

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky



**Pulzatilní čerpadlo jako experimentální
náhrada lidského srdce**

Bakalářská práce

Praha 2024

Vedoucí práce:
Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.

Autor práce:
Kryštof Czerný



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Czerný** Jméno: **Kryštof** Osobní číslo: **494865**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Pulzatilní čerpadlo jako experimentální náhrada lidského srdce

Název bakalářské práce anglicky:

Pulsatile pump as experimental replacement for the human heart

Pokyny pro vypracování:

1. Provedte rešerši na téma pulzační proudění v lidském těle a srdeční náhrady.
2. Ze získaných poznatků navrhnete experimentální čerpadlo jako zdroj pulzačního toku pro použití v experimentální laboratoři.
3. Návrh čerpadla sestavte a ověřte jeho funkčnost.

Seznam doporučené literatury:

Dle pokynů vedoucího BP

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D. ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **18.04.2024**

Termín odevzdání bakalářské práce: **31.07.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

Ing. Michal Schmirler, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZDÁNÍ

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem “Pulzatilní čerpadlo jako experimentální náhrada lidského srdce“ vypracoval samostatně pod odborným vedením Ing. Hany Schmirlerové, Ph.D., a použil jsem pouze pramenů citovaných v příloženém seznamu použité literatury.

V Praze dne:

Podpis.....

Poděkování:

Tímto bych rád poděkoval Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a odborný dohled. Dále děkuji Bc. Jindřichu Paurovi za ochotu a vstřícnost při výrobě čerpadla.

Anotační list

Jméno autora:	Kryštof Czerný
Název bakalářské práce:	Pulzatilní čerpadlo jako experimentální náhrada lidského srdce
Anglický název:	A pulsatile pump as an experimental replacement for the human heart
Akademický rok:	2023/2024
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Studijní obor:	Bez oboru
Ústav:	Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
Konzultant:	Ing. Filip Trnka
Bibliografické údaje	počet stran: 57 Počet obrázků: 34 Počet příloh: 1

Klíčová slova: Čerpadlo, pulzní čerpadlo, hemodynamika, nestacionární proudění, konstrukční návrh, simulátor, lidské srdce, kardiovaskulární systém,
Keywords: Pump, pulse pump, hemodynamics, unsteady flow, structural design, simulator, human heart, cardiovascular system

Abstrakt: Tato práce je zaměřena na návrh a výrobu pulzatilního čerpadla jako experimentálního simulátoru lidského srdce. Práce se skládá z teoretické části sestávající ze základu teorie kardiovaskulárního systému, popisu srdce a jeho funkce, popisu některých existujících náhrad a řešení srdečních poruch v praxi, teorie proudění, charakteristik výroby a popisu použitých technologií k praktické výrobě čerpadla. Navazuje praktická část, která skýtá zpracování získaných dat, výpočty jako základ pro vlastní návrh, konstrukční návrh a test jeho funkce. Závěr obsahuje celkové zhodnocení průběhu práce, výsledky a možná budoucí vylepšení.

Abstract: This bachelor thesis is focused on the design and production of a pulsatile pump as an experimental simulator of the human heart. The thesis consists of a theoretical part consisting of the basis of the theory of the cardiovascular system, a description of the heart and its function, a description of some existing substitutes and solutions to heart disorders in practice, flow theory, production characteristics and a description of the technologies used for the practical production of the pump. It is followed by a practical part that provides processing of the obtained data, calculations as a basis for your own design, structural design and test of its function. The conclusion contains an overall evaluation of the work progress, results and possible future improvements.

Obsah

Seznam použitých symbolů	
1 Úvod	1
2 Teoretická část	2
2.1 Lidské srdce	2
2.1.1 Stavba srdce	2
2.1.2 Oběh krve srdcem	3
2.1.3 Srdeční revoluce	3
2.1.4 Srdeční choroby	4
2.1.5 Řešení v praxi	6
2.2 Některé lineární pohony vhodné pro tuto aplikaci	10
2.2.1 Lineární elektromotory	10
2.2.2 Krokové motory s pohybovým šroubem	11
2.3 Matematický popis mechaniky tekutin	12
2.3.1 Rovnice kontinuity pro nestacionární proudění vazké tekutiny	12
2.3.2 Zákon zachování hybnosti – Impulsová věta	13
2.3.3 Bernoulliho rovnice a 1. hlavní věta termodynamiky pro otevřenou soustavu	13
2.3.4 Popis proudění krve v aortě	16
2.4 Výchozí parametry pro část 3	17
3 Praktická část	20
3.1 Základní princip	20
3.1.1 Předpokládané schéma budoucího využití	20
3.2 Výpočtová část	20
3.2.1 Výpočet fyzikální podobnosti	20
3.2.2 Výsledné charakteristické hodnoty:	21
3.3 Návrhová část	22
3.3.1 Zubové čerpadlo	22
3.3.2 Pulzaticí člen	23
3.4 Konstrukce a postup montáže	32
3.4.1 Konstrukce pístu	33
3.4.2 Konstrukce komory	33
3.4.3 Zbytek konstrukce	34
3.4.4 Instalace membrány	35
3.4.5 Konstrukce elektronického řízení	35
3.5 Nastavení systému obou čerpadel – uživatelský návod	36
3.5.1 Odvození nastavení čerpadla F1 z analytického tvaru funkce průběhu	36
3.5.2 Odvození nastavení čerpadla F2 z dat z měření průtoku aortou	37
3.6 Test požadované funkce	39
3.6.1 Suchý test	39
3.6.2 Mokrý test	41
4 Závěr	49
Seznam použité literatury	51
Seznam obrázků	53
Seznam grafů	54
Seznam tabulek	55
Příloha	56

Seznam použitých symbolů

kg	kilogram	jednotka hmotnosti
m	metr	jednotka délky
s	sekunda	jednotka času
J	joule	jednotka energie
K	kelvin	jednotka teploty
N	newton	jednotka síly
Pa	pascal	jednotka tlaku
V	volt	jednotka elektrického napětí
A	ampér	jednotka elektrického proudu
W	watt	jednotka výkonu
PPS	pulzy za vteřinu	jednotka popisu řídicího signálu
d	průměr	[m]
c_v	měrná tepelná kapacita za konst. objemu	[J.kg ⁻¹ .K ⁻¹]
c_p	měrná tepelná kapacita za konst. tlaku	[J.kg ⁻¹ .K ⁻¹]
e_g	měrná gravitační potenciální energie	[J/kg]
e_k	měrná kinetická energie	[J/kg]
e_p	měrná tlaková potenciální energie	[J/kg]
e_z	měrná ztrátová energie	[J/kg]
e	měrná celková energie soustavy	[J/kg]
h	měrná entalpie	[J/kg]
u	měrná vnitřní energie	[J/kg]
E	celková energie soustavy	[J]
E_k	kinetická energie	[J]
E_h	potenciální energie	[J]
E_p	tlaková energie	[J]
U	vnitřní energie	[J]
W	obecná práce	[J]
h_z	ztrátová výška	[m]
p_z	tlaková ztráta	[Pa]
h	hloubka, výška	[m]
l	délka, dráha	[m]
m	hmotnost	[kg]
p	tlak	[Pa]
p_c	celkový tlak	[Pa]
p_b	atmosférický tlak	[Pa]
p_v	vnější tlak	[Pa]
Q	objemový průtok	[m ³ /s]
Re	Reynoldsovo číslo	[-]
S	obsah plochy	[m ²]
V	objem	[m ³]
T	teplota	[K]
φ	úhel	[°]
η	dynamická viskozita	[Pa.s]
ν	kinematická viskozita	[m ² /s]
ρ	hustota	[kg/m ³]
t	čas	[s]

MAP	střední arteriální tlak	[mmHg]
CO	srdeční výdej	[l/min]
HR	srdeční frekvence	[1/min]
SV	systolický objem	[ml]
R	periferní odpor cév	[Pa.s/m ³]
R	větší poloměr membrány tvaru komolého kužele	[m]
r	menší poloměr membrány tvaru komolého kužele	[m]
K	charakteristický průřez komolého kužele	[m ²]
L	délka cévy	[m]
Q	teplo	[J]
\dot{Q}	průtok krve	[ml/s]
V	obecný průtok	[m ³ /s]
v	obecná rychlost proudění	[m/s]
v _{max}	maximální rychlost v průřezu	[m/s]
A	obecná plocha průřezu	[m ²]
F	obecná síla	[N]
K _x , K _y , K _z	vektor vlivu objemových sil	[m/s ²]
P	obecný výkon	[W]
g	tíhové zrychlení	[m/s ²]
κ	coriolisův součinitel	
\dot{E}_k	tok kinetické energie	[J/s]
F1	testovací základní funkce nastavení čerpadla	
F2	testovací funkce pro test podobnostní funkce průtoku aortálního proudění	
f	frekvence	[Hz]
PPS(t)	průběh funkce rychlosti pulzů za vteřinu	[PPS]

1 Úvod

Lékařské kapacity celého světa v čele s renomovanými kardiology hledají odpovědi na složité otázky spojené s problematikou fungování kardiovaskulárního systému.

Malým příspěvkem, jak jejich úsilí podpořit je tato bakalářská práce zaměřená na návrh a konstrukci pulzatického čerpadla určeného k simulaci proudění lidského kardiovaskulárního systému.

Cílem teoretické části bakalářské práce je analyzovat fungování krevního oběhu s důrazem na aortální proudění, zkoumat příčiny srdečních chorob a jejich dopad na lidský život. Práce se zabývá dosavadními způsoby řešení problémů fungování kardiovaskulárního systému, jakými jsou transplantace srdce, umělá srdce nebo komorové asistenční systémy (VAD).

Cílem praktické části je analyzovat problematiku z hlediska aplikované mechaniky tekutin, navrhnout funkční řešení v podobě konstrukce experimentálního čerpadla jako zdroje pulzatického proudění a ověřit jeho funkčnost.

Publilius Syrus z Antiochie: *“I největší věc roste z malých začátků.”*

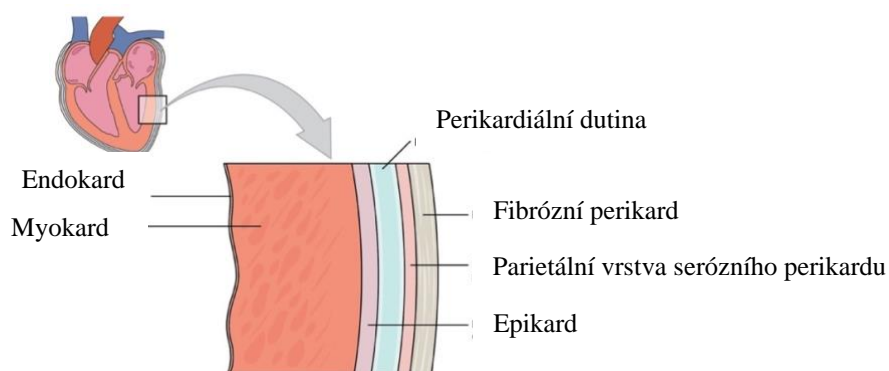
2 Teoretická část

2.1 Lidské srdce

2.1.1 Stavba srdce

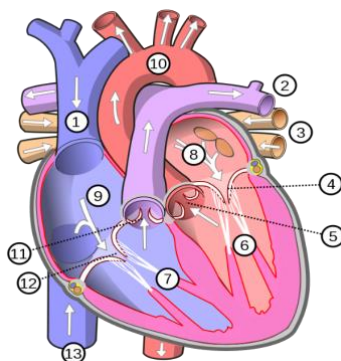
Srdce je dutý svalový orgán uložený za hrudní kosti mezi plicemi zajišťující oběh krve tělem. Je velký asi jako pěst nositele. Tlukot srdce v klidovém režimu je průměrně 60x až 80x za minutu, to činí přibližně 3 miliardy úderů za 80 let života. Minutový průtok krve srdcem je zhruba 5 - 6 litrů krve v klidu a až 3x více v pohotovosti. Nervový systém srdce je v zásadě nezávislý na centrální nervové soustavě, jeho činnost může stimulovat vegetativní (autonomní) nervový systém např. při strachu, panice, vzrušení aj.

