



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

MOŽNOSTI ŘÍZENÍ VÝSTUPNÍCH CHARAKTERISTIK PERISTALTICKÉHO ČERPADLA

POSSIBILITIES OF CONTROLLING THE OUTPUT CHARACTERISTICS OF THE PERISTALTIC PUMP

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martin Odehnal

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jiří Jagoš

BRNO 2021

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Martin Odehnal
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. Jiří Jagoš
Akademický rok:	2020/21

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Možnosti řízení výstupních charakteristik peristaltického čerpadla

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Peristaltická čerpadla jsou velmi atraktivní řešení v oblastech, kde je nutné vyhnout se kontaminaci mezi kapalinou a částmi čerpadla (např. medicínské aplikace, bioreaktory) [1],[2]. Dále jsou vhodná i pro čističky a továrny na papír, kde kapalina obsahuje i pevnou fázi (např. nečistoty). Největší nevýhodou je přítomnost výrazných oscilací průtoku a tlaku, které jsou většinou nežádoucí a snižují účinnost čerpadla, nebo způsobují hemolýzu erytrocytů [1],[2]. Práce bude zaměřena na možnosti řízení výstupních charakteristik čerpadla a detailnímu rozpracování možnosti řízení těchto charakteristik pomocí změny rychlosti otáčení čerpadla během cyklu.

Cíle bakalářské práce:

1. Rešeršní studie ohledně možností řízení výstupních veličin (průtok, tlak) peristaltického čerpadla se zaměřením na biomedicínské aplikace – např. bioreaktory.
2. Návrh modulu pro řízení rychlosti otáčení čerpadla během cyklu.

Seznam doporučené literatury:

KLESPITZ, J. and KOVÁCS, L. (2014) 'Peristaltic pumps - A review on working and control possibilities', SAMI 2014 - IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics, Proceedings. IEEE, pp. 191–194. doi: 10.1109/SAMI.2014.6822404.

BURDA, Radim. Peristaltic pump. Brno, 2019. Master's thesis. Brno University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering, Energy institute. Supervisor František Pochylý.

BÁRTA, F. Řízení krokového motorku injekčního dávkovače. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 55s. Vedoucí bakalářské práce byl doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2020/21

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá možnostmi řízení výstupních charakteristik peristaltického čerpadla. Nejprve jsou rozebrána samotná peristaltická čerpadla, jejich provedení a principy funkce. Dále jsou popsány jejich aplikace a popis využití v biomedicínských aplikacích. V hlavní části rešerše jsou popsány výstupní charakteristiky peristaltického čerpadla s navazující kapitolou, věnující se možnostem jejich řízení. Zde jsou možnosti rozděleny dle jejich povahy do tří skupin na softwarové, hardwarové a jejich kombinaci. Možnost proměnlivého řízení otáček v průběhu cyklu patří do kategorie softwarového řízení a jeho realizace je provedena v praktické části. Tato možnost byla vybrána vzhledem k jejímu univerzálnímu použití, a to jak při eliminaci, tak modulaci pulzace. V rámci práce byly navrženy programy umožňující proměnlivé ovládání rychlosti rotoru krokového motoru v průběhu jedné otáčky ve čtyřech režimech podle volby rychlostního profilu.

Klíčová slova

peristaltické čerpadlo, řízení otáček, modulace pulzace, pulzní tlumič, krokový motor, arduino

Abstract

This bachelor's thesis deals with the possibilities of controlling the output characteristics of a peristaltic pump. First, the peristaltic pumps themselves, their design and principles of operation are analyzed. Furthermore, their applications and a description of their use in biomedical applications are described. The main part of this review describes the output characteristics of a peristaltic pump with a follow-up chapter devoted to the possibilities of their control. Here, the options are divided according to their nature into three groups: software, hardware and their combinations. The possibility of variable speed control during the cycle belongs to the category of software control and its implementation is performed in the practical part of this work. This option was chosen due to its universal use, both in the elimination and modulation of pulsation. As part of the work, different schemes were designed that allow variable control of the rotor speed of the stepper motor during one revolution in four modes according to the choice of speed profile.

Keywords

peristaltic pump, speed control, pulsation modulation, pulse damper, stepper motor, arduino

Bibliografická citace

ODEHNAL, Martin. *Možnosti řízení výstupních charakteristik peristaltického čerpadla* [online]. Brno, 2021 [cit. 2021-05-11]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/132293>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Jagoš.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „*Možnosti řízení výstupních charakteristik peristaltického čerpadla*“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Jiřího Jagoše a že jsem v seznamu použité literatury uvedl všechny informační zdroje, které jsem v této práci použil.

V Brně dne 21. května 2020

Martin Odehnal

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu práce Ing. Jířímu Jagošovi za odborné vedení, trpělivost, věcné připomínky a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a přátelům, za jejich podporu v průběhu mého celého dosavadního studia.

Obsah

Úvod	10
1. Peristaltické čerpadlo	11
1.1 Rotační peristaltické čerpadlo	11
1.1.1 Komponenty rotačního peristaltického čerpadla:.....	11
1.1.2 Princip funkce	14
1.2 Lineární peristaltické čerpadlo	14
1.2.1 Konstrukční provedení:	14
1.2.2 Princip funkce:	15
1.3 Použití peristaltických čerpadel	16
1.3.1 Užití peristaltických čerpadel v biomedicínských aplikacích	16
1.4 Výhody peristaltických čerpadel.....	18
1.5 Nevýhody peristaltických čerpadel.....	18
2. Výstupní veličiny peristaltického čerpadla	18
2.1 Průtok	19
2.2 Tlak.....	19
2.3 Vliv výstupních veličin na přepravovanou tekutinu	20
3. Možnosti řízení výstupních veličin.....	20
3.1 Softwarové řízení	20
3.1.1 Řízení otáček motoru v uzavřené smyčce	20
3.1.2 Řízení otáček motoru v otevřené smyčce.....	21
3.2 Hardwarové řízení	22
3.2.1 Počet tlačných segmentů	22
3.2.2 Konstrukční řešení pouzdra.....	22
3.2.3 Pulzní tlumiče.....	23
3.3 Kombinace druhů řízení.....	26
3.3.1 Řízení rychlosti pohonu čerpadla s modifikovaným tvarem pouzdra.....	26
3.3.2 Čerpadlo a průtokové modulátory	27
3.3.3 Kombinace výstupních pulsních proudění	27
4. Pohon rotačního peristaltického čerpadla.....	28
4.1 Krokové motory a jejich ovládání.....	28
4.1.1 Typy krokových motorů.....	29
4.1.2 Řízení krokových motorů.....	30
4.1.3 Momentová charakteristika krokového motoru	32
4.1.4 Výkonové buzení krokových motorů.....	33
5. Praktické řešení.....	35
5.1 Zvolené komponenty.....	35

5.1.1	Arduino Uno R3	35
5.1.2	Motor	36
5.1.3	Ovladač krokového motoru	36
5.1.4	Zdroj	37
5.2	Zapojení komponent	37
5.3	Programy v Arduino IDE	38
5.3.1	Lineární průběh rychlosti	41
5.3.2	Průběh rychlosti předepsaný funkcí $\sin(x)^2$	41
5.3.3	Kombinace lineárního průběhu a průběhu předepsaného funkcí $\sin(x)^2$	42
5.3.4	Průběh z diskretních hodnot rychlosti	43
6.	Závěr	44
	Reference	45
	Seznam použitých zkratk a symbolů	49
	Seznam obrázků	51
	Seznam příloh	53

Úvod

Peristaltická čerpadla jsou typem objemových čerpadel s velice rozsáhlým spektrem použití od dávkování přesného objemu léčiv, až po pumpy kanalizačních systémů a čističek vod. Mezi jejich hlavní přednosti patří absence kontaktu přepravované tekutiny s vnějším prostředím, čímž nedochází ke kontaminaci přepravované tekutiny. Díky možnosti udržení sterility přepravované tekutiny je do značné míry upřednostňovaným řešením v biotechnických a medicínských aplikacích. Ovšem pulzní charakter průtoku a tlaku na výstupu čerpadla, způsobený vyrovnáváním tlakových rozdílů před a za tlačným segmentem, je hlavní nevýhodou, kterou je potřeba regulovat. Přílišná pulzace značně ovlivňuje přesnost čerpaného objemu a u přepravy krve může zapříčinit rozpad červených krvinek [1, 2]. Ve většině aplikací je snaha o eliminaci této pulzace, ovšem pravým opakem mohou být bioreaktory a simulace fyziologického proudění, kde je cílem modulovat průběh průtoku dle potřeby [3].

Řízení výstupních veličin tedy může být ve smyslu eliminace nebo modulace oscilujícího průběhu. K řízení těchto výstupních veličin může být dosaženo různými způsoby, jako je konstrukční úprava samotného čerpadla, využití pulzního tlumiče na výstupu čerpadla a řízení pohonu čerpadla [4, 5]. U rotačního peristaltického čerpadla je jednou z možností regulace průběhu pulzace řízením rychlosti otáčení rotoru v průběhu pracovního cyklu. Při využití krokového motoru pro pohon peristaltického čerpadla je možné ovládnutí otáček rotoru bez dalších přídavných senzorů. Atraktivnost tohoto řešení spočívá ve své jednoduchosti a možné implementaci tohoto řízení do již existujících čerpadel, která k pohonu využívají právě krokové motory.

1. Peristaltické čerpadlo

Peristaltická čerpadla patří mezi objemově dávkovací čerpadla a jsou zařízení používané k čerpání velké škály tekutin uvnitř pružné trubice, která zajišťuje, že se tekutina nedostane do kontaktu s okolním prostředím. Peristaltický pohyb můžeme pozorovat v různých biologických systémech, například u svalstva trávicího traktu. Peristaltická čerpadla fungují na podobném principu. Pohybu tekutiny je docíleno periodickým stlačováním a uvolňováním pružné trubice. Nejčastěji je trubice stlačována válečky připevněnými na konci rotoru. Tento typ peristaltického čerpadla se nazývá rotační peristaltické čerpadlo. Druhým typem jsou lineární peristaltická čerpadla, která dopravuje tekutinu pomocí rytmického stlačování trubice za pomoci hybných segmentů řazených za sebou. [1, 6].

1.1 Rotační peristaltické čerpadlo

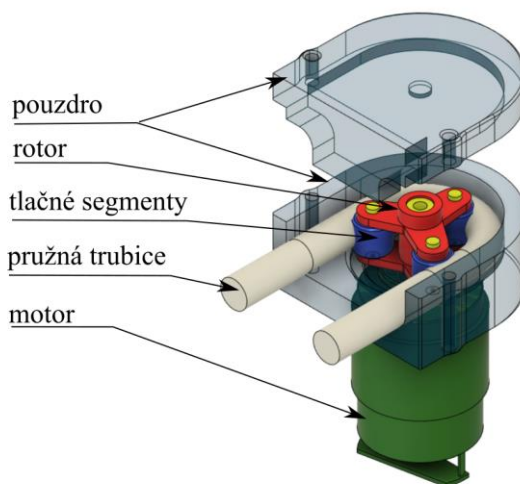
Rotační peristaltické čerpadlo se skládá z rotoru, na kterém jsou umístěny tlačné segmenty. Toto provedení čerpadla je rozšířenější oproti lineárnímu, hlavně díky jeho jednodušší konstrukci a ovládání [1].

1.1.1 Komponenty rotačního peristaltického čerpadla:

Obecně se rotační peristaltické čerpadlo skládá z částí viz

Obr. 1:

- motoru,
- rotoru,
- tlačných segmentů,
- pružné trubice,
- pouzdra.



Obr. 1 Části rotačního peristaltického čerpadla [7]

1.1.1.1 Rotor

Rotor je rotující část čerpadla poháněná motorem. Pohonu rotoru je věnována samostatná kapitola „Pohon rotačního peristaltického čerpadla“. Na radiálních koncích rotoru jsou umístěny tlačné segmenty [1].

1.1.1.2 Tlačné segmenty

Konstrukční provedení částí, které stlačují trubici, může být různé. Nejčastější řešení je ve formě válečků, které plní funkci stlačování a zároveň snižují tření mezi tlačným segmentem a trubicí, což prodlužuje životnost trubice. Nejběžnější uchycení tlačných segmentů je ve fixní vzdálenosti od osy otáčení na rotoru viz

Obr. 1, které zajišťuje konstantní okluzi. Některé konstrukční provedení viz Obr. 14 vyžaduje odpružené uchycení tlačných segmentů pro docílení konzistentního přítlaku. Další výhodou odpružených tlačných segmentů je zvýšení životnosti trubice [8, 9]. Jejich uložení a počet ovlivňuje okluzi a objem tekutiny uzavřené mezi tlačnými segmenty.

a) Okluze

Okluze určuje míru stlačení trubice, která je závislá na minimální vzdálenosti mezi tlačným segmentem a pouzdrem. Nastavení okluze výrazně ovlivňuje životnost trubice. Čím je stlačení větší, tím se životnost trubice snižuje. V opačném případě, kdy je trubice stlačovaná méně, je snížena efektivita čerpadla a může docházet k mírnému zpětnému toku. Nastavení okluze je tedy velice důležitý parametr, který určuje další funkčnost peristaltického čerpadla. Vztah pro výpočet absolutní hodnoty okluze [2, 8]:

$$y = 2 \cdot t - g \quad (1)$$

kde:

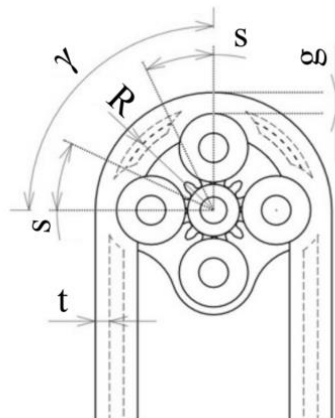
y	[mm]	-	okluze
g	[mm]	-	minimální mezera mezi tlačným elementem a pouzdrem
t	[mm]	-	tloušťka stěny trubice

Vztah pro výpočet procentuální hodnoty okluze vztažené k dvojnásobku tloušťky stěny trubice, vyznačení proměnných viz Obr. 2 [2]:

$$y = \frac{2 \cdot t - g}{2 \cdot t} \cdot 100 \quad (2)$$

kde:

y	[%]	-	okluze
g	[mm]	-	minimální mezera mezi tlačným elementem a pouzdrem
t	[mm]	-	tloušťka stěny trubice



Obr. 2 Vyznačení geometrických parametrů v peristaltickém čerpadle, upraveno[8]

Okluze většinou bývá nastavena na 10-20 % s tím, že větší okluze je nastavována u poddajnější trubice a menší u trubice tvrdé. Ze vztahu je patrné, že pro jedno čerpadlo ovlivňuje velikost okluze hlavně tloušťka trubice. Díky tomu se mohou pro jedno peristaltické čerpadlo

používat různé vnitřní průměry trubice, bez změny okluze, pokud trubice mají stejnou tloušťku [2].

b) Objem tekutiny uzavřený mezi tlačnými segmenty

Objem přepravované tekutiny uzavřený mezi dvěma vedlejšími tlačnými segmenty ovlivňuje, jak hodnotu průtoku při stejné rychlosti otáčení, tak přesnost přepravovaného objemu. Tento objem ovlivňuje počet tlačných segmentů a jejich velikost, vnitřní průměr trubice a zaoblení pouzdra. Výpočetní vztah je vyjádřen pomocí geometrických parametrů viz Obr. 2 [8]:

$$V = A \cdot R(\alpha - 2s) \quad (3)$$

kde:

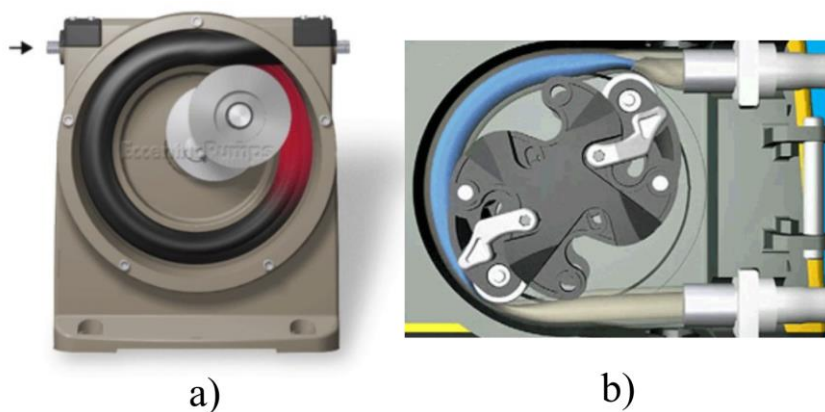
- V [mm³] - objem tekutiny uzavřený mezi dvěma vedlejšími tlačnými segmenty
- A [mm²] - vnitřní průřez trubice
- R [mm] - poloměr zakřivení pouzdra
- γ [rad] - úhel mezi dvěma vedlejšími tlačnými segmenty
- s [rad] - úhel, kterým deformovaná trubice obklopuje tlačný segment

1.1.1.3 Pružná trubice

Pružná trubice je klíčová komponenta celého peristaltického čerpadla, protože přepravovaná tekutina se dostává do kontaktu pouze s touto trubicí. U trubic je důležitý materiál, a to z hlediska deformace a chemické kompatibility s přepravovanou tekutinou. Materiál trubic je skoro výhradně z elastomerů, zejména kvůli odolnosti proti deformaci při cyklickém namáhání a zároveň dobré kompatibility s velkou řadou chemikálií. Mezi tyto materiály patří silikon, PVC a EPDM+. V medicínských aplikacích je rozšířený silikon [2] a flexibilní polymery, které jsou složeny z různých materiálů pro dosažení požadované chemické rezistivity a dalších fyzikálních vlastností [10]. Tento druh polymerů nese označení značky Tygon. Pro kompatibilitu s agresivnějšími látkami, jako kyseliny a ropná paliva, jsou vhodné fluoroelastomery, které ale mají nízkou únavovou životnost. Moderním řešením tohoto problému jsou lemované trubice (trubice s výstelkou), které mají zevnitř tenkou, chemicky odolnou vrstvu z fluoroelastomerů a zbytek trubice je vytvořen z elastomerů. Tímto je dosaženo relativně přijatelné životnosti a rozsáhlé chemické kompatibility. Při použití lemovaných trubic však musíme dbát zvýšené pozornosti na životnost trubice, která končí již sebemenším porušením tenké vrstvy fluoroelastomeru [2].

