android, ve které se dá pro regulátor tlaku nastavit jiný požadovaný tlak. Aplikace poté vypíše hodnotu nastaveného tlaku.

Citovaná literatura

- [1] OBĚHOVÝ SYSTÉM. *Botanic* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://botanic.cz/slovník-pojmu/obehovy-system>
- [2] 1. Srdce. *Funkce buněk a lidského těla* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [3] Oběhová soustava. *Anatomie.lf2.cuni* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://anatomie.lf2.cuni.cz/files/page/files/2019/03vsobeh.pdf>
- [4] Vény. *Med.muni* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: https://www2.med.muni.cz/histology/MedAtlas_2/MA_txt1-2-3-2.htm
- [5] 2. Krevní oběh. *Funkce buněk a lidského těla* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh/>
- [6] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOZBA. *LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICKÉ PŘÍSTROJE*. 1. vydání. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [7] TAYLOR, Charles. Implementing a Fully Automated Mock Circulatory Loop to Simulate Cardiovascular Conditions. *Mathworks* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/company/newsletters/articles/implementing-a-fully-automated-mock-circulatory-loop-to-simulate-cardiovascular-conditions.html>
- [8] CATANHO, Marianne, Mridu SINHA a Varsha VIJAYAN. Model of aortic blood flow using the Windkessel effect. *Integrated Systems Neuroengineering* [online]. San Diego [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: https://isn.ucsd.edu/courses/Beng221/problems/2012/BENG221_Project%20-%20Catanho%20inha%20Vijayan.pdf
- [9] LEE, Q., G. CHAN, S. REDMOND et al. Classification of low systemic vascular resistance using photoplethysmogram and routine cardiovascular measurements. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010, s. 1930-1933. ISSN 1558-4615. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2010.5628062
- [10] LOVE, H., D. TIMMS, F. NESTLER, O. FRAZIER a W. COHN. A mock circulatory loop for designing and evaluating total artificial hearts. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2014, s. 5667-5670. ISSN 1558-4615. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2014.6944913
- [11] REDMOND, S., Q. LEE, Y. XIE a N. LOVELL. Applications of supervised learning to biological signals: ECG signal quality and systemic vascular resistance: ECG signal quality and systemic vascular resistance. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012, s. 57-60. ISSN 1558-4615. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2012.6345870
- [12] BOGACHEV, M., O. MARKELOV, N. PYKO a S. PYKO. Blood pressure — Heart rate synchronization coefficient as a complementary indicator of baroreflex mechanism efficiency. In: *2015 XVIII International Conference on Soft Computing and Measurements (SCM)*. 2015, s. 173-175. Dostupné z: doi:10.1109/SCM.2015.7190446
- [13] CHIA, C., J. SAUL, C. LEE a R. MARK. Monitoring the changes in peripheral vascular resistance using the shape of the radial blood pressure pulse. In: *Proceedings Computers in Cardiology*. 1992, s. 567-570. Dostupné z: doi:10.1109/CIC.1992.269539
- [14] KIZAKEVICH, P., E. KAUFMAN, N. CRAGG, W. JOCHEM, S. TEAGUE a J. HORDINSKY. Beat-by-beat monitoring of systemic vascular resistance during head-up tilt for assessment of orthostatic

- stress response. In: *Proceedings of IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*. 1994, s. 82-87. Dostupné z: doi:10.1109/CBMS.1994.315992
- [15] Ventil uzavírací přímý Slovarm K 83 T DN 15. *DEK* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: https://www.dek.cz/produkty/detail/6000050540-k-83-t-ventil-uzaviraci-primy-dn15-411088?tab_id=parametry
- [16] ELEKTRO: Speciál Elektrické motory. *Odborné časopisy* [online]. Praha: PCC Public [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: http://www.odbornecasopisy.cz/flipviewer//2015/25/_25_2015/index.html#p=1
- [17] Krokový motor NEMA 17 17HS4401 0,4Nm. *Láska Arduino* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://www.laskarduino.cz/krokovy-motor-nema-17-17hs4401-0-4nm/>
- [18] Arduino Products. *Arduino* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Main/Products>
- [19] ESP32 Modules and Boards. *Espressif* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/hw-reference/modules-and-boards.html#esp-modules-and-boards-esp32-wroom-32>
- [20] We Recommend the DOIT ESP32 DEVKIT V1 Board (Wi-Fi and Bluetooth). *Maker Advisor* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://makeradvisor.com/tools/esp32-dev-board-wi-fi-bluetooth/>
- [21] A4988 DRIVER PRO KROKOVÉ MOTORY S CHLADIČEM. *HW Kitchen* [online]. [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://www.hwkitchen.cz/a4988-driver-pro-krokovy-motory-s-chladicem/>
- [22] *Argon Product Catalogue 2013*. 2013. Dostupné také z: <https://www.argonmedical.com/>
- [23] BARVÍK, Daniel. *Senzorika pro měření parametrů modelu krevního řečiště* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2021-04-28]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/136194>. Diplomová práce. VŠB - TU Ostrava.
- [24] A4988 motor current tuning. *Ardufocus* [online]. [cit. 2021-04-29]. Dostupné z: <https://ardufocus.com/howto/a4988-motor-current-tuning/>
- [25] *PID regulátor* [online]. [cit. 2021-04-29]. Dostupné z: <https://valter.byl.cz/plynula-regulace-pid>

Elektronické přílohy

Elektronické přílohy