Srdce je uloženo v pouzdře z vazivové tkáně, perikardu. Ten se skládá z perikardu vnějšího fibrózního a vnitřního serózního. Pod perikardem se nachází epikard. Mezi perikardem a epikardem je perikardová dutina vyplněná perikardiální tekutinou, která lubrikuje povrch pohyblivého se epikardu. Pod epikardem se nachází ochranná vrstva tuku, kterou proplétají koronární tepny. Následuje myokard (vlastní svalová tkáň) a endokard (vnitřní obal srdce) Stavba stěny srdce je znázorněna na obrázku 1. [1]



Obrázek 1 Stavba stěny srdce [2]

Srdce se skládá ze 4 částí. Těmi jsou pravá síň, pravá komora, levá síň a levá komora. Celá stavba srdce je zachycena na obrázku 2.

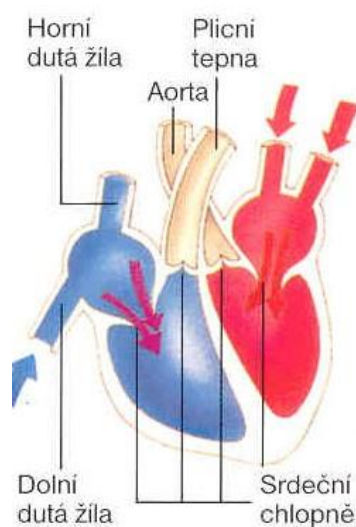


Obrázek 2 Schéma lidského srdce [3]

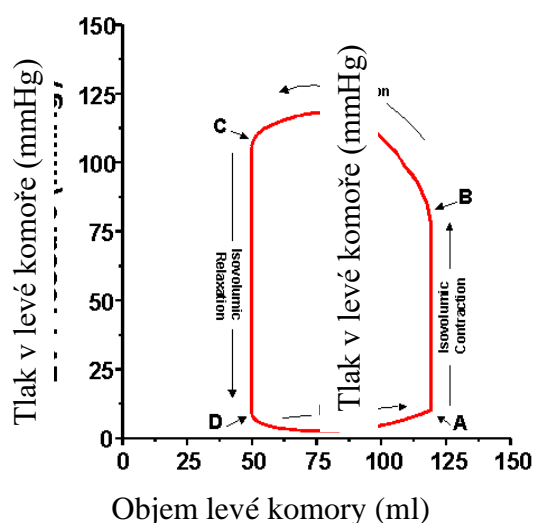
1. Horní dutá žíla – 2. Plicní tepna – 3. Plicní žíla – 4. Mitrální chlopeň – 5. Aortální chlopeň – 6. Levá komora – 7. Pravá komora – 8. Levá síň – 9. Pravá síň – 10. Aorta – 11. Plicní chlopeň – 12. Trojčipá chlopeň – 13. Dolní dutá žíla

2.1.2 Oběh krve srdcem

Kardiovaskulární systém zajišťuje oběh krve v těle. Skládá se ze srdce a krevních cév. Žíly (vény) jsou všechny cévy vedoucí krev do srdce. Tepny (arterie) jsou cévy odvádějící krev ze srdce. Odkysličená krev přichází horní a dolní dutou žílou (vena cava superior a vena cava inferior) do pravé síně (atrium dextrum). Dále prochází trojcípou chlopní (valva tricuspidalis) do pravé komory (ventriculus dextrum). Z pravé komory odtéká odkysličená krev do plicní tepny (truncus pulmonalis) přes poloměsíčitou chlopeň (valva trunci pulmonalis). V plicích se krev okysličí, a pokračuje plicními žilami (4 venae pulmonales) do levé síně (atrium sinistrum). Z levé síně okysličená krev prochází do levé komory (ventriculus sinister) přes dvojcípou chlopeň (valva tricuspidalis / mitralis). Z levé komory krev odchází přes poloměsíčitou chlopeň (valva aortae) do aorty, která krev rozvádí do zbytku těla. Na obrázku 3 je vidět zjednodušené schéma oběhu srdcem. [2]



Obrázek 3 Přehledné schéma [4]



Obrázek 4 p-V diagram levé komory [4]

Srdce vykonává svou práci pomocí koordinovaných stahů a uvolnění jednotlivých buněk komor a síní. Přesné řízení zajišťuje převodní systém srdeční pomocí elektrických impulzů. Celý proces stahu začíná v pravé síni ve specializovaných buňkách tvořících tzv. sinoatriální uzel, SA uzel. Nejprve jsou ke stahu stimulovány obě síně, následně se impulz šíří do atrioventrikulárního uzlu, AV uzlu. Prostřednictvím vodivých vláken a Hisova svazku, dělí se na dva svazky (Tawarova raménka), se vzruch dostává až do svalu srdečních komor. Celý proces musí probíhat velice přesně pro maximální efektivitu srdeční práce. [2]

2.1.3 Srdeční revoluce

Popisuje tlakové a objemové změny komor a síní v systolické a diastolické fázi. V obrázku 4 je zobrazen p-V diagram levé komory. První fáze začíná systolou síní a pozdní diastolou srdečních komor. V této fázi se komory plní krví. Proto se této fázi říká plnění. Trvá přibližně 500 ms. Začíná rychlým plněním komor krví ze síní, plnění pokračuje nasáváním žilní krve. Systola síní se v běžném provozu podílí jen asi z 8 % na celkovém plnění komor, její vliv se zvětšuje se zvýšením srdeční frekvence. Další fáze je izochorická (izovolumická) kontrakce, při které se zvyšuje tlak uvnitř komory za přibližně konstantního objemu. Jak cípaté, tak

semilunární chlopně jsou uzavřeny a myokard se stahuje kolem komor naplněných jen málo stlačitelnou krví. Trvá asi 60 ms.

Pakliže tlak v komoře přesáhne diastolický tlak aorty, 80 mmHg a v plicnici 10 mmHg, semilunární chlopně se otevřou a obsah komor je vytlačován do tepen při přibližně konstantním tlaku. Nastává tak ejekční (přibližně izobarická) fáze trvající 200 ms.

Jakmile komorový stah dosáhne vrcholu nastává fáze izochorické (izovolumické) relaxace. Tlak v komoře se zmenšuje a semilunární chlopně se uzavírají. Po uzavření chlopní postupuje relaxace myokardu a tlak rapidně klesá až do chvíle, kdy se sníží pod tlak síní. Cípaté chlopně se otevřou a celý děj se opakuje [5] [6].

2.1.4 Srdeční choroby

Stavbu, funkci a choroby srdce zkoumá medicínský obor kardiologie. Srdeční choroby jsou jednou z nejčastějších příčin smrti ve vyspělých zemích, včetně České republiky.

Podle údajů Českého statistického úřadu se ischemická choroba srdeční každý rok řadí na první místo v počtu zemřelých, a to dokonce i v období COVIDU-19. V roce 2019 zemřelo na ICHS 18 049 pacientů, 19 171 v roce 2020. Pro představu, na druhé příčce se v roce 2019 umístila cévní mozková příčina se 7 419 zesnulými a v 2020 to byl COVID-19 s 10 539 [7]

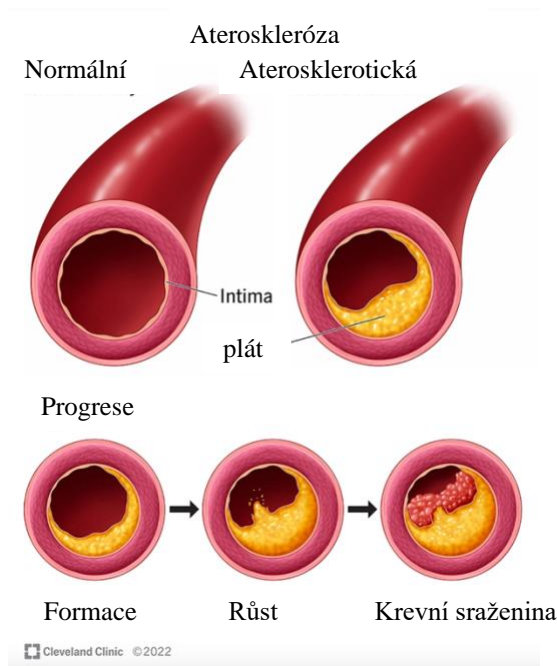
2.1.4.1 Ischemická choroba srdeční

Srdce pro svou funkci vyžaduje neustálý přísun živin a kyslíku, to je zajištěno věnčitými tepnami. Pakliže tepny nedodávají potřebné množství krve do srdce, nastává nedokrvení neboli ischemie myokardu (ICHS). Při ICHS jsou věnčité tepny arterioskleroticky zúžené. Projevy choroby jsou široké, počínaje asymptotickou ICHS, přes přechodovou ischemii, projevující se anginou pectoris. Jako angina pectoris se označuje stav patofyziologických mechanismů, projevující se jako tupá řezavá bolest na hrudi, vystřelující do levé paže. Děje se tak většinou při fyzické či psychické zátěži. Dalšími stádii ICHS mohou být ischemická nekróza srdeční svaloviny, infarkt myokardu, až fatální srdeční selhání. [8]

2.1.4.2 Infarkt myokardu

Je přerušování krevního zásobování části srdce. Dochází k němu vlivem usazení krevní sraženiny ve zúženém místě koronární tepny. Nejčastější příčinou je ateroskleróza. Ateroskleróza je významným onemocněním populace vyspělých zemí. Dochází při ní k ukládání tuku a bílých krvinek do stěny tepny. Vzniká tak aterosklerotický plát, který naruší protisrážlivou ochranu povrchu tepny. Nárůstem plátu může dojít až k úplnému uzavření. Pokud plát praskne, dojde k uvolnění usazených tuků do krevního řečiště, což způsobí vznik sraženiny. Krevní sraženina usedá na místo poškozené aterosklerotickým plátem a zavírá tok krve tepnou. Na obrázku 5 je znázorněn průběh tvorby sraženiny.