1.1.1.4 Pouzdro

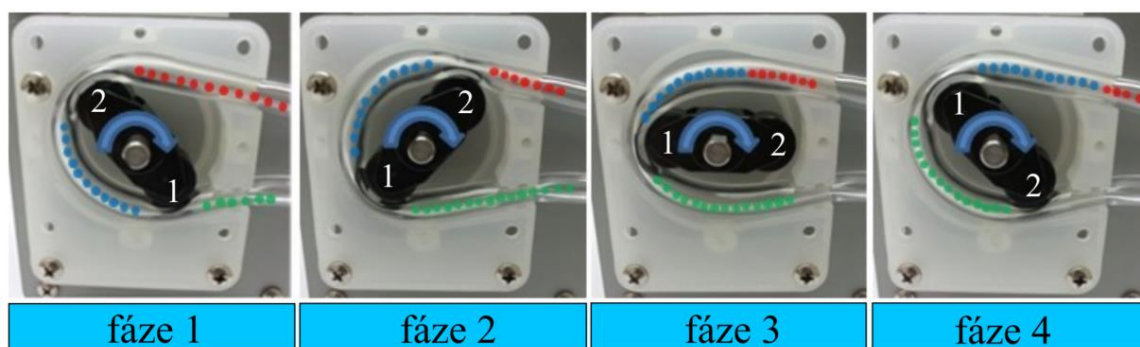
Pouzdro může mít různé provedení, ve většině případů bývá kruhové s přizpůsobenými otvory pro hadičku, které jsou umístěné v závislosti na velikosti úhlového záběru tlačného segmentu, tedy na jak velkém úhlu tlačný segment stlačuje trubicí. Nejrozšířenějším a nejjednodušším provedením je pouzdro se 180° úhlem záběru viz Obr. 3b. Dalším možným provedením je 360° provedení viz Obr. 3a, které je spíše raritou a vyznačuje se použitím pouze jednoho tlačného segmentu. Periodického stlačování trubičky je docíleno excentrickým uložením tlačného segmentu od osy otáčení rotoru [2].



Obr. 3 Provedení peristaltického čerpadla s úhlem záběru a) 360° b) 180° [2, 11]

1.1.2 Princip funkce

V první fázi cyklu viz Obr. 4 tlačný segment 1 vstupuje do záběru a stlačuje trubici proti pouzdru, tím uzavírá přívod tekutiny (zelené tečky) a uzavírá přenášený segment tekutiny (modré tečky). Tlačný segment 2 vytlačuje tekutinu na výstupu z čerpadla (červené tečky) a vlivem podtlaku za tlačným segmentem 2 dále posouvá uzavřený segment tekutiny (modré tečky). V druhé fázi tlačný segment 2 uvolňuje stlačování trubice a tím otevírá výstup z čerpadla (modré tečky), kde dochází k vyrovnávání tlaků. V druhé i třetí fázi tlačný segment 1 vytlačuje přepravovanou tekutinu (modré tečky) z peristaltického čerpadla a zároveň vytváří podtlak, tím nasává tekutinu na vstupu do čerpadla (zelené tečky). Ve čtvrté fázi tlačný segment 2 začíná opět stlačovat trubici na vstupu čerpadla a tím uzavírá pracovní cyklus [1, 12].



Obr. 4 Fáze cyklu rotačního peristaltického čerpadla, upraveno [12]

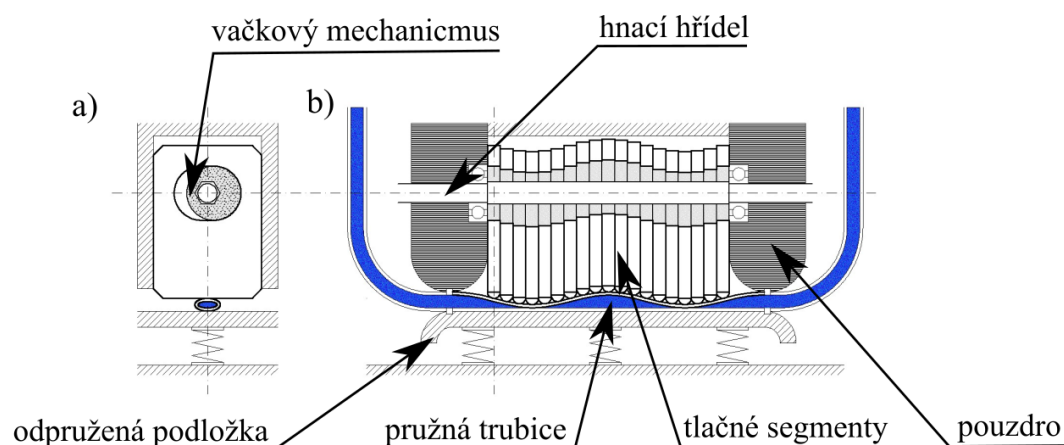
1.2 Lineární peristaltické čerpadlo

Hlavní výhodou tohoto typu peristaltického čerpadla, oproti rotačnímu, je menší opotřebení pružné trubice. Pružná trubice je u lineárního peristaltického čerpadla namáhána pouze stlačováním, které na životnost trubice nemá tak významný podíl, jako střížné napětí. To se díky skluzu vyskytuje ve větší míře u rotačních peristaltických čerpadel a dříve způsobuje únavové poškození společně s otěrem trubice. Toto opotřebení vede ke změně okluze a tudíž nepotřebují lineární peristaltická čerpadla tak častou kalibraci oproti rotačním [13].

1.2.1 Konstrukční provedení:

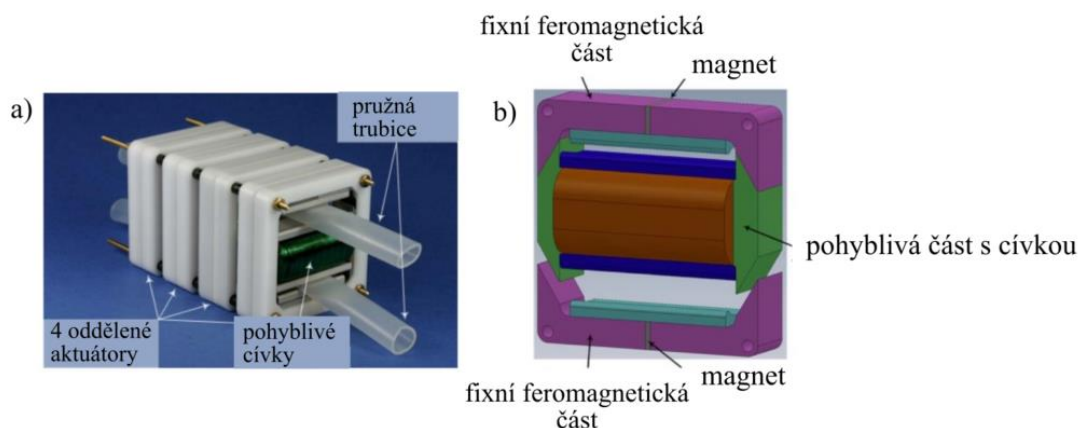
Hlavním rozdílem mezi typy lineárních peristaltických čerpadel je způsob, jakým je dosaženo stlačení trubice. Jednotlivé tlačné segmenty mohou být ovládány pomocí vačkového mechanismu viz Obr. 5 nebo lineárními, případně elektromagnetickými aktuátory viz Obr. 6. Pro funkci lineárního peristaltického čerpadla je zapotřebí minimálně tři tlačných segmentů.

Vačkový mechanismus zajišťuje jednoduché a robustní ovládání s menší flexibilitou při kalibraci čerpadla [13, 14].



Obr. 5 Schéma lineárního peristaltického čerpadla využívající vačkový mechanismus a) pohled ve směru osy hřídele b) řez čerpadlem, upraveno [11]

Ovládání při využití lineárního nebo elektromagnetického aktuátoru je náročnější v porovnání s vačkovým mechanismem, ale nabízí jednodušší konstrukci a kompaktní řešení. Elektromagnetické tlačné segmenty využívají cívky s feromagnetickým jádrem, které jsou buzeny elektrickým proudem a tím je docíleno silového magnetického působení mezi buzenou cívkou s jádrem a fixním magneticky polarizovaným pouzdem. Vlivem silového působení je docíleno požadovaného pohybu [13, 14].

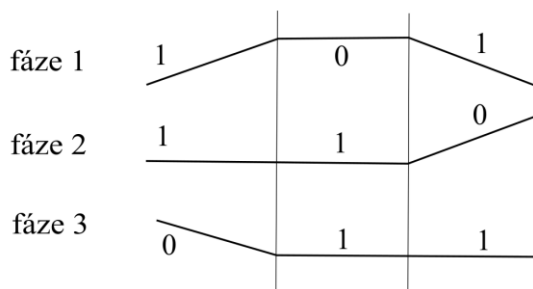


Obr. 6 Lineární peristaltické čerpadlo a) se čtyřmi elektromagnetickými aktuátory b) samostatný elektromagnetický aktuátor, upraveno [14]

1.2.2 Princip funkce:

V případě lineárního čerpadla je pružná trubice položena na podložce, kde je periodicky stlačována tlačnými segmenty. V některých případech je použita odpružená podložka pro zajištění rovnoměrného přitlaku. Jedním z možných popisů sekvence cyklu lineárního peristaltického čerpadla je označení pro uzavřenou komoru 1 (tlačný segment v tomto místě stlačuje trubici) a označení pro otevřenou komoru 0 (tlačný segment v tomto místě nestlačuje trubici). V případě, kdy je čerpadlo tvořeno třemi tlačnými segmenty, tedy minimálním počtem, může být sekvence čerpadla znázorněna viz Obr. 7, jako 101,110,011. V první fázi sekvence je tedy přepravovaná část tekutiny vlivem podtlaku nasáta do prostřední komory a uzavřena mezi

dvěma stlačenými segmenty. V druhé fázi je otevřena komora na výstupu a zároveň je stlačen druhý segment, tím je tekutina posunuta do další komory. Ve třetí fázi je otevřena první komora čerpadla, která nasává vlivem podtlaku tekutinu a poslední segment je stlačen, čímž je tekutina na výstupu urychlena ven z čerpadla. Tato sekvence je následně cyklicky opakována [13, 15].



Obr. 7 Schéma sekvence stlačování pružné trubice u tříkomorového lineárního peristaltického čerpadla

1.3 Použití peristaltických čerpadel

Peristaltická čerpadla jsou vhodná zejména tam, kde je nežádoucí kontakt přepravované kapaliny a vnějšího prostředí, ať z hlediska agresivity tekutiny nebo z hlediska požadavku na sterilitu tekutiny. Těchto vlastností je zejména využíváno v medicínských, biotechnických, chemických, potravinářských aplikacích a u čističek vod. Peristaltická čerpadla umožňují čerpat směs tekutiny a pevných částí, a to až do 60 % pevných částí bez rizika ztráty funkčnosti zařízení [2]. Těto vlastnosti využívají papírny, pumpy na beton a kanalizační systémy. Peristaltická čerpadla mají při správné kalibraci vysokou opakovatelnou přesnost, čehož je využíváno u auto-analyzátorů, dávkovacích systémů a infuzních pump [1].

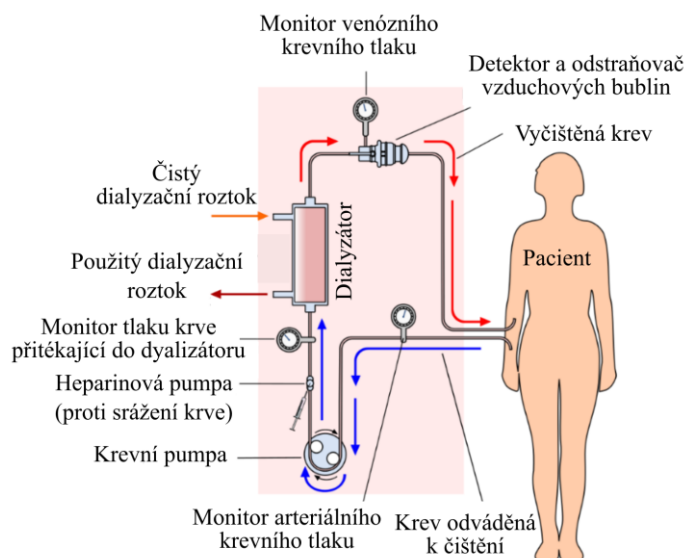
1.3.1 Užití peristaltických čerpadel v biomedicínských aplikacích

Vzhledem k zaměření bakalářské práce na biomedicínské využití je těmto konkrétním aplikacím věnována tato kapitola, která je určena k seznámení se nejvýznamnějšími zástupci.

1.3.1.1 Hemodialýza

Hemodialýza je medicínská metoda, kdy se funkce ledvin nahrazuje přístrojem. Během hemodialýzy se krev vede mimotělním oběhem přes dialyzátor, kde se čistí od odpadních látek (močovina, přebytečná voda). Nežádoucí látky se z krve eliminují za pomoci difuze, která probíhá mezi krví a dialyzačním roztokem. Pro správnou funkci difuze je nutné, aby dialyzační roztok byl veden protisměrným tokem vůči toku krve kolem propustné membrány [16].

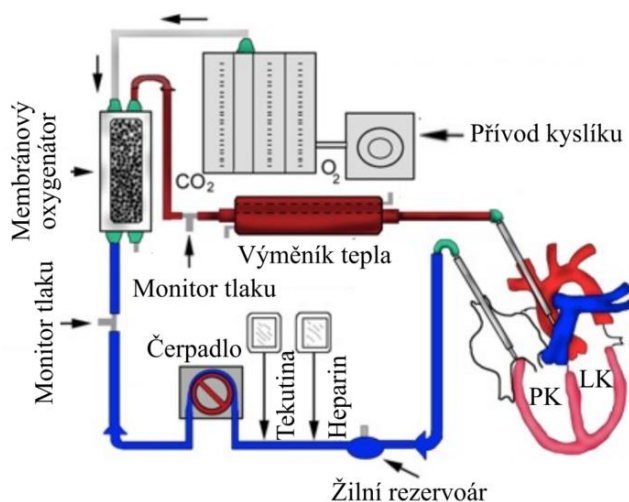
Hemodialyzační přístroj je komplexní uspořádání senzorů, čerpacích zařízení a bezpečnostních prvků, které zajišťují bezpečnost tohoto procesu a zároveň umožňují operátorům tohoto přístroje snadné ovládání důležitých parametrů [17]. Peristaltické čerpadlo je při hemodialýze využíváno zejména k zajištění a ovládání průtoku krve hemodialyzačním zařízením, ale může být také využito v obvodu dialyzačního roztoku, případně i k dávkování Heparinu, který je používán k ředění krve, jako prevence před vznikem krevních sraženin [17].



Obr. 8 Schéma propojení hemodialyzačního přístroje a pacienta [16]

1.3.1.2 Mímotělní oběh

Mímotělní oběh je metoda dočasného nahrazení nebo podpory funkce srdce a plic během operačních zákroků, nejčastěji koronárního bypassu (Cardiopulmonary Bypass, CPB). Nahrazeny jsou pouze základní funkce, jako krevní oběh, výměny krevních plynů, udržování acidobazické rovnováhy vnitřního prostředí a regulace teploty [18]. Zjednodušenou variantou CPB je mímotělní membránová oxygenace (Extracorporeal Membrane Oxygenation, ECMO). Tato metoda je využívána k dlouhodobému připojení mímotělního oběhu k pacientovi, který čeká na transplantaci orgánu. Pacient může být připojen na ECMO až na několik týdnů [19].



Obr. 9 Schéma mímotělního oběhu ECMO, upraveno[20]

Čerpadlo je základním prvkem přístroje pro mímotělní oběh, protože nahrazuje funkci srdce, a tedy zajišťuje čerpání krve. Požadavkem na čerpadlo je dostatečný výkon, spolehlivý provoz a šetrnost vůči krevním elementům. Rotační peristaltické čerpadlo je společně s odstředivým čerpadlem nejrozšířeněji využívaným druhem čerpadla pro tuto aplikaci [21].

1.3.1.3 Infuzní pumpy

Infuzní pumpy jsou programovatelná medicínská zařízení používaná k dopravě léčiv a živin přímo do krevního oběhu pacienta. Tyto pumpy se vyznačují vysokou přesností dodávaných

objemů a zároveň vysokou opakovatelností. Tekutina je nejčastěji přepravovaná infuzní pumpou pomocí pístového mechanismu nebo pomocí peristaltického čerpadla. Peristaltické čerpadlo v této aplikaci vykazuje jak vysokou přesnost a opakovatelnost přepravených objemů, tak sterilitu přepravovaných látek [8].

1.3.1.4 Bioreaktory

Bioreaktory jsou zařízení, která jsou v biomedicínských aplikacích využívána například ke kultivaci buněk, virů a mikroorganismů. Bioreaktory simulují prostředí k docílení potřebných biochemických procesů. Některé typy bioreaktorů vyžadují proudění kapalné báze pro svou funkci a pro tyto aplikace jsou velice často používána peristaltická čerpadla, právě díky chemické kompatibilitě a provozu bez rizika kontaminace tekutiny [22].

1.3.1.5 Simulace fyziologického proudění

Jedná se o simulace napodobující přirozené proudění krve, zejména proudění krve ve větších tepnách. K těmto simulacím jsou v laboratorních podmínkách často využívané bioreaktory, které poskytují suspenzi podobných vlastností jako má krev. Suspenze je nejčastěji tvořena z rozptýlených živočišných buněk v kultivačním médiu. Simulace jsou využívány k experimentům souvisejícím s výzkumem cévních onemocnění, selhání srdce a jejich možných řešení. Dále mohou být využity k testování umělých srdečních chlopní a dalších implantátů krevního řečiště [3, 22, 23].

1.4 Výhody peristaltických čerpadel

Mezi výhody peristaltického čerpadla, díky kterým je stále preferováno při mnoha užití, patří absence kontaktu tekutiny s ostatními částmi čerpadla, či okolí, jednoduchá konstrukce a spolehlivý chod čerpadla. Díky tomu, že tekutina je v kontaktu pouze s trubicí, je velice snadná údržba stroje, jako je čištění, popřípadě dezinfekce. U peristaltických pump nedochází ke zpětnému toku, při správném nastavení okluze. Díky tomu není potřeba ventilů, které by přicházely do styku s přepravovanou tekutinou. Při správné kalibraci je velice přesné v přepravování i velice malých objemů tekutiny. Přesnost čerpadla se ovšem zpravidla s vyšší rychlostí zmenšuje, z důvodu zvyšující se pulzace při vyšších otáčkách. Na základě zvoleného materiálu trubice mohou být přepravovány i velice agresivní chemické látky a dokáží čerpat směsi s podílem pevné části do 60% [1, 6].

1.5 Nevýhody peristaltických čerpadel

Při změně trubice s odlišnými charakteristikami je potřeba pro dosažení požadované funkčnosti, kalibrace pumpy. Pokud není pravidelně kontrolované opotřebení trubice, může dojít až k úniku tekutiny do prostoru zařízení a tím ke kontaminaci tekutiny. Mezi nevýhody peristaltického čerpadla patří také charakter výstupních veličin, který je u průtoku i tlaku pulzní. Pulzní charakter průtoku ovlivňuje přesnost přepravovaného objemu a je ve většině aplikací nežádoucím parametrem. Při využití v medicínských aplikacích musí být brán v úvahu negativní efekt působících sil a pulsních charakteristik na životnost červených krvinek. Tyto pulzní charakteristiky jsou rozebrány v kapitole „Vliv výstupních veličin na přepravovanou tekutinu“ [1].

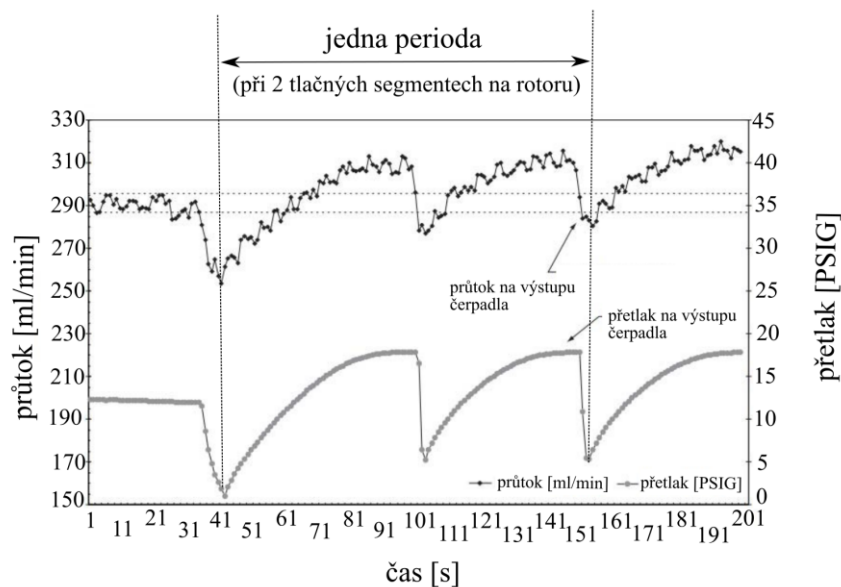
2. Výstupní veličiny peristaltického čerpadla

Hlavní výstupní veličiny jsou průtok a tlak, které mají pulzní charakter. V některých aplikacích, kde je potřeba vysoká přesnost přepravovaných objemů a kde je tato pulzace

nepřípustná, je snaha o její eliminaci. V biomedicínských aplikacích, kdy se přirozeně v některých biologických systémech vyskytuje pulsní proudění, je snaha místo eliminace těchto pulzů, jejich řízená modulace, v rámci simulace daného systému. Pulsaci ztlačuje zvýšení rychlosti otáčení motoru, soustava, do které je čerpadlo připojeno a hustota tekutiny [1, 4].

2.1 Průtok

Jeden z nejdůležitějších výstupních parametrů pro operátora zařízení ve výsledné aplikaci je právě průtok. Průtok je ovlivňován mnoha parametry, jako vnitřní průměr trubičky, délka trubičky v záběru peristaltického čerpadla, velikost okluze a zejména rychlost otáčení rotoru [2]. Pulzní charakter je způsoben hlavně vyjížděním tlačného segmentu ze záběru, kde dochází k vyrovnávání tlakových diferencí před a za tlačným segmentem. Při vyrovnávání tlakových diferencí dochází ke chvilkovému poklesu průtoku, který způsobuje značné nepřesnosti v objemu přepraveném čerpadlem. Tyto nepřesnosti se zvyšují se zvýšením otáček rotoru a nepřesnost může dosáhnout odchylky až 100%. Průběh průtoku peristaltického čerpadla je vyobrazen viz Obr. 10 [24, 25].



Obr. 10 Průběh neregulovaného průtoku a tlaku na výstupu čerpadla v závislosti na čase, upraveno[1]

Přibližnou hodnotu průtoku lze vypočítat, za pomoci již zmíněného objemu tekutiny uzavřeného mezi tlačnými segmenty (3), ze vztahu [6]:

$$Q = V \cdot z \cdot n \quad (4)$$

kde:

Q	[mm ³ /min]	-	průtok
V	[mm ³]	-	objem tekutiny uzavřený mezi tlačnými segmenty
z	[-]	-	počet tlačných segmentů
n	[1/min]	-	rychlost otáčení

2.2 Tlak

Pulzace tlaků úzce souvisí s pulzací průtoku viz Obr. 10. Největší zdroj pulzace je vyjíždění tlačných segmentů ze záběru stlačování pružné trubice, doprovázené vyrovnáváním tlakových

diferencí, před a za tlačným segmentem. Gradient tlakových diferencí má opačný směr než proudění v čerpadle. Zároveň oscilace tlaku a zejména jeho maximální hodnota může omezit funkci některých dalších komponent soustavy, ve které je čerpadlo zapojeno nebo je v extrémních případech poškodit, pokud tato oscilace tlaku není regulována [5].

2.3 Vliv výstupních veličin na přepravovanou tekutinu

Peristaltická čerpadla jsou často využívána k přepravě tekutin citlivých na sřížné síly, jako jsou například některé polymery, barviva a krev [26]. Tedy pro medicínské aplikace je třeba brát v potaz možné poničení přepravovaných buněk, zejména červených krvinek. Rozpad červených krvinek se nazývá hemolýza a při použití peristaltického čerpadla k tomuto jevu dochází. Při nadměrné hemolýze, kdy se nestihá tvořit dostatek červených krvinek v kostní dřeni pro pokrytí jejich ztrát, může dojít k chudokrevnosti pacienta. Pacient následně trpí nedostatkem hemoglobinu, který je obsažen uvnitř červených krvinek. Tím dochází k narušení zásobování tkání kyslíkem a následným potížím. Při chvilkové stojatosti krve se zvyšuje riziko vzniku krevních sraženin, které mohou vést k ucpaní cév [27]. Červené krvinky mohou být jednoduše poškozeny následujícími faktory [9, 14]:

- mechanickým namáháním,
- náhlou změnou tlaku,
- stojatostí proudění,
- teplotou.

V případě peristaltického čerpadla můžeme zmírnit možnost rozpadu červených krvinek správnou kalibrací okluze a zpomalením vyrovnávání tlakových diferencí před a za tlačným segmentem. Náhlá změna tlaku je úzce spojena s pulzním charakterem čerpadla. Stojatost proudění je spojena zejména s vedením tekutiny, které by nemělo obsahovat rohy a místa, kde by mohla krev zůstat bez pohybu. [8, 14]

3. Možnosti řízení výstupních veličin

Ovládání charakteru průběhu průtoku a tlaku je velice důležité a při aplikaci peristaltického čerpadla v medicíně na správné kalibraci a funkčnosti závisí zdraví pacienta [1]. Řízení výstupních veličin může být provedeno různými způsoby, které jsou dle jejich povahy rozděleny na:

- softwarové,
- hardwarové,
- kombinované.

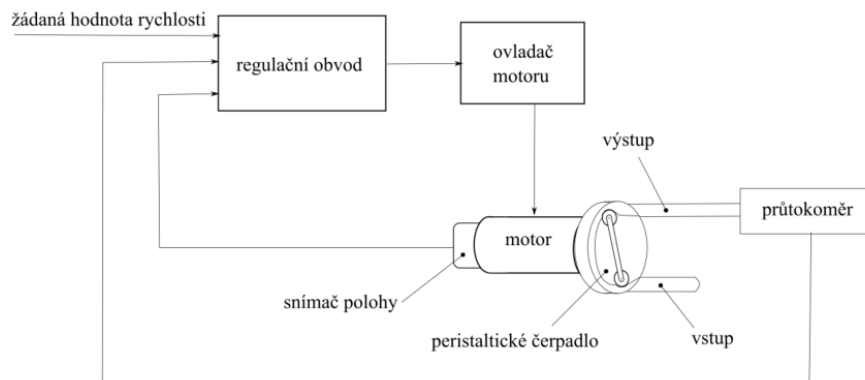
3.1 Softwarové řízení

Softwarové řízení je způsob ovládání výstupních veličin čerpadla, bez nutnosti zásahů do již vytvořené funkční soustavy v případě úpravy.

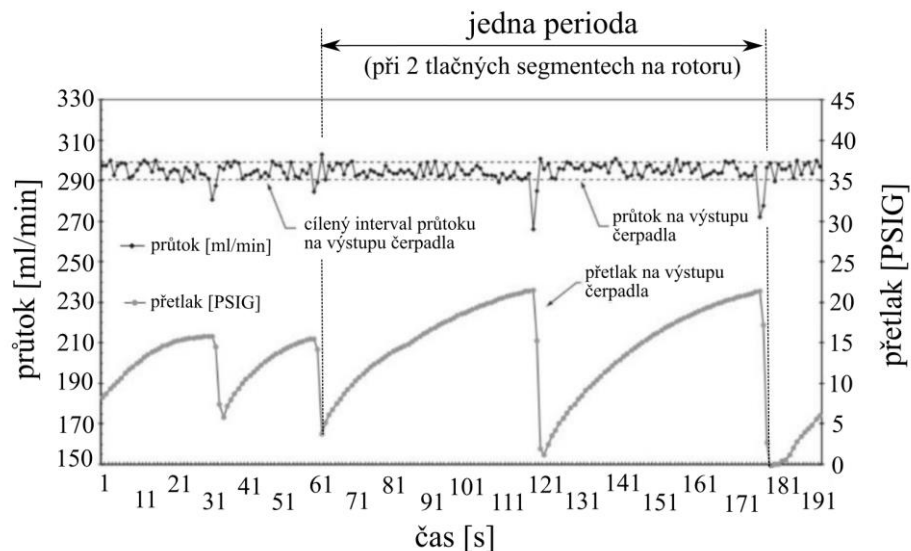
3.1.1 Řízení otáček motoru v uzavřené smyčce

Nejrozšířenější způsob regulace přepravovaného objemu je využití průtokoměru, který měří okamžitý průtok na výstupu čerpadla. V závislosti na údajích z tohoto senzoru je možné měnit rychlost otáčení rotoru a tím regulovat průtok daným systémem. Ke zpracování zpětné vazby se nejčastěji používá regulační PID obvod v uzavřené kontrolní smyčce viz Obr. 11. Tento kontrolní mechanismus využívá zpětné vazby a kontinuálně počítá chybu, které se obvod dopouští. Tato chyba je rozdíl mezi aktuální reálnou hodnotou a hodnotou, které by měl systém dosahovat. Pomocí této odchylky obvod koriguje výstupní hodnotu na základě nastavení

proporcionální, integrační a derivační složky systému. Tato metoda se používá ve většině aplikací, kde je důležitá přesnost objemu tekutiny přepravené peristaltickým čerpadlem a jeho průtok s minimální oscilací. Při správném nastavení parametrů je možné docílit pohybu pulzace v relativně úzkém intervalu viz Obr. 12 vůči neregulovanému průběhu viz Obr. 10 [1, 28, 29].



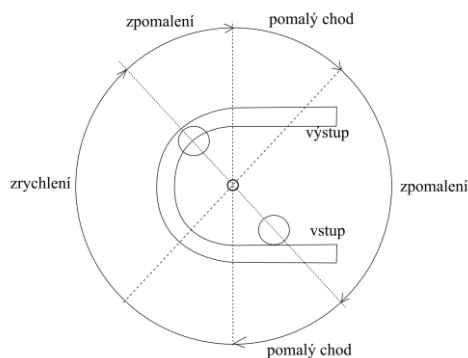
Obr. 11 Schéma zapojení peristaltického čerpadla do řízení v uzavřené smyčce



Obr. 12 Průběh průtoku a tlaku na výstupu čerpadla v závislosti na čase po připojení do uzavřené smyčky, upraveno [1]

3.1.2 Řízení otáček motoru v otevřené smyčce

Tento způsob regulace výstupních veličin používá pouze jednoho čerpadla bez dalších přidavných senzorů průtoku a tlaku, na rozdíl od ovládání motoru v uzavřené smyčce. Jeho princip je relativně prostý. Rotor čerpadla je elektronicky řízený k dosažení požadovaného rychlostního profilu v průběhu jedné otáčky. Rychlostní profil se bude měnit v závislosti na druhu regulace. Při požadavku na snížení pulzace bude rychlost zpomalena v místech, kde tlačný segment vjíždí či vyjíždí do záběru stlačování pružné trubice viz Obr. 13. V případě modulační pulzace je potřeba zjistit prostřednictvím simulace nebo experimentů, jaký rychlostní profil v průběhu jedné otáčky bude potřeba pro námi cílený výstup [3]. Tento způsob nebude dosahovat přesnosti řízení v uzavřené smyčce, ale je jednodušší a snadno aplikovatelný na pohon s krokovým motorem.



Obr. 13 Schéma vyznačující možný průběh rychlosti rotoru k docílení útlumu pulzace, upraveno [9]

3.2 Hardwarové řízení

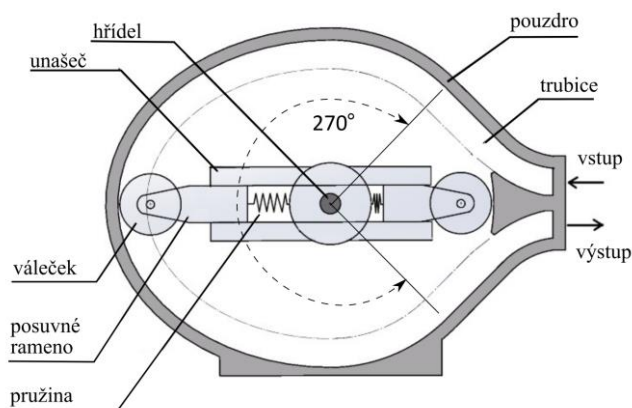
Hardwarové nebo konstrukční ovládání výstupních veličin je závislé na konstrukci peristaltického čerpadla nebo na dalších komponentách přidaných do soustavy. Tento způsob ovlivňování výstupních veličin zpravidla není možné měnit za běhu čerpadla a některé způsoby jsou pro dané čerpadlo fixně dané. Již při návrhu nového peristaltického čerpadla můžeme výstupní veličiny ovlivnit parametry, jako počtem tlačných segmentů a tvarem pouzdra.

3.2.1 Počet tlačných segmentů

Jedním ze způsobů změny pulzace je změna počtu tlačných segmentů na rotoru. S vyšším počtem tlačných segmentů docílíme zmírnění velikosti pulzace, ta bude mít však vyšší frekvenci. S vyšším počtem tlačných segmentů také narůstá opotřebení trubice, a tím dochází ke snížení její životnosti [2].