Uzavřením koronární tepny může dojít až k srdeční zástavě. Nedojde-li k obnově proudu v postižené tepně do 2 hodin, hrozí nevratné poškození srdce. Tomu lze zabránit včasným otevřením ucpané cévy nebo použitím bypassu neboli přemostěním. [8]



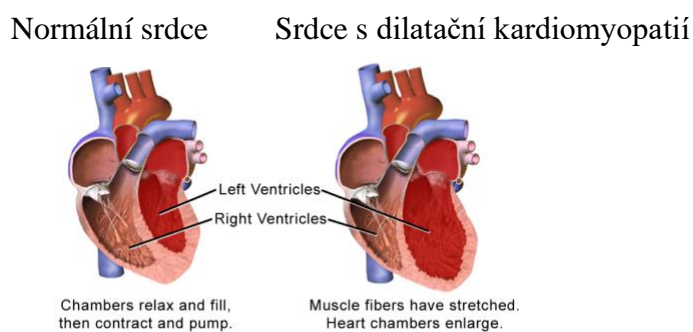
Obrázek 5 Průběh tvorby krevní sraženiny při ateroskleróze [9]

2.1.4.3 Kardiomyopatie

Je skupina onemocnění postihujících vlastní srdeční sval. Následkem je snížení průtoku krve srdcem, které může vést až k srdeční zástavě. Mohou být dědičné, popřípadě se vyvinout jako následek jiné choroby nebo návyku. Pacienti mnohdy necítí žádné příznaky, pokud ano, jsou jimi dušnost, únava, zrychlený tep, bolest hrudníku, otékání končetin, závrať, omdlávání. Některé příznaky se mohou objevit z nenadání a rapidně se zhoršit, jiné se projevují pomaleji. Základní dělení je na dilatační, hypertrofickou, restriktivní, arytmogenní a neklasifikovanou. [10]

Dilatační kardiomyopatie (DCM)

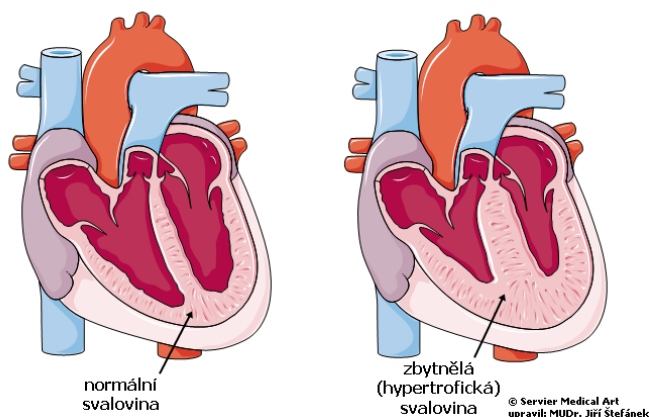
DCM je choroba charakteristická dilatací (rozšíření) a systolickou dysfunkcí levé nebo obou komor. Společně s hypertrofickou je jednou z nejčastěji diagnostikovaných kardiomyopatií. Příčina nemoci je většinou neznámá. Sledovanými faktory jsou vysoký krevní tlak, infarkty, nadměrné užívání drog a alkoholu, obezita, diabetes nebo infekce. Projevuje se levostranným srdečním selháním, arytmiemi a tromboembolickými komplikacemi, nejčastěji u mužů středního věku. Léčba závisí na specifické etiologii. Zahrnuje standardní léčbu srdečního selhání, resynchronizační léčbu, či transplantaci srdce. [10] [11]



Obrázek 6 Grafické znázornění charakteristických znaků dilatační kardiomyopatie [9]

Hypertrofická kardiomyopatie (HCM)

HCM je jednou z nejčastějších příčin smrti mladých sportovců. Charakteristickým znakem je hypertrofie myokardu bez dilatace komor. Příčina je nejčastěji genetická, ale může se také projevit vlivem vysokého tlaku nebo stárnutí. Z genetického hlediska jde o autosomálně dominantní znak. Potomci rodiče postiženého HCM mají o 50 % větší šanci danou nemoc zdědit. Nemoc má relativně rychlý vývoj od bezpříznakového stavu, přes srdeční selhání až k fatální zástavě srdce. Prvním způsobem, jak omezit riziko úmrtí je genetické testování. Lidé, kterým byla HCM diagnostikována, by se měli vyhýbat vysoce intenzivním aktivitám. [10] [11]



Obrázek 7 Schéma podstaty hypertrofické kardiomyopatie [12]

Restriktivní kardiomyopatie

Je relativně vzácný typ kardiomyopatie. Projevuje se zvýšenou tuhostí myokardu komor. Výsledkem je těžká diastolická dysfunkce levé či obou komor s přítomností výrazné dilatace srdečních síní, v konečných stádiích je porušena i systolická funkce komor. Vznik nemoci může být podmíněn genetickými mutacemi nebo zánětlivými onemocněními. [10] [11]

Arytmogenní kardiomyopatie

Je jednou z nejčastějších příčin úmrtí mladistvých. Její příčina je genetická. Typickým znakem tohoto onemocnění je postupné nahrazování srdeční svaloviny tukovou a vazivovou tkání tzv. fibrolipomatozní náhradou myokardu. Projevuje se především komorovými tachykardiemi, ale i náhlou srdeční smrtí, jako prvním projevem nemoci. [10] [11]

2.1.5 Řešení v praxi

Dle ústavu zdravotnických informací a statistik ČR byla provedena ortotopická transplantace srdce (OTS), implantace dlouhodobé levostranné mechanické srdeční podpory (LVAD) nebo byla zahájena srdeční resynchronizační léčba (CRT) celkem 1634 pacientům v roce 2019, 1389 v roce 2020 a 1149 v roce 2021. To činí procentuálně 17,7 %, 16,6 % a 14,0 % z celkového počtu primárně a sekundárně hospitalizovaných. [7]

2.1.5.1 Transplantace srdce

Je chirurgický zákrok, při kterém je selhávající srdce příjemce nahrazeno zdravým srdcem dárce. První úspěšná transplantace srdce byla provedena Christiaanem Barnardem v 60. letech 20. století. Srdeční selhání je jednou z nejčastějších příčin smrti, a proto získání zdravého funkčního srdce vhodného k transplantaci, je tou největší komplikací k provedení

zákroku. V České republice je prováděno pouze asi 5 transplantací na 1 000 000 obyvatel ročně. [13] [14]

Výkon je prováděn v úplné anestezii. Celý proces probíhá za asistence ECMO, extrakorporální membránové oxygenace, která dočasně nahrazuje funkci srdce a plic v krevním oběhu. Chirurgickým přístupem je tzv. podélná střední sternotomie (obrázek 9), kdy je řez veden středem hrudního koše. [13] [14]

Mnohdy je nutné zdravé srdce převážet na dlouhé vzdálenosti. Historicky byly využívány chladicí boxy, které dokázaly uchovat zdravé srdce maximálně 6 hodin. V dnešní době je možné udržet funkčnost srdce pomocí speciálních přístrojů, například TransMedics Organ Care System (obrázek 8) až 24 h hodin.



Obrázek 8 Transmedics Organ Care System [15]



Obrázek 9 Podélná střední sternotomie [12]

Vhodný orgán je pro daného příjemce vybrán na základě mnoha kritérií, například dle shody v AB0 krevním systému. I přes splnění požadavků na darované srdce může dojít k tzv. rejekci (odhojení). Tomu se předchází podáním imunosupresiv a endomyokardiální biopsií, odběrem vzorku srdečního svalu k histologickému vyšetření.

Transplantace je terminálním, ale nejefektivnějším řešením selhávajícího srdce pacienta. Déle než rok po zákroku přežívá více než 80 % operovaných a 55 % více než deset let. V České republice byl nejdéle prodloužen život středoškolskému učiteli Rudolfu Sekavovi, a to o 35 let. [13] [14]

2.1.5.2 Umělé srdce a systémy podpory srdeční funkce

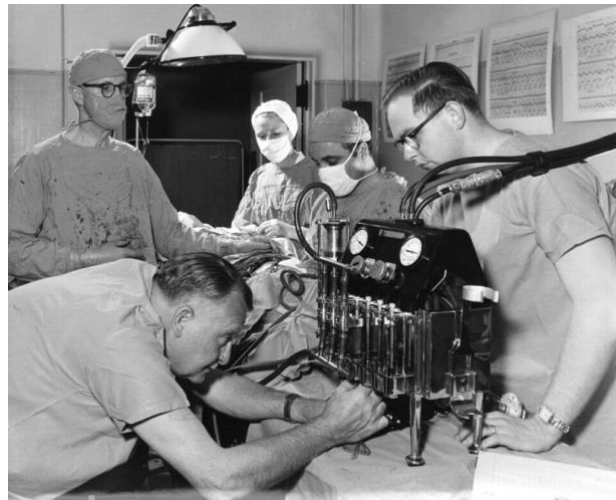
Je obvykle připojeno napájecím kabelem na zdroj elektrické energie umístěný v brašně mimo tělo. V dnešní době jsou umělá srdce pouze dočasným řešením pro pacienty čekající na transplantaci. Obvyklá životnost těchto přístrojů je cca 3-5 let.

Umělé srdce se chová podobně jako zdravé lidské srdce, proto se po operaci pacienti cítí často mnohem lépe než před ní. V některých případech jsou dokonce schopní aktivně sportovat.

Pacienti, jejichž léčba vyžaduje umělé srdce, se již potýkají s vážnými zdravotními problémy. Ačkoli umělé srdce zlepšuje celkový stav pacienta, přináší sebou mnohá rizika. Krvácení, krevní sraženiny, mrtvice či infekce. Velkou nevýhodou těchto systémů je potřeba napájení z externích baterií, které limitují mobilitu pacienta. Může docházet k imunitním reakcím organismu vlivem přítomnosti cizích umělých materiálů, ze kterých je umělé srdce vyrobeno.