3.2.2 Konstrukční řešení pouzdra

Jak již bylo zmíněno, k pulzaci dochází zejména ve chvíli, kdy tlačný segment vystupuje ze záběru stlačování pružné trubice. Tento jev je možno do určité míry zmírnit zpomalením rotoru v této části cyklu, tedy pozvolnějším uvolňováním stlačení pružné trubice. Toho lze docílit například eliptickým tvarem pouzdra viz Obr. 14, které způsobí změnu rychlosti v průběhu cyklu. Toto konstrukční řešení má úhel záběru tlačného segmentu 270° viz Obr. 14, které zajistí větší dráhu, na které může tlačný segment pozvolněji zpomalit. Tlačné segmenty jsou uloženy na odpruženém posuvném rameni, které zajišťuje konzistentní okluzi po celé dráze stlačování trubice [9]. Další možnou úpravou je zvětšení zakřivení pouzdra u výstupu z čerpadla viz Obr. 15. Touto změnou dosáhneme podobného efektu i s fixní okluzí tlačných segmentů [25].



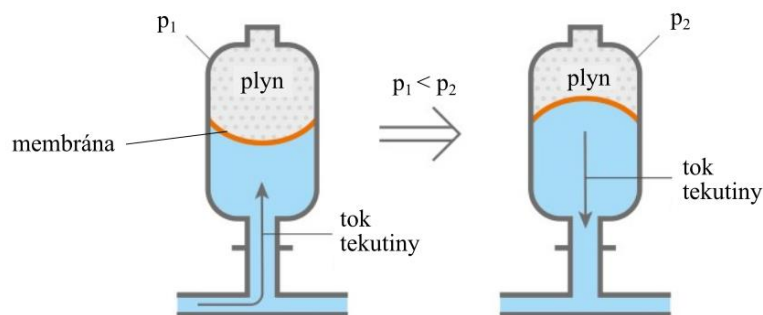
Obr. 14 Schéma eliptického peristaltického čerpadla, upraveno [9]

a) Plynový pulzní tlumič

Plynové pulzní tlumiče ve své podstatě využívají stlačování plynů k tlumení pulzace. Jsou to zpravidla komory různých tvarů, naplněné plynem (nejčastěji dusík nebo vzduch) a jsou připojené k vedení tekutiny. Plyn v komoře může být u některých typů tlumičů oddělený membránou od tekutiny, která zabraňuje kontaminaci přepravované tekutiny [4].

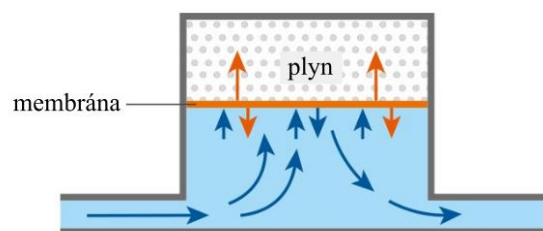
Princip funkce plynových pulsních tlumičů:

Tekutiny mají tendenci proudit do míst s menším odporem, tím se část proudící tekutiny dostane do komory pulsního tlumiče viz Obr. 17. V komoře stoupá tlak až do chvíle, kdy klade tak velký odpor na tekutinu, že se další tekutina do komory nedostává. Tento objem je následně konstantně vytlačován působením stlačeného plynu zpět do vedení tekutiny viz Obr. 17. Tento proces vyhlazuje průběh pulzace [4].



Obr. 17 Schéma funkce plynového tlumiče, upraveno [4]

V některých případech může spojení tlumiče a vedení tekutiny pomocí trubice způsobovat větší odpor pro tekutinu a tím zamezí přístup tekutiny do komory pulsního tlumiče. Pro tyto případy je možným řešením tlumič, který vede tekutinu rovnou skrz tlumící komoru, která je z části naplněna plynem viz Obr. 18. Tlumení probíhá stejně jako v předchozím typu plynového tlumiče. Efektivitu tlumiče můžeme zvýšit přidáním zúžení na výstupu [4].



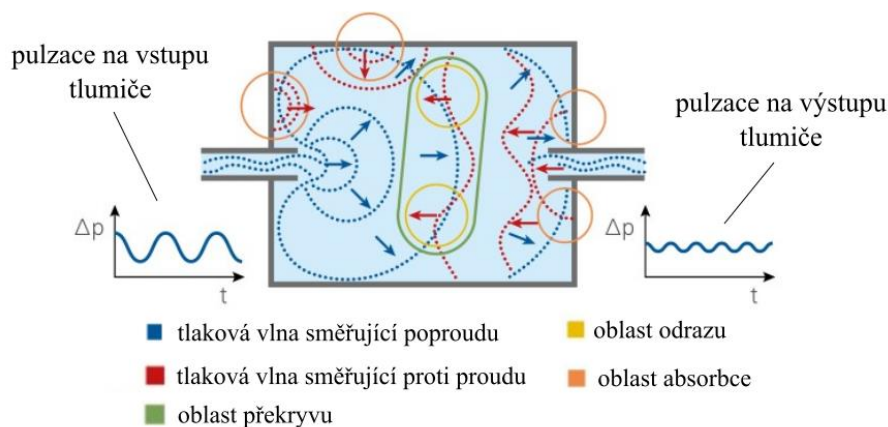
Obr. 18 Schéma průtokového pulsního tlumiče, upraveno [4]

Efektivita plynového pulsního tlumiče závisí na objemu komory tlumiče, objemu plynu obsaženého v komoře, podmínkách na vstupu do komory a na vzdálenosti komory tlumiče od čerpadla dané soustavy [4].

b) Tekutinový pulzní tlumič

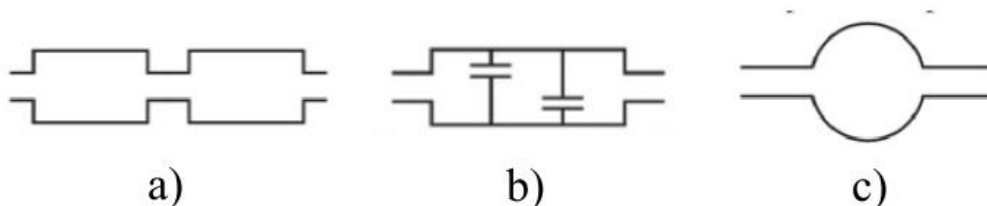
Základní tekutinový tlumič je konstrukčně velice jednoduchý, protože se ve svém základním provedení jedná pouze o vedení tekutiny, které má znatelně větší průřez, než jeho přívod a vývod. Tím dochází k zadržování určitého objemu přepravované tekutiny [4].

Tlumení v tekutinovém tlumiči je založeno na více principech najednou viz Obr. 19. Tlak, který je veden trubicí, se rozprostírá do většího množství tekutiny, kde je část pulzace pohlcena stěnami tlumiče a zároveň se tlakové vlny odráží od zadní strany tlumiče. V důsledku tohoto jevu vzniká vlnění proti přitékající tekutině, které částečně absorbuje pulsaci [4].



Obr. 19 Schéma funkce jednokomorového tekutinového tlumiče se změnou průřezu, upraveno [4]

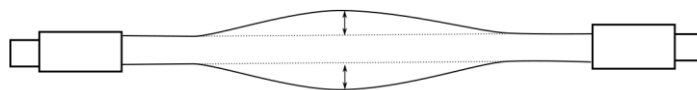
Jejich velkou výhodou je jednoduchá údržba a životnost. Jejich tlumení je však účinnější při vyšší frekvenci pulsů a vytváří turbulentní proudění v kapalině, které může být nevhodné pro užití s tekutinami citlivými na střížné síly. Pro změnu vlastností tlumení mohou mít tyto pulzní tlumiče další konstrukční provedení viz Obr. 20 [4].



Obr. 20 Další typy tekutinových pulzních tlumičů, a) vícekomorový, b) jednokomorový, rozdělený pomocí přepážek, c) komora s kulovým tvarem [5]

c) Využití elasticity materiálů

Jedním z možných typů pulzních tlumičů, využívajících elasticitu materiálů, je tzv. atrium. Atrium je vysoce elastická trubice, která je přidána na výstupu z peristaltického čerpadla. Tato elastická trubice reaguje na změny tlaku roztahováním a smršťováním a tím reguluje pulzaci. Funkce této metody závisí zejména na materiálu, ze kterého je tento segment vyroben. [1, 5].



Obr. 21 Schéma atria, upraveno[5]

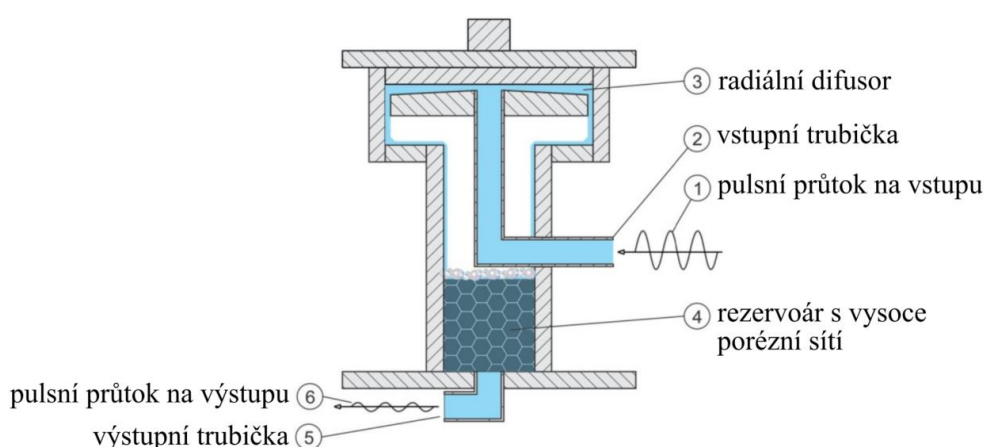
d) Kombinace pulzních tlumících principů

Spojením více principů tlumení, jako například pomocí plynu a zvětšením průřezu vedení, lze dosáhnout velice dobrých výsledků. Design pulzního tlumiče viz Obr. 22 dosahuje dle experimentů až 90% účinnost tlumení pulzace. Díky snadné údržbě a možnosti dezinfekce

celého pulsního tlumiče a již řešenému záchytu vzduchových bublin vykazuje dobré předpoklady pro biomedicínské aplikace. Přepřavovaná tekutina však přichází do kontaktu s plynem, což by v případě přepřavování krve mohlo mít za následky vznik krevních sraženin a její případnou kontaminaci. Tento design je tedy vhodný zejména pro bioreaktory, pro které byl navrhnout [24].

Princip funkce:

Do pulsního tlumiče vstupuje tekutina trubicí viz Obr. 22 (2) s pulsním charakterem toku z čerpadla viz Obr. 22 (1). Následně postupuje tekutina do radiálního difusoru viz Obr. 22 (3), který zpomaluje tekutinu. Tekutina stéká po stěnách tlumiče do rezervoáru s výstelkou z vysoce porézního materiálu viz Obr. 22 (4), která zachycuje případně vznikající vzduchové bubliny. Tekutina vystupuje trubicí viz Obr. 22 (5) s redukovanou pulzací viz Obr. 22 (6). K velké části tlumení pulzů dochází skrze plyn v pulsním tlumiči, který tyto pulzy pohlcuje díky jeho kompresi a následné dekompresi [24].



Obr. 22 Schéma pulsního tlumiče, upraveno [24]

3.3 Kombinace druhů řízení

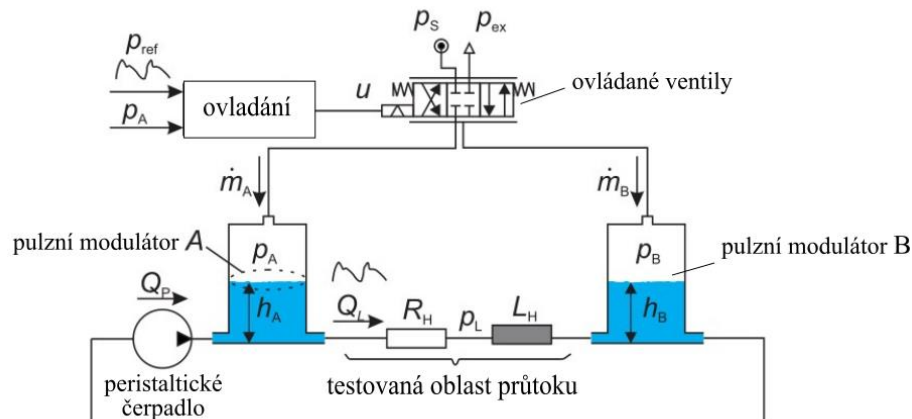
Softwarová i hardwarová řešení je možné dále kombinovat k dosažení lepších výsledků při řízení výstupních veličin. Zejména pro docílení fyziologického proudění jsou využívány kombinace těchto řešení. K simulaci určitého průběhu pulzace s využitím peristaltického čerpadla lze dosáhnout například využitím čerpadla a průtokového modulátoru, kombinací výstupního proudění více čerpadel a řízení rychlosti pohonu čerpadla v průběhu cyklu s modifikovaným tvarem pouzdra [3, 13, 25, 30].

3.3.1 Řízení rychlosti pohonu čerpadla s modifikovaným tvarem pouzdra

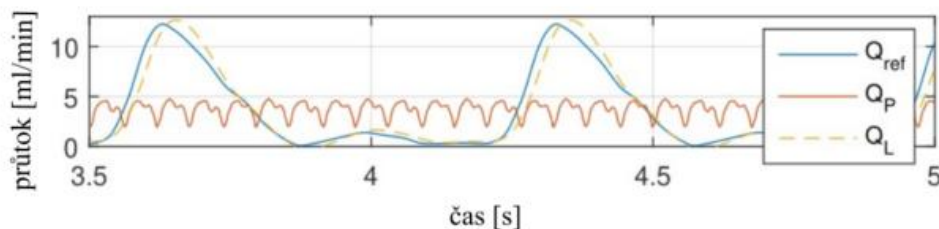
Tato metoda je zejména založená na ovládní rychlosti otáček rotoru se zdokonalením průběhu pulzace pomocí vylepšení geometrie pouzdra. Ve zdroji [25] je využita kombinace řízení rychlosti otáček v uzavřené smyčce a zvětšení zakřivení pouzdra na výstupu viz Obr. 15. K dosažení požadovaného průběhu pulzace je okamžitý průtok měřený průtokoměrem na výstupu čerpadla a softwarově porovnáván s referenčním průtokem. Na základě tohoto porovnání je vyhodnocován pohyb rotoru. Konstrukční úprava slouží zejména k utlumení přirozené pulzace čerpadla. Touto kombinací lze docílit velice přesného napodobení referenční pulzace [25].

3.3.2 Čerpadlo a průtokové modulátory

Při využití peristaltického čerpadla pro tvorbu základního průběhu průtoku, je nutno nejdříve utlumit pulzaci samotného čerpadla a až poté přidat požadovaný průběh pulzace. Toho může být dosaženo zapojením dvou za sebou řazených aktivních pulsních tlumičů na výstup z peristaltického čerpadla viz Obr. 23. První z těchto pulsních tlumičů má za úkol utlumit pulzaci pocházející z peristaltického čerpadla a druhý pulsní tlumič vytváří cílený pulsní charakter[3]. V experimentech dle [3] byly použity aktivní plynové pulsní modulátory ovládané pomocí vzduchových ventilů, které přidávají nebo ubírají množství plynu v komoře tlumiče za použití uzavřené regulační PID smyčky.



Obr. 23 Schéma zapojení aktivních pulsních tlumičů, upraveno [3]



Obr. 24 Průběhy průtoků v uzavřeném systému viz Obr. 23, Q_{ref} - referenční průběh průtoku, kterého je snaha docílit, Q_P - průběh průtoku peristaltického čerpadla, Q_L - naměřený průtok v testovaném úseku[3]

3.3.3 Kombinace výstupních pulsních proudění

Tento způsob modulace pulsů většinou využívá zapojení dvou čerpadel. Při simulaci proudění jedno čerpadlo vytváří základní průběh průtoku a druhé čerpadlo je využíváno k vytváření požadované pulzace celkového průtoku. Čerpadla využívaná pro vytváření základního proudu jsou odstředivá nebo peristaltická a pro vytváření pulzace jsou nejčastěji používána pístová čerpadla.

Kombinací pulsního proudění dvou a více rotačních hlavic peristaltického čerpadla, jejichž průběhy jsou vůči sobě fázově posunuty, je také možné docílit kontinuálnějšího proudění [3, 30]. Na podobném principu, kdy je pokles průtoku jednoho pulsního průběhu vyplněn dalším, funguje speciální sekvence lineárního čerpadla viz Obr. 25. U třístupňového lineárního čerpadla, které má 5 komor je možné při této sekvenci stlačování trubice dosáhnout téměř konzistentního proudění. Pro docílení nejlepší účinnosti je potřeba, aby prostřední komora měla 3krát větší objem než zbylé komory čerpadla. Prototyp lineárního peristaltického čerpadla

využívající tuto sekvenci dle experimentů redukoval pulsaci na odchylku 11% od střední hodnoty průtoku [13].

	stupeň1	stupeň 2	stupeň 3
vstup	-1 ↓	-1 ↓	-1 ↓
komora 1	-1	0 otevřena	1
komora 2	0 zavřena	-1	1
komora 3	3	0 zavřena	-3
komora 4	-1	1	0 zavřena
komora 5	-1	0 otevřena	1
výstup	1 ↓	1 ↓	1 ↓

Obr. 25 Schéma sekvence lineárního peristaltického čerpadla, záporné hodnoty číselného značení znázorňují nasání tekutiny do dané komory, kladné hodnoty značí vypuštění tekutiny z dané komory. Velikosti číselných hodnot označují normalizované vyjádření objemů v jednotlivých komorách, upraveno [13].

4. Pohon rotačního peristaltického čerpadla

K provozu rotačního peristaltického čerpadla jsou využívány téměř výhradně elektrické motory. V průmyslových aplikacích jsou ve velké míře používány asynchronní elektrické motory. Tento typ motoru je levný, robustní a jednoduše se ovládá. Pro jemnější operace se využívají krokové motory a stejnosměrné motory, které mohou být opatřeny enkodérem pro ovládání polohy a rychlosti [4]. Pro praktickou část bakalářské práce byl použit krokový motor, zejména kvůli vysokému točivému momentu při nízkých otáčkách a snadnému ovládání polohy a rychlosti bez dalších senzorů. Vzhledem k použití krokového motoru v praktické části je následující kapitola věnována právě tomuto typu motoru.

4.1 Krokové motory a jejich ovládání

Krokový motor je typ elektrického synchronního motoru, který se pohybuje nespojitě (po krocích). Motor je napájený impulzně za pomoci ovládacích prvků, které řídí krokový motor časově proměnným buzením jednotlivých fází krokového motoru [31].

přednosti krokových motorů:

- Jsou bezkartáčové, čímž nedochází ke vzniku jisker a jsou tím bezpečnější a dosahují větší životnosti.
- Vyznačují se udržením svého kroučícího momentu i při nulových otáčkách.
- Mohou být používány v otevřených systémech bez zpětné vazby. Musí mít dostatečné nadimenzování zátěžného momentu, aby nedocházelo k prokluzu kroků.
- Rychlost motoru při správném nadimenzování nezávisí na zatížení motoru.

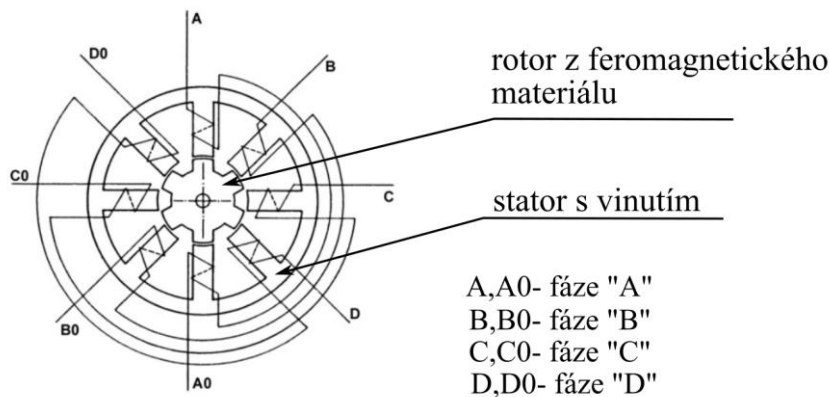
4.1.1 Typy krokových motorů

Dle konstrukčního provedení dělíme krokové motory [31]:

- krokové motory s pasivním rotorem (reluktanční motory),
- krokové motory s aktivním rotorem

4.1.1.1 Krokové motory s pasivním rotorem

Rotor tohoto krokového motoru je tvořen feromagnetickým materiálem a je bez vinutí. Stator je tvořen póly s navinutými cívkami, které jsou spojeny s cívkami na protilehlých pólech a tvoří tak jednotlivé fáze motoru [31]. Jednotlivé fáze jsou zapojeny do ovladače krokového motoru, který řídí sekvenci buzení fází. Pokud je fáze buzená, protéká jí stejnosměrný proud [31].



Obr. 26 Krokový motor s pasivním rotorem s vyznačeným zapojením fází, upraveno [31]

Tato konstrukce motoru je jedním z prvních modelů krokových motorů a dnes se používá velice zřídka. Motory tohoto typu jsou konstrukčně jednodušší a snadno se řídí, ale mají malé rozlišení a malý kroutící moment [31].

4.1.1.2 Krokové motory s aktivním rotorem

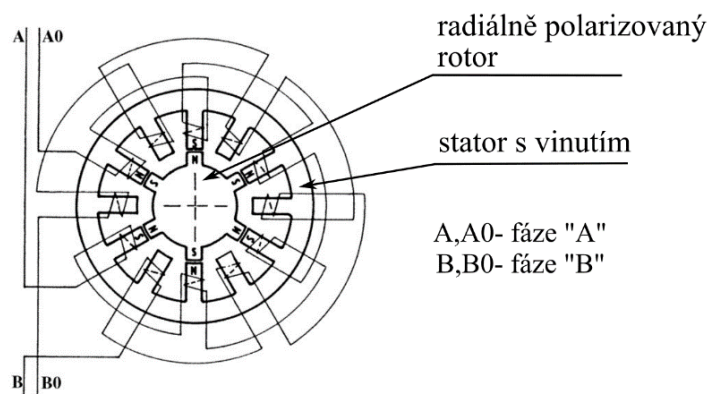
Tyto krokové motory mají rotor tvořen permanentním motorem. Podle směru polarizace magnetu rotoru se tento typ krokových motorů dále dělí na krokový motor s aktivním rotorem [31]:

- a) s radiálně polarizovaným permanentním magnetem
- b) s axiálně polarizovaným permanentním magnetem

a) Krokový motor s radiálně polarizovaným permanentním magnetem

Tento typ krokového motoru má rotor tvořen permanentním magnetem, na jehož obvodu se střídají severní a jižní póly. Počet zubů rotoru je poloviční oproti počtu zubů statoru. Vinutí statoru je tvořeno pouze dvoufázově a protilehlá vinutí statoru jsou zapojené do stejných fází. U tohoto krokového motoru je potřeba měnit směr proudu ve vinutí [31].

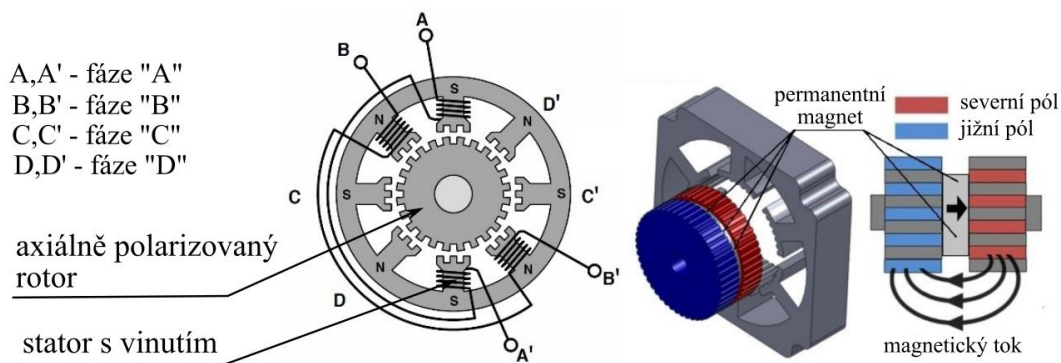
Tyto krokové motory mají složitější konstrukci, a tudíž jsou dražší ve srovnání s krokovým motorem s pasivním rotorem. Dosahují malých točivých momentů a mají relativně malé rozlišení (kroky mají i více, jak 15°) [31].



Obr. 27 Krokový motor s radiálně polarizovaným permanentním magnetem a vyznačením zapojení jednotlivých fází a pólů permanentního magnetů, upraveno [31]

b) Krokový motor s axiálně polarizovaným permanentním magnetem

Tyto krokové motory se jinak nazývají hybridní. Na jejich hřídeli jsou nalisovány dva pólové nástavce, které tvoří rotor, mezi nimi je uložen axiálně polarizovaný magnet, čímž je dosaženo, že pólové nástavce mají opačnou polaritu viz Obr. 28. Osové nástavce jsou vůči sobě pootočený o půlku zubové rozteče. Cívky statoru jsou opatřeny kovovými výstupky s drážkami [32] a vinutí těchto cívek je dvoufázové čtyřpólové (protilehlé cívky jsou spojeny do jedné fáze a celkem jsou 4 fáze) viz Obr. 28 [31].



Obr. 28 Hybridní krokový motor s vyznačením zapojení fází a zobrazením axiálně polarizovaného rotoru, upraveno [32, 33]

Hybridní motory jsou jedním z nejčastěji používaných typů krokových motorů jak v průmyslu, tak i v komerčním použití. Vyznačují se velkým rozlišením (provedení od 100 až po 400 kroků na otáčku) a vykazují nejlepší momentové i dynamické parametry [33]. Díky těmto vlastnostem byl použit tento typ krokového motoru v praktické části.

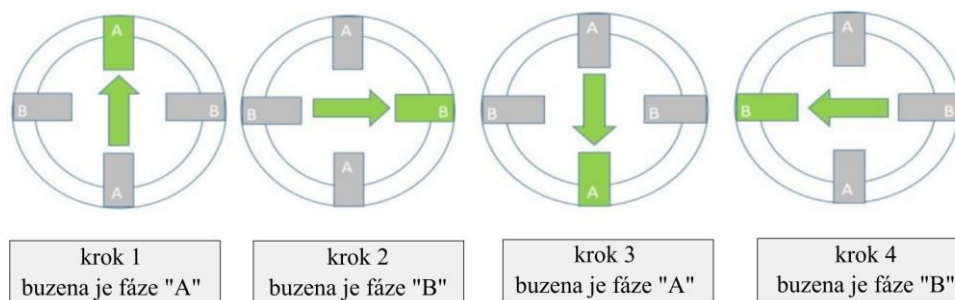
4.1.2 Řízení krokových motorů

K dosažení pohybu motoru je nutno cívky budit v předem daném uspořádání. Způsob řízení společně s typem krokového motoru výrazně ovlivňuje vlastnosti motoru. V praxi se používá řízení [31]:

- čtyřtaktní s magnetizací jedné fáze,
- čtyřtaktní s magnetizací dvou fází,
- osmitaktní,
- mikrokrokování.

4.1.2.1 Čtyřtaktní s magnetizací jedné fáze (Wave Drive)

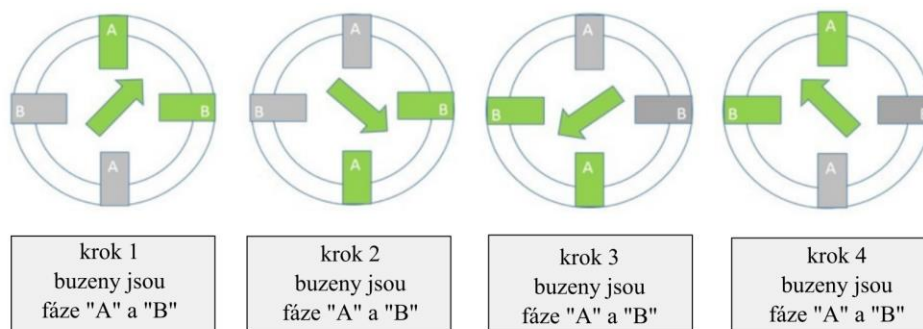
V tomto režimu se střídají 4 kombinace sepnutí a v každém kroku je vybuzena pouze jedna fáze. Rotor se natočí do stavu minimálního magnetického odporu, tedy nejbližší póly rotoru se natočí proti buzenému vinutí [31].



Obr. 29 Znárodnění buzení fází krokového motoru při čtyřtaktním ovládnání s magnetizací jedné fáze, upraveno [34]

4.1.2.2 Čtyřtaktní s magnetizací dvou fází (Full Step Drive)

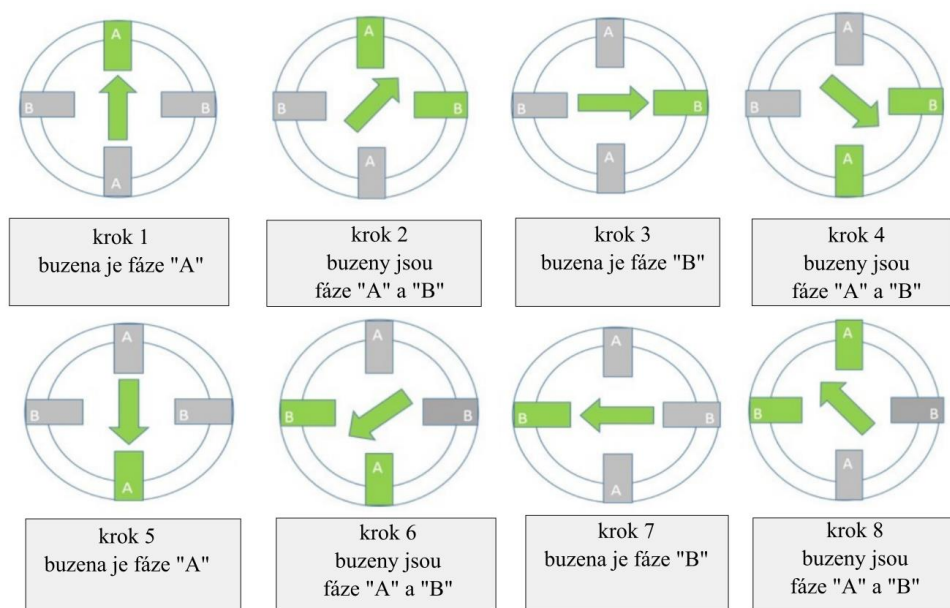
V tomto režimu se opět střídají 4 kombinace sepnutí navinutí, ale v každém kroku jsou buzeny dvě sousední fáze. Tímto způsobem dosáhneme stejné velikosti kroků, jako v případě buzení jedné fáze, ale statický moment je zhruba 1,9 krát větší. Toto je způsobeno tím, že ustálená poloha rotoru v magnetickém poli, tvořeném buzeným vinutím, je v geometrické ose mezi statorovými zuby a působí na něj magnetické pole od obou buzených vinutí [31]. Tohoto řízení je využito pro ovládnání krokového motoru v praktické části.



Obr. 30 Znárodnění buzení fází krokového motoru v čtyřtaktním režimu s magnetizací dvou fází, upraveno [34]

4.1.2.3 Osmitaktní (Half Step Drive)

Osmitaktní řízení střídá kombinace dvoufázového a jednofázového řízení. Touto kombinací dvou čtyřtaktních řízení vznikne osm cyklicky se střídajících kombinací. Výhodou tohoto řízení je půlení konstrukčně dané velikosti kroku daného motoru, což umožní hladší chod motoru. Toto zvýšení rozlišení je však na úkor velikosti točivého momentu, který je nižší zhruba o 15%, než čtyřtaktní dvoufázové řízení [31, 34].



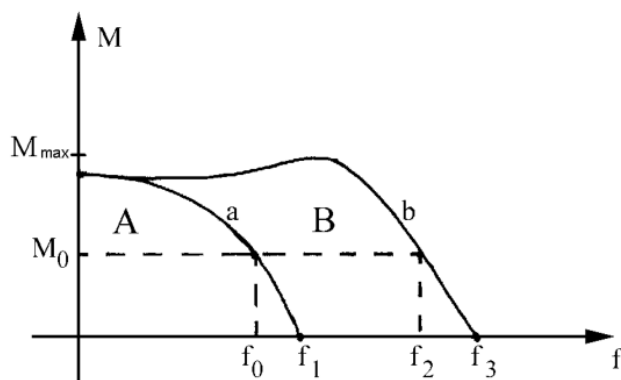
Obr. 31 Znárodnění buzení fázi krokového motoru v osmitaktním režimu, upraveno [34]

4.1.2.4 Mikrokrokování (Microstepping)

Při mikrokrokování se proudy ve vinutích mění po malých krocích (v jednom vinutí proud vzrůstá, v druhém zrcadlově klesá), tím se jeden krok rozdělí na mnoho menších, tzv. mikrokroků. Čím je mikrokroků více, tím se průběh proudu, protékajícího jednotlivými fázovými vinutími, více přibližuje ideálnímu sinusovému průběhu otáčení. Při mikrokrokování jsou buzena vždy všechna vinutí naráz, i když nikoli s plným výkonem. Mikrokrokování dovoluje motoru dosáhnout vysokých otáček a uklidňuje chod motoru, nezvyšuje však přesnost polohování a kroutící moment s větším dělením kroků prudce klesá [33].

4.1.3 Momentová charakteristika krokového motoru

Moment krokového motoru je závislý na frekvenci buzení vinutí a tedy i rychlosti otáčení. S rostoucí frekvencí buzení vinutí moment klesá. Oblast A viz Obr. 32 je rozběhová oblast a vyznačuje stavy, do kterých je možno dostat krokový motor z klidu, bez ztráty jediného kroku. Oblast B viz Obr. 32 je oblast řízeného zrychlování a v této oblasti je nutno plynule zvyšovat řídicí kmitočet. Dle vyznačených bodů momentové charakteristiky viz Obr. 32 je možné uvést daný krokový motor z klidu na moment M_0 při budící frekvenci f_0 , maximální skokově dosažitelná frekvence z klidu je f_1 , při motoru pracujícím na prázdno. Pro dosažení frekvencí f_2 a f_3 je potřeba začít zvyšovat budící frekvenci plynule po opuštění oblasti A. M_{max} je maximální moment, kterým může být motor zatížen. [31].



Obr. 32 Momentová charakteristika krokového motoru [31]

Krokový motor i při klidu vyvíjí statický moment způsobený magnetickým působením vinutí. Tento moment je v rovnováze s kroutícím momentem působeným na hřídel, která je vychylována z magnetické klidové polohy. Statický moment dosahuje maxima při vychýlení o úhel odpovídající velikosti jednoho kroku [31].