Vývoj umělých srdcí sahá daleko do historie. První umělé srdce vytvořil ruský vědec Vladimir Demikhov v roce 1938. Srdce bylo implantováno do psa. Roku 1952 bylo poprvé úspěšně použito umělé srdce Dodrill-GMR, krátce na 50 minut při otevřené operaci srdce. Bylo

vynalezeno chirurgem Dr. F. D. Dodrillem z Harperské fakultní nemocnice ve spolupráci s General motors Research. [16] [17]

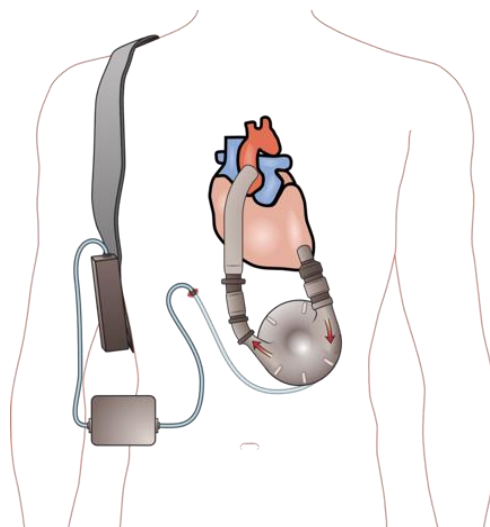


Obrázek 10 Dodrill-GMR [18]

Mimo umělých srdcí se můžeme v praxi setkat také se systémy podpory srdeční funkce jakými jsou např. komorové asistenční systémy VAD, kardiostimulátory nebo extrakorporálními krevními oběhy ECMO (Extracorporeal membrane oxygenation). Tyto systémy nevyžadují odnětí pacientova srdce, pouze podporují jeho funkci, či jeho funkci dočasně nahrazují. [14]

Komorový asistenční systém (Ventricular Assist Device) VAD

VAD je elektromechanické zařízení, které slouží k částečné nebo úplné náhradě funkce srdeční komory. Používá se krátkodobě například pro pacienty kteří se zotavují po chirurgickém zákroku či infarktu myokardu. Ale i dlouhodobě pro pacienty s pokročilou formou srdečního selhání jako most k transplantaci srdce (BTT). Jsou případy, kdy se VAD používá jako cílová terapie, kdy se pacient na VAD musí spolehnout po zbytek života. Nejedná se o umělé srdce v pravém slova smyslu, protože původní srdce pacienta zůstává v těle, a je pouze podporováno. Podle funkce je dělíme na RVAD, LVAD nebo BiVAD. RVAD je navržen tak, aby pomáhal či nahradil funkci pravé komory. LVAD nahrazuje funkci levé, a BiVAD je zapojen, pakliže selhávají obě komory zároveň. [14]



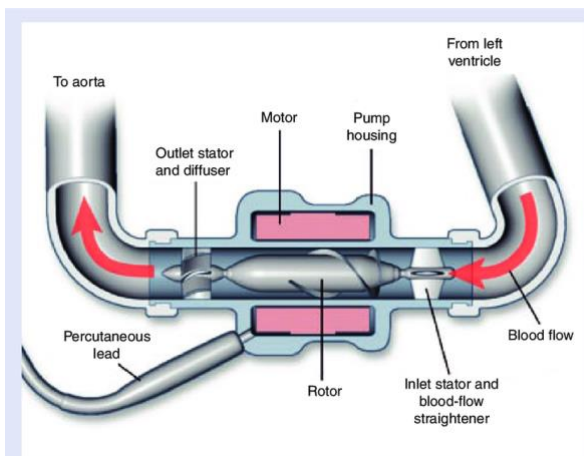
Obrázek 11 Ilustrace VLAD [19]

Pumpy VAD můžeme dělit na kontinuální nebo pulzační. Výhodou pulzačních VAD je jejich schopnost věrně napodobit srdeční tep. Některé z nich vyžadují pro svou funkci přírodní vzduchovou hadici, která přivádí vzduch z vně těla. Jsou obecně méně odolné a větší než kontinuální pumpy. [20] [17]

Kontinuální čerpadla mohou být odstředivá nebo axiální. Oba typy jsou řízeny elektromagneticky. Kontinuální VAD jsou často menší, odolnější, spolehlivější a zvyšují pravděpodobnost přežití. (N Engl. J. Med et al. 3.12.2009) uvádí, že tehdy nový typ HeartMate II více než zdvojnásobuje dvouletou míru přežití u pacientů se srdečním selháním. Avšak z hlediska dlouhodobé podpory se zdá, že mohou vykazovat specifické komplikace. Mohou způsobit nižší míru zotavení levé komory spojené se sníženou pulsilitou, zvýšenými tlakovými gradienty na aortální chlopni a sníženou poddajností v menších arteriálních cévách. Studie ukazují, že k dlouhodobé podpoře a zdraví kardiovaskulárního systému je vhodnější pulzní proudění. [20] [17]

Jako příklady principu funkce VAD je možné použít pumpy firmy Medtronic.

Medtronic HeartMate II nahradilo předchozí model HeartMate I. Oproti předchůdci disponuje kontinuálním průtokem. Jádrem tvaru archimédova šroubu je uloženo mezi dvěma statickými body, lubrikaci statorů zajišťuje vlastní protékající krev. Toto řešení má jednu zásadní nevýhodu. Rotaci šroubu ve statorech vzniká teplo. Jak ukazují studie [19], vlivem tření v rotaci a vzniklým teplem se narušuje struktura krve. Vzniká proces zvaný fyzikální hemolýza, kdy dochází k rozpadu červených krvinek za uvolnění barviva hemoglobinu. [19]

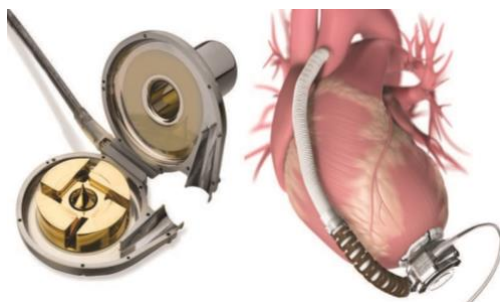


Obrázek 12 Medtronic Heartmate II axiální řez

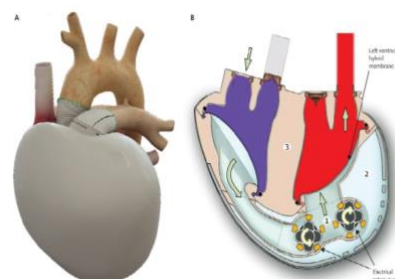


Obrázek 13 Grafické zobrazení [19]

Medtronic HeartMate II (obrázky 12 a 13) je postupně nahrazován modelem HeartWare, ve kterém už žádné styčné plochy nejsou. Zařízení využívá principu magnetické levitace



Obrázek 14 Medtronic HeartWare [19]



Obrázek 15 Carmat Bioprothetic heart [19]

Carmat bioprosthetic heart

Je jedno ze dvou umělých srdečních náhrad s FDA osvědčením. Zastává kompletní funkci srdce v těle. K čerpání krve využívá systém se dvěma blánami a přečerpávací komorou. Komora obsahuje tekutinu, která je pomocí čerpadel vháněna od jedné blány k druhé. Tím je zajištěn pohyb blan. Stejně jako u živého srdce disponuje systém chlopněmi oddělujícími komory srdce od cév viz 2.1.1. Výhodou systému je uzavřená přečerpávací komora, která ke svému provozu nevyžaduje přírodní vzduchovou hadici, jak je tomu u historických modelů. Přívod energie je ale stále nutný. Zajišťuje jej, stejně jako u VAD bateriový set s ovládáním, který musí nositel stále nosit v brašně a myslet na jeho dobíjení. [21]

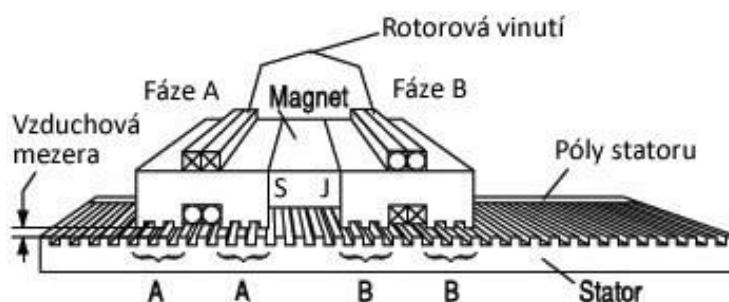
Vliv pulzního proudění na cévy

Arteriální puls je důležitou součástí kardiovaskulárního systému. Buňky jsou přizpůsobeny změnám průtoku a tlaku a dokážou je detekovat. Pulzilita vytváří smyková a deformační napětí na endotel i buňky hladkého svalstva a fibroblasty v makro i mikrocirkulaci. Na buněčné úrovni mechanické síly pulzility neustále indukují různé buněčné signály a mají významné účinky na endotelovou regulaci vazodilatace (rozšíření cév) a vaskulární remodelace, včetně ukládání matrice, programování buněčné smrti, proliferace (buněčné dělení) hladkého svalstva a aterosklerózy. Bylo prokázáno, že snížení pulzility způsobuje zvýšení degradace matrice a ovlivňuje proliferaci vaskulárních buněk. Zapojení bypassu levého srdce s kontinuálním průtokem odhalilo ztenčení stěny aorty o 50 % se zvýšením podílu buněk hladkého svalstva s nízkou kontraktilitou. [17] [20]

2.2 Některé lineární pohony vhodné pro tuto aplikaci

2.2.1 Lineární elektromotory

Nejmodernějšími lineárními pohony současnosti vhodnými pro danou aplikaci jsou lineární elektromotory. Stejně jako konvenční elektromotory fungují na principu elektromagnetické indukce. Rotor i stator jsou rozvinuty do délky tak, že stator pokrývá celou dráhu pohybu a rotor jen její část. Mezi státorem a rotorem je vzduchová mezera. Napájená část je složena z transformátorových plechů a trojfázového vinutí. Proti napájené straně je sekundární část z permanentních magnetů nebo magnetického obvodu nakrátko. Přesné uspořádání rotoru a statoru závisí na dané aplikaci. Přivedením řídicího proudu do vinutí aktivní části vznikne spřažené magnetické pole mezi oběma částmi, které vyvolá silové účinky a pohyb zařízení. Jednoduché schéma je zobrazeno na obrázku 16. [22] [23]



Obrázek 16 Schéma lineárního elektromotoru [22]

Výhody:

- rychlost posuvu 0,01 mm.s⁻¹ až 15 m.s⁻¹
- přesné polohování s přesností 5 μm
- opakovatelnost
- dynamika – síla 50 až 16000 N
- délka pohybu

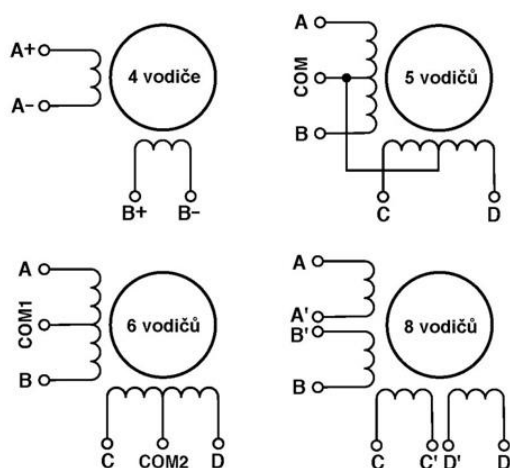
Nevýhody:

- cena [22]

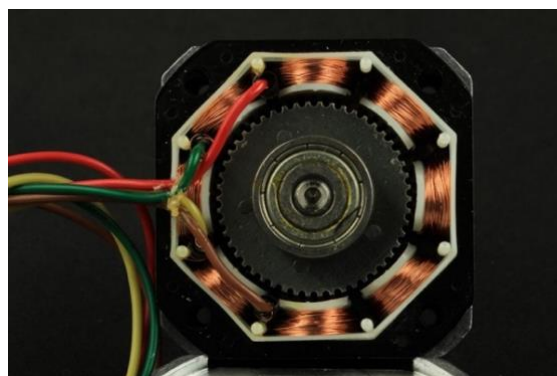
2.2.2 Krokové motory s pohybovým šroubem

Dalším způsobem řízení pohybu membrány, resp. pístu pulzativního čerpadla jsou krokové motory s pohybovým šroubem. Toto řešení vyžaduje nižší konstrukční náklady. Dosahuje dobré přesnosti polohování, avšak omezené dynamiky pohybu. Další výhodou těchto systémů je relativně jednoduché ovládání skrze otevřenou smyčku bez zpětné vazby a rychlé samočinné brzdění.

Stator motoru je tvořen cívkami s pólovými nástavci s vroubkováním se stejnou roztečí jako je rozteč permanentních magnetů rotoru. Rotor je tvořen prstencem permanentních magnetů na hřídeli, která je usazená v kuličkových ložiskách. [24] Obrázek 17 ilustruje možná zapojení vodičů a obrázek 18 je snímek konstrukce běžného krokového motoru. Zvolené řízení krokového motoru je popsáno v části 3.4.5



Obrázek 17 Vinutí krokového motoru [25]



Obrázek 18 Konstrukce krokového motoru [26]

Výhody

- nízká cena a dobrá dostupnost
- přesnost polohování
- vysoký statický moment v nízkých otáčkách
- jednoduché řízení

Nevýhody

- omezená dynamika
- vyšší hlučnost
- vyšší odběr proudu [24]
- při vyšších rychlostech může dojít k přeskočení kroků

2.3 Matematický popis mechaniky tekutin

Jak při proudění krve cévami, tak při proudění jiné vazké tekutiny potrubím musí platit zákony zachování hmotnosti, energie a hybnosti. Tyto zákony jsou v matematickém popisu mechaniky tekutin charakterizovány rovnicí kontinuity, Bernoulliho rovnicí a impulsovou větou. [27]

2.3.1 Rovnice kontinuity pro nestacionární proudění vazké tekutiny

Pokud proudí potrubím reálná tekutina je její rychlost po průřezu rozložena nerovnoměrně. Počítá se střední rychlostí tzn. rychlostí, při které je objemový tok rovný průtoku ideální tekutiny. [27]

Objemový průtok lze vyjádřit jako součet elementárních průtoků:

$$\dot{V} = \iint d\dot{V} = \iint v(r)dA = v \iint dA = v * A \quad (1)$$

Kde v je střední rychlost proudění, $v(r)$ je místní rychlost ve vzdálenosti r a A je plocha průřezu. [27]

Z rovnic vyplývá pro střední rychlost v :

$$v = \frac{\dot{V}}{A} \quad (2)$$

Při laminárním proudění je střední rychlost rovna 0,5x maximální rychlosti v průřezu v_{max} , při turbulentním pak 0,75x až 0,8x v_{max} . [27]

Pakliže uvažujeme se změnami toku v závislosti na čase i dráze, musíme uvažovat s akumulací hmotnosti uvnitř měřící oblasti. Rovnice kontinuity pak vypadá následovně:

$$odtok - \text{přítok} + akumulace = 0$$

$$\left[\rho Av + \frac{\delta}{\delta s} (\rho Av) ds \right] dt - \rho Av dt + \left[\left(\rho + \frac{\delta \rho}{\delta t} dt \right) Ads - \rho Ads \right] = 0$$

Po úpravě:

$$\frac{\delta}{\delta s} (\rho Av) ds + \frac{\delta \rho}{\delta t} Ads = 0$$

Po integraci na dráze l :

$$\rho_2 A_2 v_2 - \rho_1 A_1 v_1 + \int_0^l \frac{\delta \rho}{\delta t} Ads = 0 \quad (3)$$

Při nestacionárním proudění nestlačitelné tekutiny se rovnice převede na:

$$\rho * A_1 * v_1(t) = \rho * A_2 * v_2(t) = \dot{m}(t) \quad (4)$$

Kde \dot{m} (kg/s) je hmotnostní tok. [27]

2.3.2 Zákon zachování hybnosti – Impulsová věta

Impulsová věta je aplikace 2. Newtonova pohybového tělesa na tekutinu protékající kontrolní oblastí za jednotku času. Platí:

$$\vec{F} = \dot{m} * (\vec{v}_2 - \vec{v}_1) = \rho * A_1 * \vec{v}_1 * (\vec{v}_2 - \vec{v}_1) = \rho * A_2 * \vec{v}_2 * (\vec{v}_2 - \vec{v}_1) \quad (5)$$

kde \vec{F} je síla působící na stěnu potrubí. [27]

Z druhého pohybového zákona je možné odvodit rovnici pro jednorozměrné proudění reálné tekutiny proudovým vláknem:

$$\sum d\vec{F} = dm * \frac{d\vec{v}}{dt}$$

$$-(K_x * dx + K_y * dy + K_z * dz) + \frac{dp}{\rho} + d\left(\frac{v^2}{2}\right) + \frac{\delta v}{\delta t} * ds + de_z = 0$$

kde K_{x-z} jsou souřadnice vektoru K , který charakterizuje vliv objemových sil, $d\left(\frac{v^2}{2}\right) = vdv$ a $de_z = (\tau\rho)(oA)ds$ lze považovat za energii disipovanou vlivem viskozity tekutiny. [27]

Pokud na vazkou nestlačitelnou tekutinu působí jenom zemská tíže, můžeme rovnici integrovat mezi dvěma průřezy a dostaneme pro proudové vlákno Bernoulliho rovnici pro nestacionární jednorozměrné proudění vazké nestlačitelné tekutiny:

$$g(h_2 - h_1) + \frac{p_2 - p_1}{\rho} + \frac{v_2^2 - v_1^2}{2} + \int_0^l \frac{\delta v}{\delta t} ds + e_z = 0 \quad (6)$$

člen $\delta v/\delta t$ se nazývá lokální zrychlení, bývá označováno α_t . [17]

2.3.3 Bernoulliho rovnice a 1. hlavní věta termodynamiky pro otevřenou soustavu

Bernoulliho rovnice je vyjádření zákona zachování energie. Podle 1 hlavní věty termomechaniky pro otevřenou soustavu ve výkonovém tvaru platí:

$$\sum P_1 - \sum P_2 = \sum P_{ak}$$

Výkony vstupující do soustavy jsou:

$$\sum P_1 = \dot{Q} - P_{tech} + P_j + \rho_1 A_1 v_1 \left(h_1 + \frac{v_1^2}{2} + e_{pot1} \right)$$

Kde \dot{Q} je přivedený tepelný výkon, $-P_{tech}$ je technický výkon čerpadla, P_j jsou například akustické výkony a poslední člen výkon akumulovaný v tekutině.

Výkony vystupující ze soustavy jsou:

$$\sum P_2 = \rho_2 A_2 v_2 \left(h_2 + \frac{v_2^2}{2} + e_{pot2} \right)$$

Kde h je entalpie tekutiny, pro kterou platí:

$$h_1 = u_1 + \frac{p_1}{\rho_1}; h_2 = u_2 + \frac{p_2}{\rho_2};$$

Celkový akumulovaný výkon v soustavě je:

$$\sum P_{ak} = \frac{\delta}{\delta t} \int_{x_1}^{x_2} \left(u + \frac{v^2}{2} + e_{pot} \right) \rho A dx$$

Po dosazení do (9) získáme obvyklý tvar 1 věty TD pro otevřené soustavy [28]:

$$\dot{Q} - P_{tech} + P_j + \rho_1 A_1 v_1 \left(h_1 + \frac{v_1^2}{2} + e_{pot1} \right) - \rho_2 A_2 v_2 \left(h_2 + \frac{v_2^2}{2} + e_{pot2} \right) = \quad (7)$$

$$= \frac{\delta}{\delta t} \int_{x_1}^{x_2} \left(u + \frac{v^2}{2} + e_{pot} \right) \rho A dx \quad [28]$$

Kinetickou energii proudící kapaliny lze vyjádřit jako:

$$E_k = m * \frac{v^2}{2} \text{ resp } e_k = \frac{v^2}{2}$$

Přírůstek kinetické energie kapaliny musí být v uzavřené soustavě kompenzován úbytkem tlakové potenciální energie, kterou lze vyjádřit jako:

$$E_p = F * l = p * A * l = p * V \text{ resp } e_p = \frac{p}{\rho}$$

Potenciální energie E_h je práce, která je nutná k přesunutí kapaliny o hmotnosti m do výšky h :

$$E_h = m * g * h \text{ resp } e_h = g * h$$

Vnitřní energie soustavy je závislá pouze na teplotě:

$$U = m * c_v * T \text{ resp } u = c_v * T$$

kde c_v (J/kgK) je měrná tepelná kapacita za konstantního objemu.

Entalpii systému lze vypočítat:

$$H = U + pV \text{ resp } h = c_p t = u + \frac{p}{\rho}$$

kde c_p (J/kgK) je měrná tepelná kapacita za konstantního tlaku.

Pro uzavřenou soustavu platí:

$$dE = Q - W$$

kde Q je přivedené teplo, W odvedená práce a E celková energie soustavy.

Celková energie E je součet potenciální, kinetické, tlakové a vnitřní energie soustavy:

$$E = E_k + E_p + E_h + U.$$

V praxi se používají častěji měrné energie vztažené na jednotkový objem:

$$e = e_k + e_p + e_h + u$$

Pro změnu celkové energie mezi místy 1 a 2 platí vztah:

$$\begin{aligned} \Delta e &= \Delta e_k + \Delta e_p + \Delta e_h + \Delta u = Q - W \\ \frac{(v_2)^2 - (v_1)^2}{2} + \frac{p_2 - p_1}{\rho} + g * (h_2 - h_1) + (u_2 - u_1) &= q - w \end{aligned} \quad (8)$$

Pokud uvažujeme přívod tepla ($q=0$) a konání práce ($w=0$), pak pro celkovou energii e platí:

$$\begin{aligned} \Delta e &= 0 \\ \frac{\kappa_2(v_2)^2 - \kappa_1(v_1)^2}{2} + \frac{p_2 - p_1}{\rho} + g * (h_2 - h_1) + (u_2 - u_1) &= 0 \end{aligned} \quad (9)$$

To je Bernoulliho rovnice pro stacionární proudění vazké tekutiny. [27]

Rozdíl ($u_1 - u_2$) uvažuje vliv disipace energie mezi místy 1 a 2. Pokud je $u_2 > u_1$ dochází mezi místy 1 a 2 ke snížení mechanické energie. Tuto energii nazýváme energetickou ztrátou:

$$e_z = (u_2 - u_1) = g * h_z = \frac{p_z}{\rho}$$

Vynásobením rovnice hustotou lze získat tzv. tlakové vyjádření:

$$\rho \frac{\kappa_2(v_2)^2 - \kappa_1(v_1)^2}{2} + (p_2 - p_1) + \rho * g * (h_2 - h_1) + p_z = 0 \quad (10)$$

Vydělením rovnice tíhovým zrychlením lze získat tzv. výškový tvar:

$$\frac{\kappa_2(v_2)^2 - \kappa_1(v_1)^2}{2g} + \frac{p_2 - p_1}{\rho g} + (h_2 - h_1) + h_z = 0 \quad (11)$$

Koeficient κ je tzv. Coriolisův součinitel. Vyjadřuje korekci kinetické energie jako poměr skutečné kinetické energie a kinetické energie proudu s obdélníkovým rychlostním profilem.