U hybridního dvoufázového krokovém motoru je kroutící moment generován interakcí magnetického pole permanentního magnetu na rotoru a měnícím se magnetickým poli tvořeném buzením statorového vinutí. Za předpokladu, že I_a a I_b jsou proudy ve dvou sousedních statorových cívkách, je velikost výsledného proudu [35]:

$$I = \sqrt{I_a^2 + I_b^2} \quad (5)$$

Výsledný proud svírá úhel θ_I s I_a viz Obr. 33 [35]:

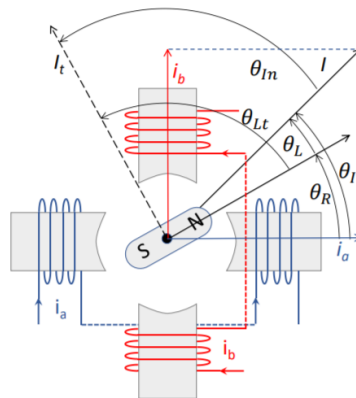
$$\theta_I = \tan\left(\frac{I_a}{I_b}\right) \quad (6)$$

Vztah pro kroutící moment motoru pak odpovídá [35] :

$$\tau_E = K_t \cdot I \cdot \sin(\theta_L) = K_t \cdot I \cdot \sin(\theta_R - \theta_I) \quad (7)$$

kde:

- τ_E [Nm] - kroutící moment motoru
- K_t [-] - konstrukční konstanta motoru
- I [A] - výsledný proud
- θ_R [rad] - úhel natočení rotoru
- θ_I [rad] - úhel natočení výsledného proudu
- θ_L [rad] - úhel zátěže



Obr. 33 Schéma krokového motoru s vyznačeným působením veličin ovlivňujících kroutící moment, θ_{Lt} - cílový úhel zátěže, získaný rozšířením θ_i o úhel θ_{in} [35]

4.1.4 Výkonové buzení krokových motorů

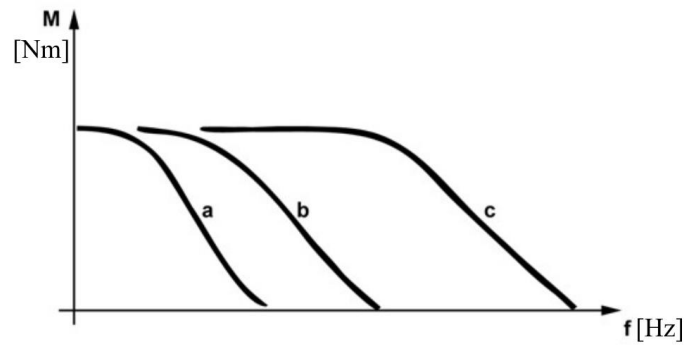
Do značné míry má vliv na vlastnosti pohonu s krokovým motorem kvalita budících výkonových obvodů. Funkcí budících obvodů je změna vstupních napěťových impulzů odpovídajících jednotlivým krokům na odpovídající průběh proudu v jednotlivých fázích vinutí krokového motoru. Vinutí krokového motoru má dva parametry, a to indukčnost a činný odpor. Při zapnutí a vypnutí vinutí krokového motoru dochází k přechodnému ději, jehož doba je určena časovou konstantou [31]:

$$\tau = \frac{L}{R} \quad (8)$$

kde:

τ [s] - časová konstanta
 L [H] - indukčnost
 R [Ω] - činný odpor

Se zvyšujícím se kmitočtem je časová konstanta významnější, protože výrazně ovlivňuje moment krokového motoru viz Obr. 34 [31].



Obr. 34 Průběh momentové charakteristiky v závislosti na typu buzení: a) buzení z napěťového zdroje, b) buzení z napěťového zdroje s vyšším napětím, c) buzení z pulzního proudového zdroje [31]

5. Praktické řešení

Cílem praktické části této bakalářské práce je navrhnout ovládací modul, který bude schopen řídit rychlost rotoru krokového motoru v průběhu jedné otáčky. Ovládací modul motoru bude součástí experimentálního okruhu snímajícího průběh tlaku a průtoku, který poslouží jako výzkumný a výukový aparát. Tato soustava je ve fázi výroby, a tudíž nebylo možné otestovat vliv ovládacího modulu na výstupní veličiny finálního peristaltického čerpadla.

Jak již bylo zmíněno v rešeršní části, zpomalením rotoru při vyjíždění tlačného segmentu ze záběru stlačování trubice viz Obr. 13 bude docíleno pozvolnějšího uvolnění pružné trubice. Tedy proces vyrovnávání tlaků bude pozvolnější a pulzace průtoku by měla být redukována [9]. Ovládací modul by měl umožnit nastavení podobného průběhu rychlosti a splňovat předpoklady, jako možnost snadné modulace průběhu a jeho spolehlivost. Ovládání otáčení krokového motoru v průběhu cyklu tedy bude umožněno ve čtyřech různých režimech:

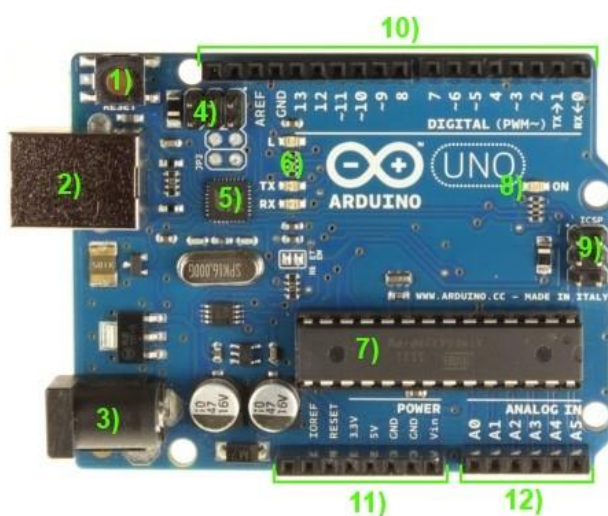
- Lineární průběh rychlosti
- Průběh rychlosti předepsaný funkcí $\sin(x)^2$
- Kombinace lineárního průběhu a průběhu předepsaného funkcí
- Průběh z diskretních hodnot rychlosti

5.1 Zvolené komponenty

Pro realizaci řídicího modulu byla vybrána vývojová platforma Arduino, která je levnou a jednoduchou variantou určenou pro začátečníky i pokročilé k tvoření elektronických prototypů. Platforma Arduino nabízí širokou škálu ovládacích desek a jejich rozšíření, které podporují programovací software Arduino IDE. Tento software je integrované vývojové prostředí napsané v jazyce Java [36]. Jednou z nejrozšířenějších vývojových desek z rodiny Arduino je Arduino Uno, které je použito jako hlavní ovládací prvek.

5.1.1 Arduino Uno R3

Tato ovládací deska je založena na mikroprocesoru ATmega328P. Patří k velice populárním vývojovým deskám a to zejména díky její nízké ceně, malým rozměrům a její výkonnosti, která postačí na většinu základních operací [37].



Obr. 35 Arduino Uno s vyznačenými částmi [36]

Části desky Arduino Uno [36] viz Obr. 35:

1. Resetovací tlačítko, je popsané nápisem RESET. Používá se, pokud chceme restartovat desku a spustit nahraný program znovu od začátku.
2. USB konektor typu B.
3. Napájecí konektor. Bude využito v případě napájení Arduina z USB.
4. ICSP hlavice pro externí programování USB-serial převodníku.
5. USB-serial převodník se stará o komunikaci mezi hlavním čipem a PC. Plní zde roli překladatele.
6. Indikační LED diody L, Rx a Tx. Dioda s popisem L je připojená k výstupu č. 13. Diody s popisem Tx a Rx blikají, pokud probíhá komunikace přes sériovou linku.
7. Hlavní čip celé desky
8. Indikační LED dioda ON. Svítí, když je připojené napájení.
9. ICSP hlavice pro externí programování hlavního čipu. Využívají ji některé shieldy.
10. Digitální piny. Vývody označené vlnovkou podporují PWM modulaci.
11. Napájecí výstupy Arduina.
12. Analogové vstupy. Dají se využít i jako digitální vstupy a výstupy.

5.1.2 Motor

Pro pohon peristaltického čerpadla byl vybrán bipolární, hybridní krokový motor. Hlavním hlediskem při výběru byla potřeba vysokého kroutícího momentu při nízkých rychlostech, ovládání rychlosti a polohy. Tato kritéria splňují krokové motory i bez použití enkodéru pro zpětnou vazbu. Od výběru motoru se odvíjel výběr dalších komponent. Konkrétní označení vybraného motoru je **QSH8618-96-55-700** s kroutícím momentem 7 Nm, který by měl poskytnout dostatečnou rezervu kroutícího momentu pro aplikaci v testovací sestavě. Tento krokový motor má rozlišení 200 kroků na jednu otáčku, tedy jeden krok má velikost $1,8^\circ$.



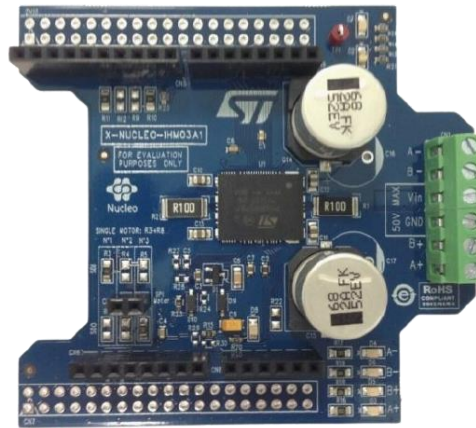
Obr. 36 Krokový motor QSH8618-96-55-700 [38]

5.1.3 Ovladač krokového motoru

Základním parametrem, podle kterého byl vybírán ovladač krokového motoru, je nominální proud jedné fáze motoru, který má hodnotu 5.5 A. Pro tento fázový proud jsem zvolil budič krokového motoru X-NUCLEO-IHM03A1 od firmy STMicroelectronics, který může ovládat motor s maximálním proudem fáze 10 A. Tento čip používá výkonný čip powerSTEP01. Navíc má kompatibilní umístění konektorů s deskou Arduino Uno, což mi zjednoduší spojení tohoto ovladače se základní deskou.

Tento budič krokového motoru komunikuje s arduinem přes SPI protokol a je asynchronního typu, tedy ovládací deska vyše pokyn, který se provede bez další asistence ovládací desky. Pro

možnost nastavení a ovládání této desky je potřeba importovat knihovnu, která nám poskytne příkazy k ovládání budiče v prostředí Arduino IDE. Byla vybrána knihovna powerSTEP01_Arduino_Library od SparkFun Electronics, která je open-source a je určena pro ovladače STMicroelectronics s powerSTEP01 čipem, jako je právě vybraný X-NUCLEO-IHM03A1 [39].



Obr. 37 Ovladač krokového motoru X-NUCLEO-IHM03A1 [38]

5.1.4 Zdroj

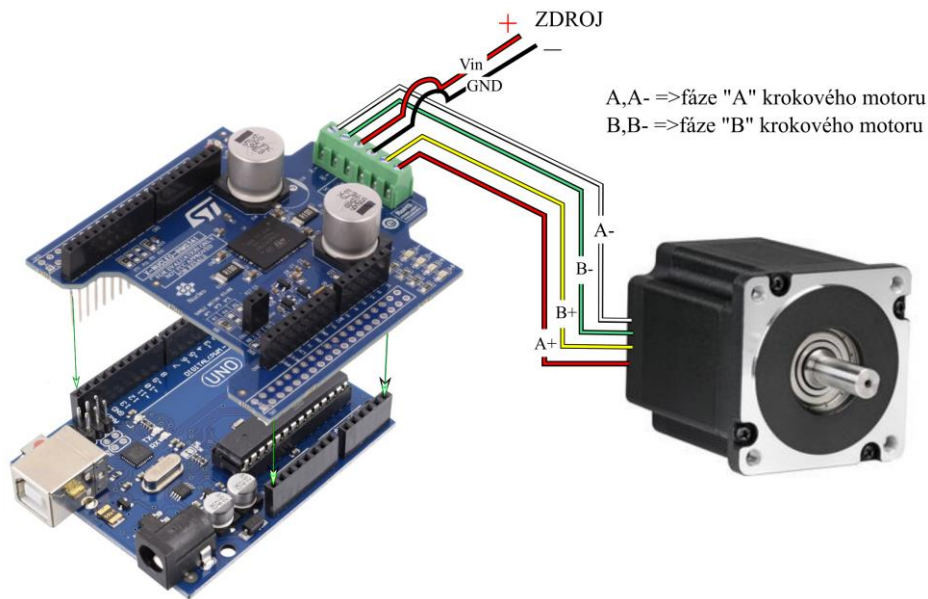
Pro napájení krokového motoru byl zvolen AC/DC zdroj RWS-300B-48, který dodá do sestavy maximální výkon 302,4 W. Výstupní napětí zdroje je 48V a výstupní proud 6.3A. Vstupní střídavé napětí se může pohybovat v rozmezí 85-265V. Zdroj by měl poskytnout dostatečný výkon pro krokový motor a jeho výstupní napětí nepřesahuje maximální napětí ovladače krokového motoru 50V.



Obr. 38 Zdroj RWS-300B-48 [38]

5.2 Zapojení komponent

Zapojení komponent je velice zjednodušeno kompatibilitou pinů mezi budičem krokového motoru a deskou Arduino Uno. Tyto dvě komponenty se pouze nasadí na sebe a tvoří jeden celek. Vodiče fází krokového motoru a vodiče zdroje jsou zapojeny do příslušných svorek svorkovnice umístěné na budiči krokového motoru viz Obr. 39.



Obr. 39 Schéma zapojení vybraných komponent

5.3 Programy v Arduino IDE

Byly vytvořeny 3 programy, každý pro jiný režim průběhu cyklu otáčení rotoru. Jako základ těchto programů byl použit testovací program `powerSTEP01SimpleTest`, přiložený v knihovně arduina `powerSTEP01_Arduino_Library` [39]. V tomto testovacím programu jsou veškeré potřebné nastavení pro správnou komunikaci budiče motoru a arduina, jako je definování využívaných pinů pro SPI protokol, PWM frekvence a režimu řízení kroků. Krokový motor bude řízen režimem plných kroků, kterého dosáhneme příkazem `driver.configStepMode(STEP_FS)`. V programech, kromě již zmíněné `powerSTEP01_Arduino_Library`, byla použita SPI knihovna. SPI je sériový synchronní datový protokol využívaný pro komunikaci mikroprocesoru s dalšími připojenými periferiemi nebo dvěma mikrokontrolery. V tomto typu komunikace je jedno nadřazené zařízení (Arduino), které ovládá další podřazené zařízení (ovladač krokového motoru) [40].

Knihovna `powerSTEP01_Arduino_Library` nabízí různé příkazy pro ovládání a nastavení krokového motoru. Jedním z důležitých parametrů je nastavení hodnoty proudové ochrany. Proudová ochrana je na této desce řešena napěťovým omezením. K tomu slouží příkaz `driver.setOCThreshold()`. Přibližnou hodnotu proudové ochrany lze určit ze vztahu[41]:

$$OClimit = (OCThreshold + 1) \cdot \frac{31,25mV}{R_{DSon}} \cdot \frac{KVAL}{255} \quad (9)$$

kde:

OClimit	[A]	-	proudový limit
OCThreshold	[-]	-	hodnota nastavená příkazem <code>driver.setOCThreshold()</code>
R_{DSon}	[Ω]	-	odpor tranzistorů ovladače motoru (rozmezí 16-23 m Ω [41])
KVAL	[-]	-	nastavení výkonu podle dle KVAL registru

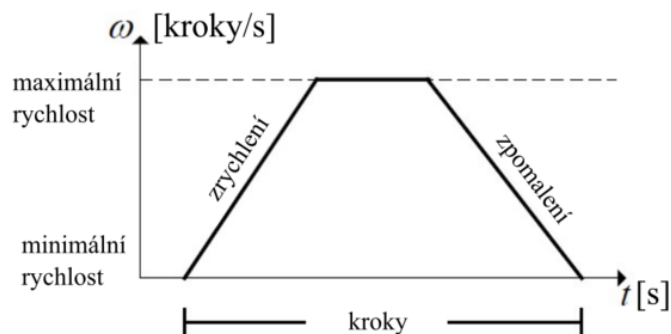
Dalším podstatným nastavením je určení hodnot KVAL registrů, které určují výkon upravením PWM cyklu (pulsní šířková modulace). Zadané hodnoty se mohou pohybovat v

rozmezí 0-255, kde 0 odpovídá nulovému výkonu a 255 odpovídá maximálnímu výkonu. Hodnotu je příhodné upravit při konkrétní aplikaci nebo změně pro ideální poměr potřebného výkonu a případného přehřívání motoru. Hodnoty KVAL registru se nastavují pro výkon při zrychlení, zpomalení, běhu a stojatosti motoru:

```
driver.setRunKVAL()
driver.setAccKVAL()
driver.setDecKVAL()
driver.setHoldKVAL()
```

K ovládání pohybu krokového motoru byl použit příkaz `driver.move()`. Tento příkaz otočí krokový motor o požadovaný počet kroků zadaným směrem. Tedy plně definovaný příkaz je `driver.move(směr, počet kroků)`. Pro nastavení průběhu rychlosti tohoto příkazu zadáme hodnoty zrychlení, zpomalení, maximální a minimální rychlosti pomocí příkazů:

```
driver.setMaxSpeed()
driver.setMinSpeed()
driver.setAcc()
driver.setDec()
```



Obr. 40 Rychlostní profil příkazu `driver.move()` [42]

Pro vykonání cíleného průběhu bylo využito více těchto jednoduchých příkazů jdoucích za sebou. Pro zajištění konání příkazu, až po dokončení předešlého, je použit příkaz `while(driver.busyCheck())`. Na konec celého běhu programu je použit příkaz `driver.softStop()`, který pozvolna zastaví motor.