Platí:

$$\kappa = \frac{\dot{E}_k}{\frac{v^2}{2} \rho * v * A} = \iint \left(\frac{v(r)}{v} \right)^3 * \frac{dA}{A}$$

kde \dot{E}_k je tok kinetické energie s reálným rychlostním profilem dán vztahem:

$$\dot{E}_k = \int \frac{v(r)^2}{2} * d\dot{m} = \iint \frac{v(r)^2}{2} \rho * v(r) * dA = \iint \frac{v(r)^3}{2} \rho * dA$$

Pro laminární proudění platí $\kappa = 2$ a pro turbulentní $\kappa = 1$. [27]

2.3.4 Popis proudění krve v aortě

Morfologicky se aorta řadí mezi velké tepny elastického typu neboli pružníky. Ty oproti ostatním typům cév obsahují největší podíl elastických vláken. Při každém srdečním cyklu se aorta stahuje a roztahuje. V systolické fázi se tlaková energie vypuzená srdcem částečně mění na potenciální energii stěny. Aorta se roztáhne. Ve fázi diastoly se tato energie převede zpět na tlakovou a kinetickou energii. Aorta se stáhne na původní velikost. Díky této schopnosti je průtok krve aortou téměř kontinuální (v rychlosti) v průběhu celého cyklu. [29]

Arteriální tlak se pohybuje okolo střední hodnoty. Té se říká střední arteriální tlak (*MAP*). Je to kontinuální složka krevního tlaku. Pulzaticí činností srdce se k tomuto tlaku přidává nestacionární složka krevního tlaku, jejíž amplituda i perioda jsou závislé na momentálním stavu srdce. [29]

Pro *MAP* platí:

$$MAP = CO * TPR = HR * SV * TPR,$$

kde *CO* (cardiac output) je srdeční výdej, *TPR* (total peripheral resistance) cévní periferní rezistence, *HR* (heart rate) srdeční frekvence, *SV* (stroke volume) systolický objem. [29]

Periferní odpor cév je dán Hagen-Poiseuilleovým zákonem:

$$R = 8 * \eta * \frac{L}{\pi * r^4}, \quad (12)$$

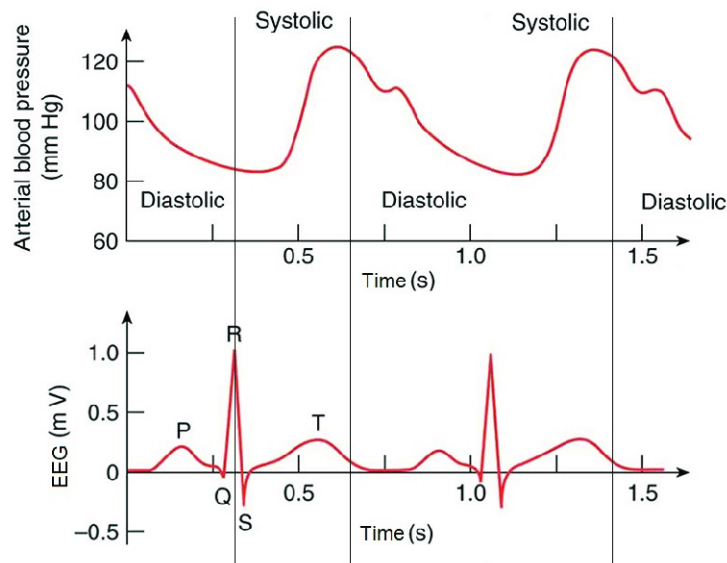
kde η je viskozita krve, L délka cévy a r poloměr cévy. [29]

Pro průtok krve \dot{Q} platí podle Hagen-Poiseuillova zákona:

$$\dot{Q} = \frac{\Delta P}{R}, \quad (13)$$

kde ΔP je tlakový rozdíl na začátku a konci cévy. [29]

Periferní odpor (společně s čerpacím výkonem srdce) patří mezi fyziologické faktory ovlivňující hodnotu arteriálního tlaku. Průběh krevního tlaku s průběhem EEG lze pozorovat na obrázku 19. [29]



Obrázek 19 Průběh krevního tlaku a EEG srdce

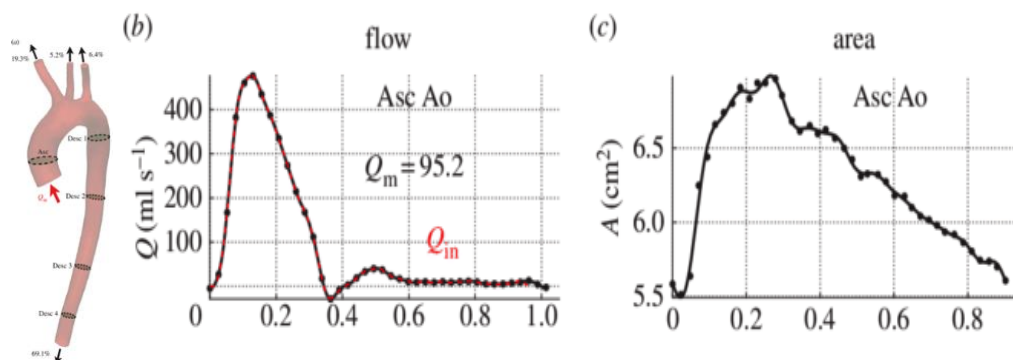
Za běžných podmínek se v kardiovaskulárním systému uvažuje laminární proudění s výjimkou výtoku z levé komory do aorty. Zde se pravděpodobně nachází proudění turbulentní. K odhadu turbulentního či laminárního proudění se používá Reynoldsovo podobnostní číslo, pro které platí:

$$Re = \frac{\rho * d * v}{\eta}, \quad (1)$$

kde ρ je hustota krve, d průměr cévy (charakteristický rozměr) a v je rychlost proudění. Pokud je $Re < 2000$ pak se uvažuje laminární proudění, pokud platí $Re > 3000$ pak je turbulence pravděpodobně přítomna. Hustota krve je velice podobná hustotě vody, asi 1060 Kg/m^3 při $37 \text{ }^\circ\text{C}$, ale její dynamická viskozita je asi 3,6 vyšší, při $37 \text{ }^\circ\text{C}$ asi $3,6 * 10^{-3} \text{ Pa.s}$. [29] Průtok krve aortou je závislý na čase i na místě měření. Díky elasticitě cévy se nestacionární tok postupem cévou vyrovnává.

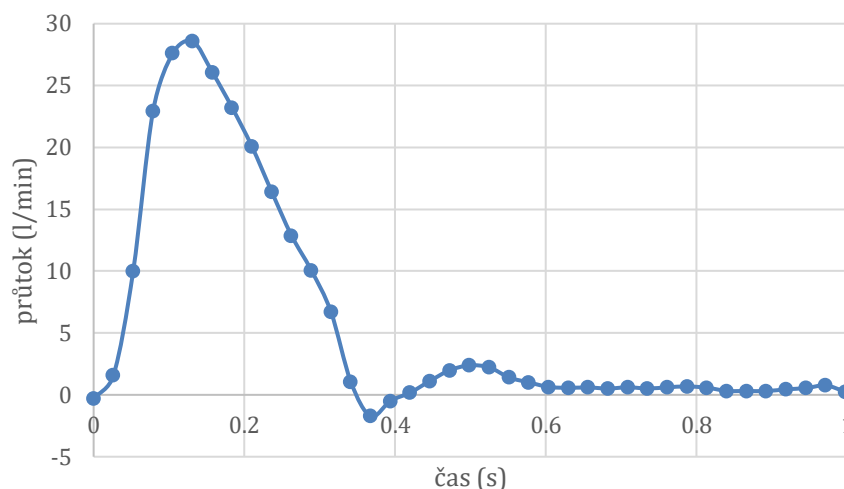
2.4 Výchozí parametry pro část 3

Volba výchozích parametrů je založena na datech měření ze studie [30]. Pacient 27 let, Váha 80 kg, výška 188 cm.



Obrázek 20 Měření průtoku krve pomocí PC-MRI v pěti rovinách zvýrazněných v geometrii aorty [30]

Data ze studie [30] obsahují 40 hodnot o průřezu aorty a 40 hodnot o velikosti průtoku ve stejných časových okamžicích. Převzatá data ze studie [30] z měření průtoku jsou zobrazeny v následujícím grafu 1.



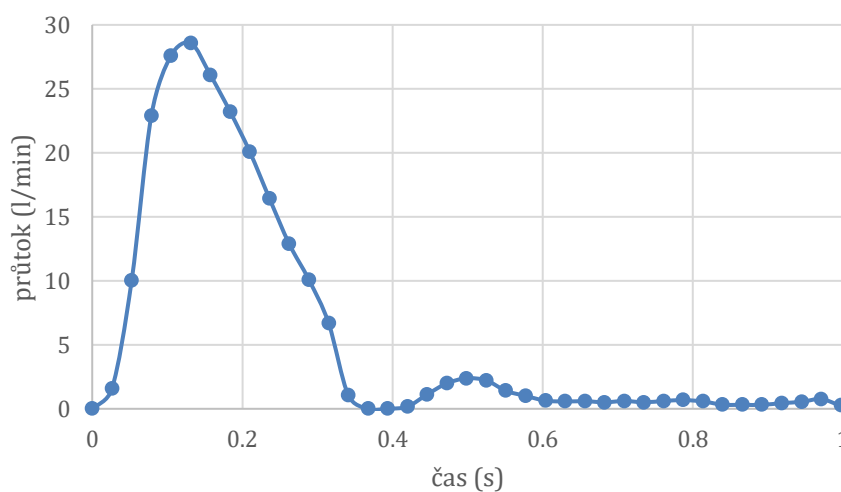
Graf 1 Převzatá data ze studie [30]

Z těchto dat je možno určit Re v jednotlivých časových okamžicích (i) hodnoty $Re_{(i)}$, pro které platí:

$$Re_{(i)} = \frac{\rho * d_{(i)} * v_{(i)}}{\eta}$$

Zde se k výpočtu Re uvažuje dynamická viskozita krve $3,6 * 10^{-3}$ Pa.s a hustota 1060 kg/m^3 . Krev je ale neneutronovská tekutina, suspenze elementů, jejíž parametry závisí na mnoha proměnných jako teplotě, tlaku, obsahu vody a bílkovin, velikostí krvinek, stupni okysličení aj.

Pro další účely jsou data upravena tak, aby neobsahovala záporné hodnoty průtoku. Záporné hodnoty jsou nahrazeny nulou. Záporné hodnoty výstupního toku tj. zpětné proudění je závislé na podmínkách na výstupu systému, zde je uvažováno s výstupem do otevřeného prostoru s běžným atmosférickým tlakem. Následující graf 2 zobrazuje upravená data.



Graf 2 Upravená data ze studie [30] pro krev

Následující tabulka obsahuje výchozí charakteristické hodnoty důležité pro další výpočty v části 3

Maximální rychlost v systole	v_s	0,715	m/s
Střední rychlost proudění	v_m	0,1427	m/s
Minimální rychlost proudění v diastole	v_d	0	m/s
Re pro v_s	Re_s	6134,1688	[]
Re pro v_d	Re_m	1216,9	[]
Re pro v_m	Re_d	0	[]
Největší průměr cévy v systole	d_s	0,02978	m
Průměr při středním průtoku	d_m	0,0283	m
Nejmenší průměr v diastole	d_d	0,02649	m

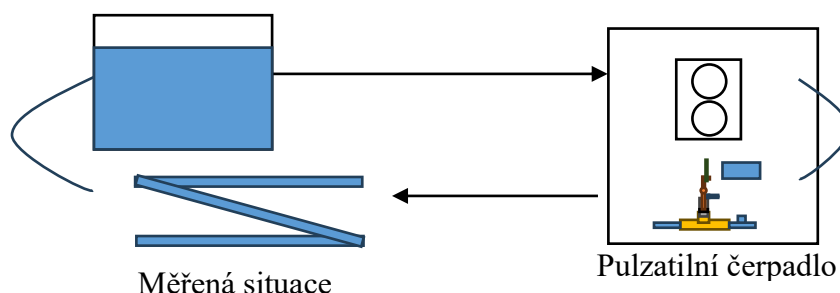
Tabulka 1 Tabulka výchozích parametrů pro krev

3 Praktická část

3.1 Základní princip

Simulátor se skládá ze dvou nastavitelných čerpadel. Zubového a pulzatilního. Základní řešení návrhu pulzatilního čerpadla je podobné konstrukci pístového čerpadla. Obsahuje pohyblivý píst s membránou řízený pohybovým šroubem, jehož frekvence otáčení je řízena krokově pomocí mikrokontroleru ARDUINO. Na rozdíl od klasické konstrukce pístových čerpadel neobsahuje vstupní a výstupní ventil. Čerpání kapaliny je zajištěno zubovým čerpadlem, které je v obvodu zapojeno v sérii před navrhované pulzatilní čerpadlo. Takový systém dokáže simulovat jak kontinuální proud, tak teoreticky jakýkoli periodický průběh typický pro cévní systém. Pulzatilní čerpadlo je ovládáno počítačem pomocí ARDUINO IDE.

3.1.1 Předpokládané schéma budoucího využití



3.2 Výpočtová část

3.2.1 Výpočet fyzikální podobnosti

Pro získání přibližně fyzikálně podobné funkce průběhu průtoku čerpadlem je využit program MS Excel. V části 2.4 byla vypočítána Reynoldsova podobnostní čísla v jednotlivých časových okamžicích průběhu průtoku krve aortou.

V rámci následujících výpočtů bude uvažováno s rigidní hadicí reprezentující aortu o průměru 25 mm. Obvodem bude protékat voda.

Pro dodržení fyzikální podobnosti průtoku vody rigidní hadicí s průtokem krve v aortě je nutné, aby se Reynoldsova čísla v jednotlivých časových okamžicích rovnala. Musí platit:

$$\frac{Re_{(i)krev} = Re_{(i)voda}}{\frac{\rho_{krev} * d_{(i)krev} * v_{(i)krev}}{\eta_{krev}} = \frac{\rho_{voda} * d_{(i)voda} * v_{(i)voda}}{\eta_{voda}}}$$

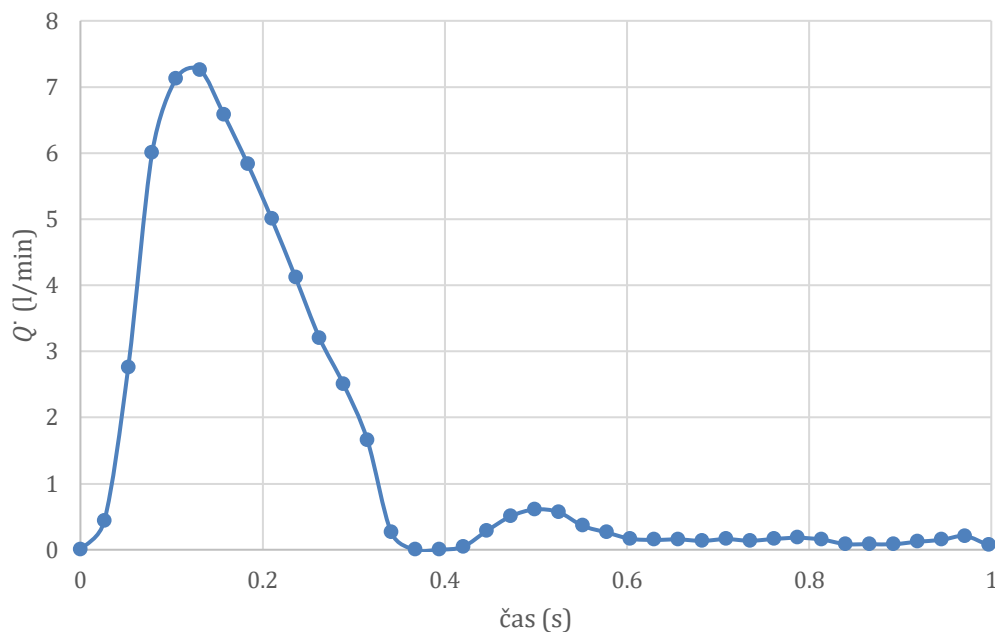
Pro rychlost proudění vody v rigidní hadici platí:

$$v_{(i)voda} = \frac{\rho_{krev} * d_{(i)krev} * v_{(i)krev}}{\eta_{krev}} * \frac{\eta_{voda}}{\rho_{voda} * d_{(i)voda}}$$

Průběh průtoku vody rigidní hadicí lze získat:

$$\dot{Q}_{(i)voda} = A * v_{(i)voda} = \pi * \frac{d_{(i)voda}^2}{4} * v_{(i)voda}$$

Dále bude tento průtok označován jako \dot{Q} (l/min). Graf 3 zobrazuje výsledek výpočtu fyzikálně podobné funkce průtoku \dot{Q} (l/min).



Graf 3 Aproximační křivka výtoku vody ze simulátoru pro rigidní hadici o průměru 25 mm při dodržení fyzikální podobnosti

3.2.2 Výsledné charakteristické hodnoty:

Maximální rychlost v systole	v_s	0,2464	m/s
Střední rychlost proudění	v_m	0,0489	m/s
Minimální rychlost proudění v diastole	v_d	0,00	m/s
Re pro v_s	Re_s	6134,1688	[]
Re pro v_d	Re_m	1216,9	[]
Re pro v_m	Re_d	0	[]
Největší průměr cévy v systole	d_s	0,025	m
Průměr při středním průtoku	d_m	0,025	m
Nejmenší průměr v diastole	d_d	0,025	m
Maximální průtok v systole	V_s	7,256	l/min
Střední průtok proudění	V_m	1,44	l/min
Minimální průtok v diastole	V_d	0,00	l/min

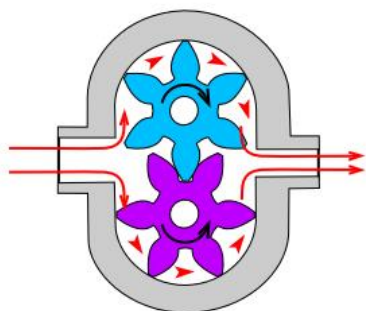
Tabulka 2 Tabulka výchozích parametrů pro vodu a rigidní hadici

3.3 Návrhová část

Navrhované čerpadlo nebude sloužit pouze k simulaci aortálního proudění, ale obecně k simulaci celého cévního řečiště. Je možné, že v rámci budoucích experimentů budou využity kromě vody i viskóznější kapaliny. Z toho důvodu je v následujících výpočtech uvažováno s proudící newtonskou kapalinou podobnou krvi s její hustotou a dynamickou viskozitou. Díky tomu je možné získat návrh, který bude dynamicky použitelný pro proudění i s méně viskózní kapalinou. Kdyby bylo v návrhu uvažováno s vodou jako výchozí kapalinou síly, ohybové momenty, tlaky i rychlosti by vycházely mnohem menší.

3.3.1 Zubové čerpadlo

Zubové čerpadlo je v hydraulických systémech nejčastěji používaným typem čerpadla. Skládá se ze dvou navzájem propojených ozubených kol viz. obrázek 21. Dělí se na čerpadla s ozubením vnitřním, vnějším, vnitřním i vnějším, s více sadami ozubení, gerotorová, dvouvřetenová a čerpadla pro vysokotlaké aplikace. Zuby čerpadla dokážou kapalinu unášet a zároveň těsnit. Díky tomu je dávkování čerpané kapaliny velmi přesné a nezávislé na tlakových podmínkách dalších částí systému. Lze ho jednoduše měřit z charakteristik čerpadla a jeho otáček. [31] V návrhu je uvažováno zubové čerpadlo Marco UP3 z obrázku 22. V dalších výpočtech je průtok zubového čerpadla označován Q_z



Obrázek 21 Konstrukce klasického zubového čerpadla [31]



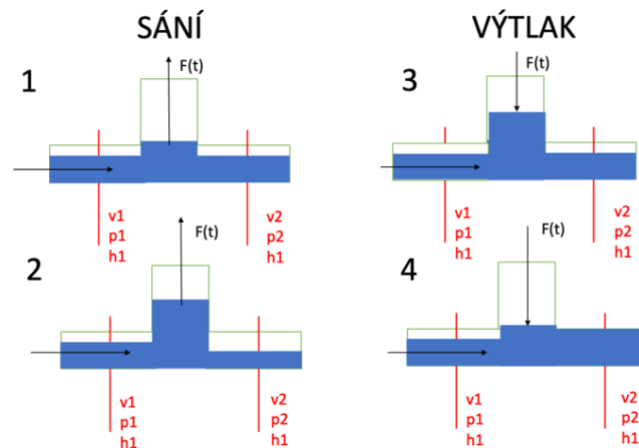
Obrázek 22 Zubové čerpadlo Marco UP3

Parametry čerpadla

Maximální tlak	2 Bar
Průtok	15 l/min
Teplota média	60 C°
Cena bez DPH	3850 Kč

Tabulka 1 Parametry čerpadla

3.3.2 Pulzativní člen



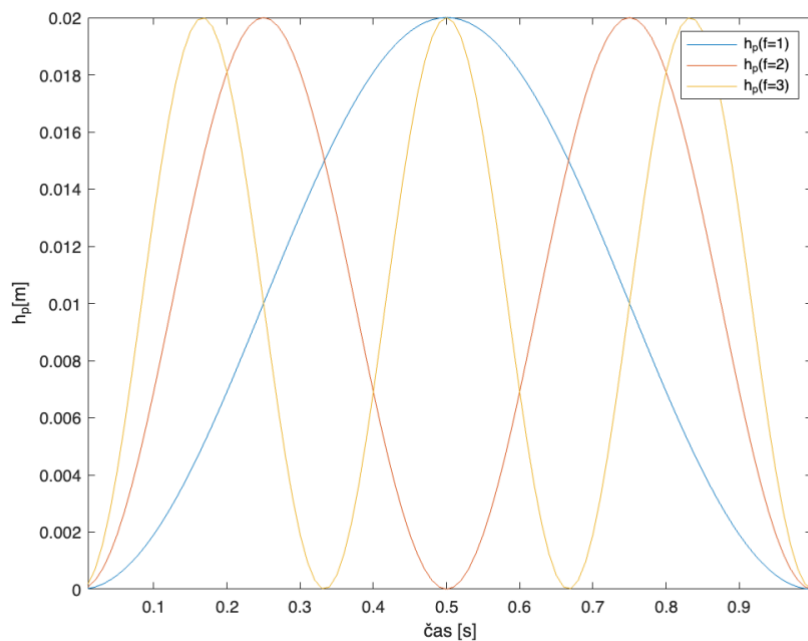
Obrázek 23 Funkce pulzativního čerpadla

V následujících výpočtech je k ilustraci a určení závislostí mezi veličinami uvažováno s funkcí průtoku pulzativním čerpadlem ve tvaru sinusoidy. Grafy ukazují závislosti pro tři frekvence pohybu pístu $f = \{1, 2, 3\}$ Hz. Modrá křivka ukazuje frekvenci 1 Hz, červená 2 Hz a žlutá 3 Hz. Obecně je funkce $h_p = f(t)$ definovaná žadáním nastavením řízení systému viz. 3.5. K výpočtům je použit program MATLAB R2022b.