Zrychlení a zpomalení motoru při využití příkazu `driver.move()` je zadáváno jako nezáporná konstanta. Pro správné určení zrychlení, aby rychlosti navazovaly mezi jednotlivými intervaly, při známých hodnotách maximální a minimální rychlosti a počtu kroků, je potřeba odvodit tuto závislost.

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d\omega}{d\varphi} \cdot \frac{d\varphi}{dt} = \frac{\omega \cdot d\omega}{d\varphi} \quad (10)$$

Po integraci pravé i levé strany rovnice dostaneme:

$$\int_0^{\varphi} \alpha \cdot d\varphi = \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot d\omega \quad (11)$$

$$\alpha = \frac{(\omega_2^2 - \omega_1^2)}{2\varphi} \quad (12)$$

kde:

α	[rad/s ²]	-	úhlové zrychlení
ω_2, ω_1	[rad/s]	-	úhlová rychlost
φ	[rad]	-	konečný úhel

Na začátku každého z programů se nachází nastavitelné parametry, které ovlivňují průběh. Jejich dopad na průběh je zobrazen v rychlostním průběhu u prvních třech programů. Jednotlivé intervaly průběhů jsou zadávány v počtu kroků, které musí být celočíselné. Hodnoty rychlostí jsou zadávány v jednotkách kroky/s. Pro případnou potřebu využití jiných jednotek rychlostí je potřeba pouze drobných úprav kódu.

```
float rychlost1 =;
float rychlost2 =;
int interval1 =;
int konst12 =;
int interval2 =;
int konst21 = 200-interval1-interval2-konst12;
int inicializace=;
```

Hlavní smyčka programu se skládá z fáze inicializace, kdy se rotor uvede z klidu na rychlost navazující na průběh cyklu a z funkce daného průběhu, která je podmíněna funkcí while. Tato podmiňující funkce určuje počet vykonaných cyklů a může být libovolně změněna.

Úryvek hlavního cyklu celého programu, obsahující inicializaci a volání příkazu samotného cyklu:

```
void loop()
{
  //inicializace
  for (int i=0 ; i<inicializace-2; i++ ) {
    float x1= i;
    float x2= i+1;
    float pocetkroku = x2-x1;
    float fi= pocetkroku*((1.80*PI)/180);
    float delta=((rychlost1)*((1.80*PI)/180))/(inicializace*((1.80*PI)/180));
    float v1rad=0+x1*((1.80*PI)/180)*delta;
    float v2rad=0+x2*((1.80*PI)/180)*delta;
    float alfa=abs((1/(2*fi))*((pow(v2rad,2)-pow(v1rad,2))));
    float v1=v1rad/((1.80*PI)/180);
    float v2=v2rad/((1.80*PI)/180);

    driver.setMaxSpeed(v2);
    driver.setMinSpeed(v1);
    driver.setAcc(alfa/((1.80*PI)/180));
    driver.setDec(0);
    driver.move(FWD,pocetkroku);
    while(driver.busyCheck());
  }

  int var=0;
  while( var<10){
    jedenCyklus();
    var++;
  }
  driver.softStop();
  while(1);
}
```

5.3.1 Lineární průběh rychlosti

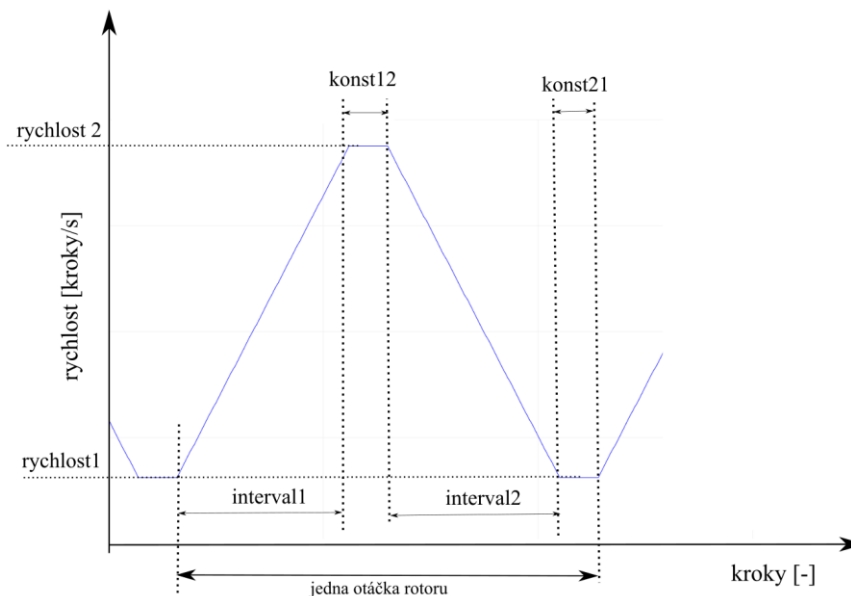
Tento program umožňuje nastavení rychlostí ve čtyřech intervalech. Funkce, která odpovídá jednomu cyklu se skládá ze dvou lineárních průběhů rychlostí a dalších dvou intervalů s konstantní rychlostí. Lineárních průběhů rychlostí je docíleno generováním bodů pomocí for-cyklu. Tyto body odpovídají jednotlivým krokům a vymezují intervaly, mezi kterými je použit příkaz driver.move(). Motor tedy nejprve urychlí rotor na zadanou rychlost2 na délce prvního intervalu a poté zpomalí rotor v druhém intervalu na zadanou hodnotu rychlost2, tím je průběh zacyklen.

Úryvek programu předepisující urychlení s lineárním průběhem rychlosti:

```
for (int i=0 ; i<interval1-1; i++ ) {
float x1= i;
float x2= i+1;
float pocetkroku = x2-x1;
float fi= pocetkroku*((1.80*PI)/180);
float deltav=(( rychlost2-rychlost1)*
((1.80*PI)/180))/(interval1*((1.80*PI)/180));
float v1rad=rychlost1*((1.80*PI)/180)+x1*((1.80*PI)/180)*deltav;
float v2rad=rychlost1*((1.80*PI)/180)+x2*((1.80*PI)/180)*deltav;
float alfa=(1/(2*fi))*((pow(v2rad,2)-pow(v1rad,2)));
float v1=v1rad/((1.80*PI)/180);
float v2=v2rad/((1.80*PI)/180);

driver.setMaxSpeed(abs(v2));
driver.setMinSpeed(abs(v1));
driver.setAcc(abs(alfa/((1.80*PI)/180)));
driver.setDec(0);
driver.move(FWD,pocetkroku);

while(driver.busyCheck());
}
```



Obr. 41 Lineární průběh rychlosti cyklu s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí

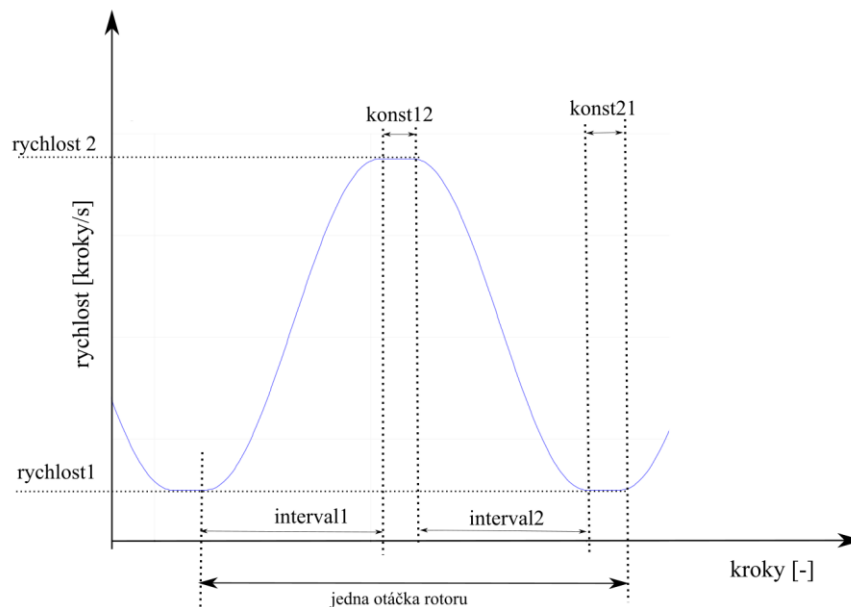
5.3.2 Průběh rychlosti předepsaný funkcí $\sin(x)^2$

Tento program umožňuje nastavení průběhu rychlosti, předepsané funkcí $\sin(x)^2$. Funkce $\sin(x)^2$ byla vybrána jako příklad s ohledem na její průběh, který je periodický a lépe na sebe navazující v nulových hodnotách, než funkce $\sin(x)$. Pro upravení velikosti rychlostí v průběhu

cyklu slouží stejné proměnné. Rychlost1 určuje minimální hodnotu a proměnná rychlost2 určuje maximální hodnotu rychlosti v průběhu cyklu. Pro dosažení předepsaného průběhu je využit stejný postup, jako při cyklu s lineárním průběhem rychlosti. Pro část zrychlení i část zpomalení s tímto průběhem jsou použity samostatné funkce, což usnadní další modulaci viz následující program.

Úryvek programu předepisující zrychlení s průběhem rychlosti $\sin(x)^2$:

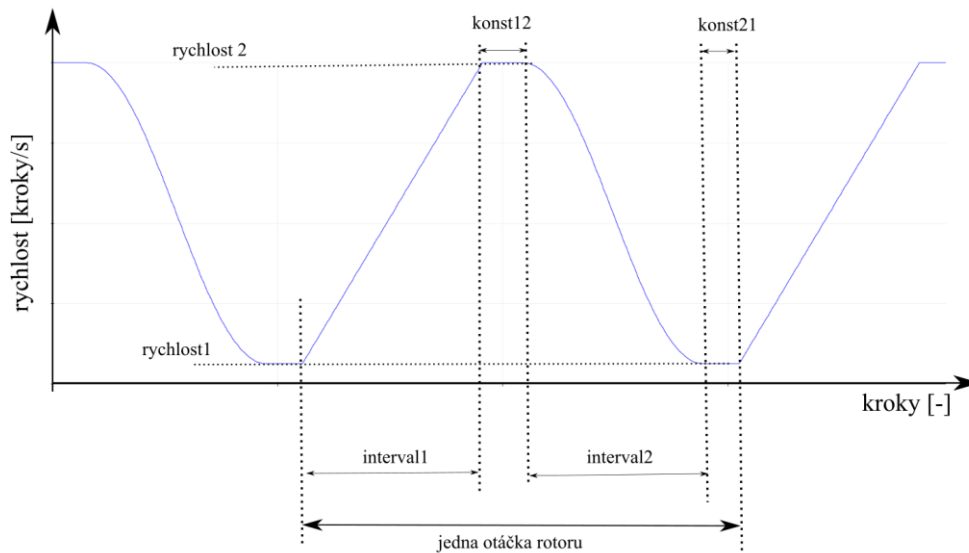
```
for (int i=0 ; i<intervall1-2; i++ ) {
float anglerad=(PI/2)/intervall1;
float x1= i;
float x2= i+1;
float v1=(rychlost2-rychlost1)*(pow(sin(x1*anglerad),2))+rychlost1;
float v2=(rychlost2-rychlost1)*(pow(sin(x2*anglerad),2))+rychlost1;
float pocetkroku = x2-x1;
float fi= pocetkroku*((1.80*PI)/180);
float alfa=abs((1/(2*fi))*((pow(v2*((1.80*PI)/180),2)-
pow(v1*((1.80*PI)/180),2))));
float zpomaleni=abs(alfa/((1.80*PI)/180));
driver.setMaxSpeed(v2);
driver.setMinSpeed(v1);
driver.setAcc(alfa/((1.80*PI)/180));
driver.setDec(0);
driver.move(FWD, pocetkroku);
while(driver.busyCheck());
}
```



Obr. 42 Průběh rychlosti předepsaný funkcí $\sin(x)^2$ s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí

5.3.3 Kombinace lineárního průběhu a průběhu předepsaného funkcí $\sin(x)^2$

Tento program je kombinací předchozích dvou průběhů. Po inicializaci je dále rotor urychlován s konstantním zrychlením, až do zadané rychlosti2. Dále je rotor zpomalován na rychlost1 rychlostním profilem čtvrtvlny funkce $\sin x^2$.



Obr. 43 Rychlostní profil dosažený kombinací lineárního průběhu s průběhem předepsaným funkcí $\sin(x)^2$ s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí

5.3.4 Průběh z diskretních hodnot rychlosti

Při reálném použití je velice pravděpodobné, že bude potřeba zadat průběh rychlosti, který nebude odpovídat žádné z funkcí. Pro tento případ je vytvořen tento program. Zadávání rychlostí průběhu je zprostředkováno pomocí sady 201 hodnot rychlostí zadaných do pole na začátku programu. Tím docílíme vytvoření 200 intervalů, každý odpovídající jednomu kroku. Na zadaný průběh rychlosti jsou kladeny určité předpoklady, jako zacyklení průběhu, a tedy první a poslední hodnota rychlostí by měly být stejné. Rychlostní profil by měl mít také do jisté míry hladký průběh.

Úryvek programu předepisující průběh tohoto cyklu:

```
for (int i=0 ; i<199; i++ ) {
float anglerad=(PI)/200;
float v1= (rychlost[i]);
float v2= (rychlost[i+1]);
float pocetkroku = 1;
float fi= pocetkroku*((1.80*PI)/180);
float alfa=abs((1/(2*fi))*((pow(v2*((1.80*PI)/180),2)-
pow(v1*((1.80*PI)/180),2))));
if (v1<v2){
driver.setMaxSpeed(abs(v2));
driver.setMinSpeed(abs(v1));
driver.setAcc(abs(alfa/((1.80*PI)/180)));
driver.setDec(0);
driver.move(FWD, pocetkroku);
while(driver.busyCheck());
}
else{
driver.setMaxSpeed(abs(v1));
driver.setMinSpeed(abs(v2));
driver.setAcc(0);
driver.setDec(abs(alfa/((1.80*PI)/180)));
driver.move(FWD, pocetkroku);
while(driver.busyCheck());
}
}
```

6. Závěr

V rámci této bakalářské práce byla řešena problematika pulzních výstupních charakteristik peristaltického čerpadla. Peristaltická čerpadla jsou i přes jejich zastaralejší princip a pulzní charakter proudění stále v mnoha aplikacích upřednostňovaná, zejména díky jejich jednoduchému řešení a spolehlivému chodu. Rešeršní část této práce shrnuje dostupné informace týkající se problematiky peristaltických čerpadel, které jsou souhrnně popsány v českém jazyce včetně jejich možností řešení a využití. V současné době je velice omezené množství zdrojů, popisujících praktické použití popisovaných možností řízení pulzních charakteristik peristaltického čerpadla v medicínských aplikacích. Na základě provedených rešerší lze konstatovat, že zmíněné možnosti řízení pulzních charakteristik nejsou při většině medicínských aplikací využívány. Hlavním důvodem mohou být právě zmíněné nároky na používaná čerpadla, kdy je kladen velký důraz na spolehlivost. Například napojením plynového pulzního tlumiče s membránou, který má předpoklady zajištění sterility krve, do mimotělního oběhu přidáváme další prvek do soustavy, který může selhat a přestat plnit svou funkci. Výsledkem může být vznik turbulentního proudění, či stojatosti proudění, které může zapříčinit vznik krevních sraženin a vést až k fatálním následkům. Potenciální řešení pro tyto aplikace tedy zůstává konstrukční změna peristaltického čerpadla a spolehlivé softwarové řízení pohonu. Všechna probíraná řešení však mají potenciál pro využití v bioreaktorech a při simulaci fyziologického pulzního proudění krve. V těchto aplikacích nejsou takové nároky na sterilitu, kontakt s cizím plynem nebo šetrnost k přepravované kapalině. V průmyslu se ve velké míře využívají pulzní tlumiče a softwarové řízení v uzavřené kontrolní smyčce. Jakožto velice univerzální řešení modulace výstupních charakteristik se jeví právě řízení rychlosti otáčení v průběhu cyklu.

V průběhu plnění zadání praktické části došlo k několika pochybením v souvislosti s prací v domácím prostředí a s velice omezenými počátečními znalostmi s ovládáním krokových motorů. Tyto pochybení měly za následek poškození vybraného zdroje a budiče krokového motoru. Po této zkušenosti byly další série pokusů testovány v laboratořích Mechlabu.

Po několika neúspěšných iteracích bylo dosaženo ovládní rychlosti v průběhu jedné otáčky krokového motoru ve čtyřech různých režimech. Při spuštění výsledných řídicích programů je chování motoru odpovídající předepsanému průběhu, ale při vyšších hodnotách rychlostí, a tedy i vyšší akceleraci v průběhu, může docházet k prokluzu kroků. Prokluz kroků se začíná objevovat při rozdílu zadané maximální a minimální hodnoty rychlosti kolem 400-500 kroků/s. Testování proběhla na nezátíženém krokovém motoru a pro aplikaci ve finálním peristaltickém motoru je potřeba otestovat, do jakých rychlostí je schopen motor pracovat bez ztráty kroků v zatíženém stavu. Přidáním senzoru polohy je možné tyto prokluzy detekovat a následně kompenzovat.

Nastavování parametrů a úprava programu je prováděna přímo ve zdrojovém kódu a pro intuitivnější ovládní je pro budoucí použití vhodné navrhnout grafické uživatelské rozhraní. Vybraný ovladač krokového motoru X-NUCLEO-IHM03A1 je poměrně málo rozšířeným typem, který vyžaduje specifické ovládní. Knihovna s příkazy, použitými k realizaci řízení krokového motoru, tedy nemusí být kompatibilní s ostatními ovladači. Pro další řešení by bylo vhodné aplikovat toto řízení i na rozšířenější typy ovladačů krokových motorů pro širší kompatibilitu tohoto řešení.

Reference

- [1] KLESPLITZ, József a Levente KOVÁCS. Peristaltic pumps - A review on working and control possibilities. *SAMI 2014 - IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics, Proceedings* [online]. 2014, 191–194. Dostupné z: doi:10.1109/SAMI.2014.6822404
- [2] *frankshospitalworkshop* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/infusion_pumps/wikipedia/Peristaltic_pump.pdf
- [3] LIERMANN, Matthias. Active pneumatic pulsation damper for peristaltic pump flow loops. In: *BATH/ASME 2016 Symposium on Fluid Power and Motion Control, FPMC 2016* [online]. B.m.: American Society of Mechanical Engineers, 2016. ISBN 9780791850060. Dostupné z: doi:10.1115/FPMC2016-1707
- [4] BULLERT, Rüdiger, Nina DIETZ, Matthias DÖRLING, Martin DREHER, Felix Theodor FARACK, Fabian GEIGER, Marco KLINKIGT, Martin SCHMID, Michael WIMMER a Anke-Dorothee WÖHR. *Reciprocating positive displacement pumps Technical basics and applications* [online]. 2018 [vid. 2021-04-01]. Dostupné z: https://www.lewa.com/fileadmin/5_competence/2_whitepapers/Whitepaper_Reciprocating_positive_displacement_pumps.pdf
- [5] BACH, D., F. SCHMICH, T. MASSELTTER a T. SPECK. A review of selected pumping systems in nature and engineering - Potential biomimetic concepts for improving displacement pumps and pulsation damping. *Bioinspiration and Biomimetics* [online]. 2015, 51001. ISSN 17483190. Dostupné z: doi:10.1088/1748-3190/10/5/051001
- [6] LTD, michael smith engineers. How a Peristaltic Pump works. [vid. 2021-03-19] [online]. Dostupné z: <https://www.michael-smith-engineers.co.uk/mse/uploads/resources/literature/Ismatec/How-a-Peristaltic-Pump-Works.pdf>
- [7] *Peristaltic pump | 3D CAD Model Library | GrabCAD* [online]. [vid. 2021-05-07]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library/peristaltic-pump-25>
- [8] TAMADON, Izadyar, Virginia SIMONI, Veronica IACOVACCI, Fabio VISTOLI, Leonardo RICOTTI a Arianna MENCIASSI. Miniaturized peristaltic rotary pump for non-continuous drug dosing*. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS* [online]. 2019, 5522–5526. ISSN 1557170X. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2019.8857811
- [9] BURDA, Radim. Peristaltické čerpadlo. Brno, 2019. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Energetický ústav. Vedoucí práce František Pochylý.
- [10] *Tygon tubing - Wikipedia* [online]. [vid. 2021-05-07]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Tygon_tubing
- [11] *Peristaltic pump - Wikipedia* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Peristaltic_pump#/media/File:Schlauchpumpe-lineare-Verdraengung.png

- [12] *Material Selection for Peristaltic Pump Tubing / Whitepaper / Grayline LLC* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: <https://www.graylineinc.com/whitepapers/peristaltic-pump-tubing.html>
- [13] HOFFMEIER, Konrad Leopold, Dirk HOFFMANN a Karl-Heinz FELLER. A first inherently pulsation free peristaltic pump. *Ilmenau Scientific Colloquium* [online]. 2014, 58(September), 11. Dostupné z: https://www.db-thueringen.de/rsc/viewer/dbt_derivate_00030860/ilm1-2014iwk-178.pdf?page=1
- [14] MARKOVIC, Miroslav, Michael RAPIN, Marc CORREVON a Yves PERRIARD. Design and optimization of a blood pump for a wearable artificial kidney device. *IEEE Transactions on Industry Applications* [online]. 2013, 2053–2060. ISSN 00939994. Dostupné z: doi:10.1109/TIA.2013.2260851
- [15] Linear Peristaltic Pump. In: *Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics* [online]. B.m.: Springer US, 2008 [vid. 2021-03-19], s. 1005–1006. Dostupné z: doi:10.1007/978-0-387-48998-8_811
- [16] *Hemodialýza – Wikipedie* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Hemodialýza>
- [17] MISRA, Madhukar. The basics of hemodialysis equipment. *Hemodialysis International* [online]. 2005, ISSN 14927535. Dostupné z: doi:10.1111/j.1492-7535.2005.01115.x
- [18] *Mimotělní oběh – Wikipedie* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Mimotělní_oběh
- [19] *Technologie: Mimotělní membránová oxygenace - ECMO - FN Motol* [online]. [vid. 2021-05-02]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/blog/technologie-ecmo/>
- [20] *emDOCs.net – Emergency Medicine Education Extracorporeal Membrane Oxygenation (ECMO) in the ED - emDOCs.net - Emergency Medicine Education* [online]. [vid. 2021-05-17]. Dostupné z: <http://www.emdocs.net/extracorporeal-membrane-oxygenation-ecmo-in-the-ed/>
- [21] MULHOLLAND, John W., J. C. SHELTON a X. Y. LUO. Blood flow and damage by the roller pumps during cardiopulmonary bypass. *Journal of Fluids and Structures* [online]. 2005, 129–140. ISSN 08899746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfluidstructs.2004.10.008
- [22] CHISTI, Yusuf a Murray MOO-YOUNG. Bioreactors. In: *Encyclopedia of Physical Science and Technology* [online]. B.m.: Elsevier, 2003, s. 247–271. Dostupné z: doi:10.1016/b0-12-227410-5/00067-3
- [23] CHONG, Albert, Michel VERSLUIS, Zhonghua SUN, Lennart Van De VELDE a Shirley JANSEN. A novel roller pump for physiological flow [online]. [vid. 2021-05-19]. Dostupné z: doi:10.1111/aor.13670
- [24] ALLOUSH, M. M., M. LIERMANN, A. ZEDAN a G. F. OWEIS. A Novel Pulse Damper for Endothelial Cell Flow Bioreactors. *Cardiovascular Engineering and Technology* [online]. 2019, 95–111. ISSN 18694098. Dostupné z: doi:10.1007/s13239-018-00394-y

- [25] LAW, Y. F., R. S.C. COBBOLD, K. W. JOHNSTON a P. A.J. BASCOM. Computer-controlled pulsatile pump system for physiological flow simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1987, 590–595. ISSN 01400118. Dostupné z: doi:10.1007/BF02441756
- [26] *Handling Shear Sensitive Liquids - Pump School / handling-shear-sensitive-liquids-pump-school.pdf / PDF4PRO* [online]. [vid. 2021-05-20]. Dostupné z: <https://pdf4pro.com/view/handling-shear-sensitive-liquids-pump-school-1f95fa.html>
- [27] *Rozpad červených krvinek - hemolýza / Medicína, nemoci, studium na 1. LF UK* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/rozpad-cervenych-krvinek-hemolyza>
- [28] KLESPITZ, Jozsef a Levente KOVACS. Identification and control of peristaltic pumps in hemodialysis machines. *CINTI 2013 - 14th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics, Proceedings* [online]. 2013, 83–87. Dostupné z: doi:10.1109/CINTI.2013.6705169
- [29] SAMUEL, Gerhat, Achmad ARIFIN, Muhammad Hilman FATONI a Rachmad SETIAWAN. Design and Implementation Control of PID Controller of Dialysate Pump of Hemodialysis Machine. In: *CENIM 2020 - Proceeding: International Conference on Computer Engineering, Network, and Intelligent Multimedia 2020* [online]. B.m.: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2020, s.287–291. ISBN 9781728182834. Dostupné z: doi:10.1109/CENIM51130.2020.9297930
- [30] *Peristaltic Pumps* [online]. [vid. 2021-05-14]. Dostupné z: <https://www.todaymedicaldevelopments.com/article/peristaltic-pumps/>
- [31] RYDLO, Ing Pavel. *Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií Katedra elektrotechniky a elektromechanických systémů KROKOVÉ MOTORY A JEJICH ŘÍZENÍ Studijní texty*. 2000. Dostupné z: <http://cis.wz.cz/elz/krok2.pdf>
- [32] *ELUC* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: <https://eluc.krolomoucky.cz/verejne/lekce/809>
- [33] *profirobot* [online]. [vid. 2021-03-19]. Dostupné z: <http://profirobot.cz/wp-content/uploads/2018/03/Krokové-motory.pdf>
- [34] *Stepper motors and drives, what is full step, half step and microstepping?* [online]. [vid. 2021-05-13]. Dostupné z: <https://www.rs-online.com/designspark/stepper-motors-and-drives-what-is-full-step-half-step-and-microstepping>
- [35] RICCI, Stefano a Valentino MEACCI. Simple torque control method for hybrid stepper motors implemented in FPGA. *Electronics (Switzerland)* [online]. 2018, 7(10), 242 [vid. 2021-05-07]. ISSN 20799292. Dostupné z: doi:10.3390/electronics7100242
- [36] *Programujeme Arduino* [online]. [vid. 2021-04-06]. Dostupné z: <https://bastlirna.hwkitchen.cz/programujeme-arduino/#main>
- [37] *Arduino Uno Rev3 | Arduino Official Store* [online]. [vid. 2021-04-06]. Dostupné z: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>
- [38] *Farnell Česká republika - Distributor elektronických součástek* [online]. [vid. 2021-05-21]. Dostupné z: <https://cz.farnell.com/>
- [39] *GitHub - Megunolink/powerSTEP01_Arduino_Library: Arduino library support for the*

- SparkFun AutoDriver board based on the ST Micro L6470 stepper driver.* [online].
[vid. 2021-05-08]. Dostupné
z: https://github.com/Megunolink/powerSTEP01_Arduino_Library
- [40] *Arduino - SPI* [online]. [vid. 2021-05-10]. Dostupné
z: <https://www.arduino.cc/en/reference/SPI>
- [41] *powerSTEP01 10A Stepper Driver Interface on Arduino* [online]. [vid. 2021-03-19].
Dostupné z: <https://www.megunolink.com/exclusive/powerstep01-10a-stepper-driver/>
- [42] ATMEL CORPORATION. *AVR446: Linear speed control of stepper motor* [online].
2015. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/appnotes/doc8017.pdf>

Seznam použitých zkratk a symbolů

PVC		Polyvinylchlorid
EPDM		Ethylene Propylene Diene Monomer
CPB		Cardiopulmonary Bypass
ECMO		Extracorporeal Membrane Oxygenation
PID		Proportional, Integral, Derivative
SPI		Serial Peripheral Interface
AC		Alternate Current
DC		Direct Current
PWM		Pulse Width Modulation
IDE		Integrated Development Environment
y	[mm]	okluze
g	[mm]	minimální mezera mezi tlačným elementem a pouzdrem
t	[mm]	tloušťka stěny trubice
V	[mm ³]	objem tekutiny uzavřený mezi válečky
A	[mm ²]	vnitřní průřez trubice
R	[mm]	poloměr zakřivení pouzdra
γ	[rad]	úhel mezi dvěma vedlejšími tlačnými segmenty
s	[rad]	úhel, kterým deformovaná trubice obklopuje váleček
Q	[mm ³ /min]	průtok
V	[mm ³]	objem tekutiny uzavřený mezi válečky
z	[-]	počet válečků
n	[1/min]	rychlost otáčení
τ_E	[Nm]	kroučící moment motoru
K_t	[-]	momentová konstanta motoru
I_a, I_b	[A]	proud v cívkách a,b
I	[A]	výsledný proud
θ_R	[rad]	úhel natočení rotoru
θ_I	[rad]	úhel natočení výsledného proudu
θ_L	[rad]	úhel zátěže
τ	[s]	časová konstanta

L	[H]	indukčnost
R	[Ω]	činný odpor
α	[rad/s ²]	úhlové zrychlení
ω_2, ω_1	[rad/s]	úhlová rychlost
φ	[rad]	konečný úhel
OClimit	[A]	proudový limit
OCThreshold	[-]	hodnota nastavená příkazem driver.setOCThreshold()
RDSon	[Ω]	odpor tranzistorů ovladače motoru

Seznam obrázků

Obr. 1 - Části rotačního peristaltického čerpadla	11
Obr. 2 - Vyznačení geometrických parametrů v peristaltickém čerpadle	12
Obr. 3 - Provedení peristaltického čerpadla s úhlem záběru a) 360° b)180°	14
Obr. 4 - Fáze cyklu rotačního peristaltického čerpadla.....	14
Obr. 5 - Schéma lineárního peristaltického čerpadlo využívající vačkový mechanismus a)pohled ve směru osy hřídele b) řez čerpadlem, upraveno	15
Obr. 6 - Lineární peristaltické čerpadlo a) se čtyřmi elektromagnetickými aktuátory b)samostatný elektromagnetický aktuátor.....	15
Obr. 7 - Schéma sekvence stlačování pružné trubice u tříkomorového lineárního peristaltického čerpadla.....	16
Obr. 8 - Schéma propojení hemodialyzačního přístroje a pacienta.....	17
Obr. 9 - Schéma mimotělního oběhu ECMO	17
Obr. 10 - Průběh neregulovaného průtoku a tlaku na výstupu čerpadla v závislosti na čase ..	19
Obr. 11 - Schéma zapojení peristaltického čerpadla do řízení v uzavřené smyčce	21
Obr. 12 - Průběh průtoku a tlaku na výstupu čerpadla v závislosti na čase po připojení do uzavřené smyčky	21
Obr. 13 - Schéma vyznačující možný průběh rychlosti rotoru k docílení útlumu pulzace	22
Obr. 14 - Schéma eliptického peristaltického čerpadla.....	22
Obr. 15 - Schéma upraveného tvaru pouzdra	23
Obr. 16 - Schéma zapojení aktivního pulzního tlumiče	23
Obr. 17 - Schéma funkce plynového tlumiče	24
Obr. 18 - Schéma průtokového pulzního tlumiče, upraveno.....	24
Obr. 19 - Schéma funkce jednodokomorového tekutinového tlumiče se změnou průřezu.....	25
Obr. 20 - Další typy tekutinových pulsních tlumičů, a) vícekomorový, b)jednodokomorový, rozdělený pomocí přepážek, c) komora s kulovým tvarem	25
Obr. 21 - Schéma atria.....	25
Obr. 22 - Schéma pulsního tlumiče	26
Obr. 23 - Schéma zapojení aktivních pulsních tlumičů	27
Obr. 24 - Průběhy průtoků v uzavřeném systému viz Obr. 23	27
Obr. 25 - Schéma sekvence lineárního peristaltického čerpadla.....	28
Obr. 26 - Krokový motor s pasivním rotorem s vyznačeným zapojením fází	29
Obr. 27 - Krokový motor s radiálně polarizovaným permanentním magnetem a vyznačením zapojení jednotlivých fází a pólů permanentního magnetů, upraveno	30
Obr. 28 - Hybridní krokový motor s vyznačením zapojení fází a zobrazením axiálně polarizovaného rotoru	30
Obr. 29 - Znázornění buzení fází krokového motoru při čtyřtaktním ovládnání s magnetizací jedné fáze.....	31
Obr. 30 - Znázornění buzení fází krokového motoru v čtyřtaktním režimu s magnetizací dvou fází.....	31
Obr. 31 - Znázornění buzení fází krokového motoru v osmitaktním režimu.....	32
Obr. 32 - Momentová charakteristika krokového motoru.....	32
Obr. 33 - Schéma krokového motoru s vyznačeným působením veličin ovlivňujících krouťací moment.....	33
Obr. 34 - Průběh momentové charakteristiky v závislosti na typu buzení.....	34
Obr. 35 - Arduino Uno s vyznačenými částmi.....	35
Obr. 36 - Krokový motor QSH8618-96-55-700.....	36
Obr. 37 - Ovladač krokového motoru X-NUCLEO-IHM03A1	37
Obr. 38 - Zdroj RWS-300B-48	37

Obr. 39 - Schéma zapojení vybraných komponent	38
Obr. 40 - Rychlostní profil příkazu driver.move()	39
Obr. 41 - Lineární průběh rychlosti cyklu s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí	41
Obr. 42 - Průběh rychlosti předepsaný funkcí $\sin(x)^2$ s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí	42
Obr. 43 - Rychlostní profil dosažený kombinací lineárního průběhu s průběhem předepsaným funkcí $\sin(x)^2$ s vyznačením zadávaných intervalů a rychlostí	43

Seznam příloh

Příloha 1: zdrojový kód lineárního průběhu rychlosti

Příloha 2: zdrojový kód průběhu rychlosti předepsaného funkcí

Příloha 3: zdrojový kód kombinace lineárního průběhu a průběhu funkce $\sin(x)^2$

Příloha 4: zdrojový kód průběhu z diskretních hodnot rychlosti

Příloha 5: knihovna arduina powerSTEP01_Arduino_Library