Pohyb pístu lze popsat rovnicí:

$$h_p = \frac{h_m}{2} - \frac{h_m}{2} * \cos(\varphi) = f(t)$$

kde h_m je maximální výška zdvihu pístu mechanismu čerpadla, φ je opsaný úhel pomyslné kliky klikového mechanismu. Graf 4 zobrazuje průběh výšky pro tři zmíněné frekvence pohybu.



Graf 4 Průběh výšky zdvihu

Rychlost pístu:

$$v_p = \frac{h_m}{2} * \sin(\varphi) * \dot{\varphi} = \frac{dh_p}{dt}$$

kde $\dot{\varphi}$ je úhlová rychlost. Zrychlení pístu:

$$a_p = \frac{h_m}{2} * \cos(\varphi) * (\dot{\varphi})^2 + \frac{h_m}{2} * \sin(\varphi) * \ddot{\varphi} = \frac{d^2 h_p}{dt^2}$$

Na pístu je nasazena membrána. V rámci zjednodušení je tvar membrány nahrazen komolým kuželem. Objem komory membránového čerpadla lze přibližně popsat rovnicí:

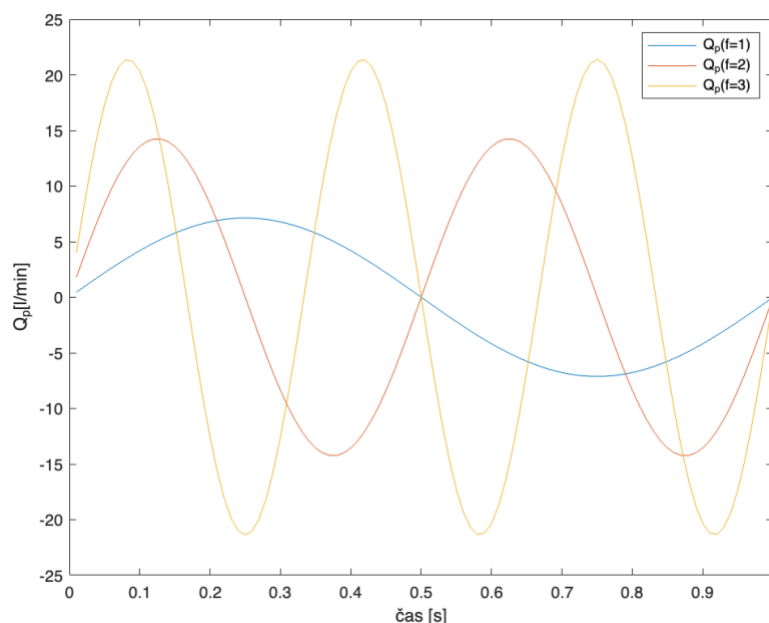
$$V_p = \frac{1}{3} * \pi * h_p * (R^2 + R * r + r^2) = K * h_p,$$

kde $K = \frac{1}{3} * \pi * (R^2 + R * r + r^2)$, tento ‘‘charakteristický průřez membrány’’ bude opakovaně použit při návrhu charakteristických průměrů tvořících tvar komolého kužele membrány membránového čerpadla. Má rozměr ekvivalentního průřezu pístu v m^2 .

Objemový tok komory pulzatilního čerpadla lze popsat:

$$\dot{Q}_p(t) = K * v_p = K * \frac{h_m}{2} * \sin(\varphi) * \dot{\varphi} = K * \frac{dh_p}{dt}$$

V grafu 5 je možné pozorovat zvýšení amplitudy \dot{Q}_p , při zvýšení frekvence pohybu.



Graf 5 Ilustrativní zobrazení průtoku pulzatilního čerpadla v závislosti na frekvenci pohybu pístu

Výstupní objemový tok $\dot{Q}_v(t)$ výstupu ze systému simulátoru lze popsat rovnicí kontinuity pro nestacionární proudění:

$$\dot{Q}_z - K * \frac{dh_p(t)}{dt} = \dot{Q}_v(t)$$

$$A * v - K * v_p = A * v_v$$

$$v_v = v - \frac{K}{A} * v_p$$

Dříve bylo ukázáno, že maximální průtok v aortě může dosáhnout až 30 l/min tj. 500 ml/s. [30] Pokud bude zvolen průtok zubového čerpadla \dot{Q}_z pak pro maximální harmonický průtok pulzatilního čerpadla musí platit:

$$\dot{Q}_{pmax} = \dot{Q}_{vmax} - \dot{Q}_z = \frac{V_p}{2} * 2 * \pi * f,$$

kde V_p je maximální objem komory pulzatilního čerpadla. Z této rovnice vyplývá, že k dosažení požadovaného průtoku lze volit mezi větším objemem komory a tím při stejné frekvenci zvýšením maximální rychlosti pohybu nebo za konstantního objemu komory zvýšit frekvenci pohybu. V řešené aplikaci je frekvence jedním z parametrů řízení. Obvykle se volí od 1 do 3 Hz. Proto se v rámci návrhu simulátoru dále uvažuje návrh vhodného objemu komory. Objem komory lze modifikovat zvětšením průřezu nebo výšky zdvihu. Jak maximální rychlost pohybu pístu, tak i zrychlení má v praxi své konstrukční limity, proto je nutné najít optimum výšky a průřezu v závislosti na pohonu mechanismu.

Do pulzatilního čerpadla přitéká pouze proud zubového čerpadla. Je uvažováno s konstantním průtokem na zubovém čerpadle, v sací fázi musí platit:

$$\dot{Q}_{pmax} < \dot{Q}_z,$$

Pro maximální průtok pulzatilního čerpadla s harmonickým pohybem pístu platí:

$$V_p * \pi * f < \dot{Q}_z$$

Tudíž potřebný zdvihový objem komory pro simulaci harmonické funkce průtoku

$$V_p < \frac{\dot{Q}_z}{\pi * f}$$

Obecně, pokud není uvažováno s harmonickým průběhem zdvihu:

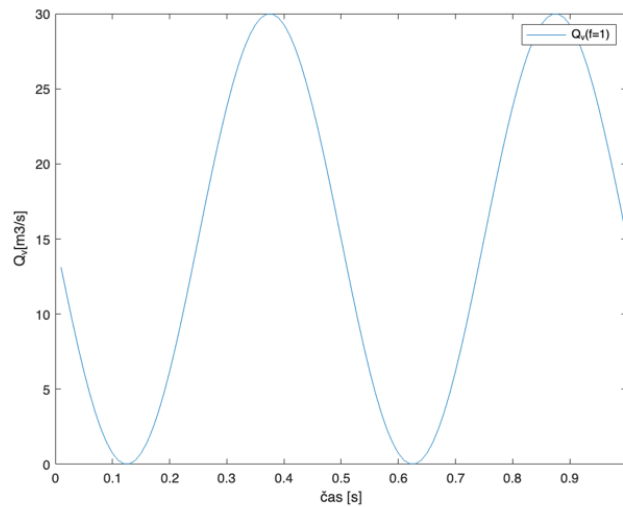
$$K * dh < \dot{Q}_z * dt$$

$$K * h_{max} = V_p < \dot{Q}_z * t$$

kde t [s] je čas plnění. Tyto výpočty dokazují, že vytvořit jednoduše harmonický průběh výstupního toku s frekvencí vyšší než 1 a amplitudou až 500 ml/s není možné bez použití výkonnějších zubových čerpadel na vstupu.

Výhodou navrhovaného řešení je, že amplituda zdvihové výšky tím i zdvihový objem komory, je jednoduše nastavitelná skrze ovládání pohybového šroubu.

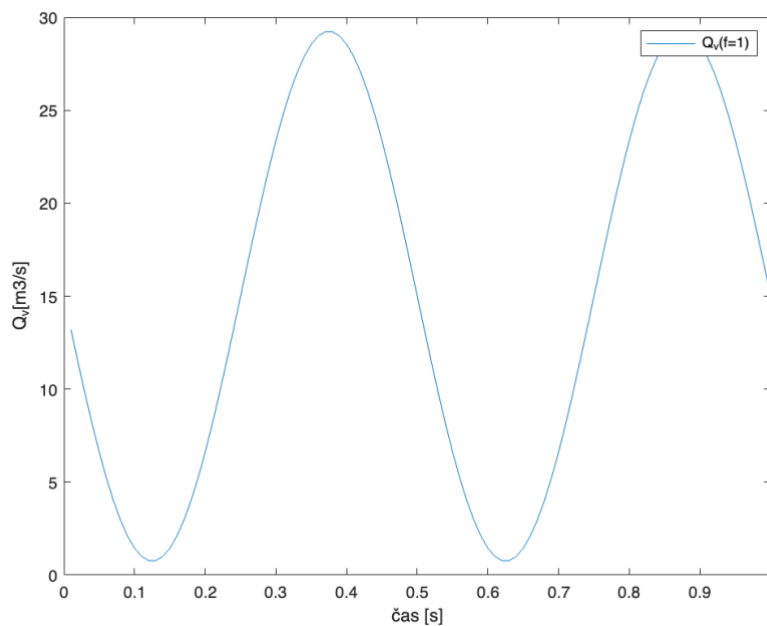
Při zachování harmonického průběhu, volbě maximálního průtoku zubového čerpadla $\dot{Q}_z = 15 \text{ l/min}$, velikosti válce $39,79 \text{ ml}$ a frekvenci $f=2$ vypadá průběh výstupu následovně:



Pokud by byl zdvihový objem větší než dle výpočtů, při zachování stejné frekvence pohybu pístu by docházelo k zápornému výstupnímu toku, protože průtok na pulzaticím čerpadle by byl vyšší než nastavený průtok zubového čerpadla. Pro tento režim není čerpadlo navrhováno.

V navrhovaném systému bude bez použití ventilu či zastavení zubového čerpadla vždy $\min Q_v > 0$. Proto je zvolená velikost válce redukována na 95% vypočtené velikosti viz. graf 6. Možnosti nastavení maximální výšky zdvihu, tím zdvihového objemu, budou díky mechanismu pohybového šroubu mnohem vyšší.

$$V_p = 0,95 \frac{\dot{Q}_z}{\pi * f} = 0,95 * \frac{15}{60} * \frac{10^{-3}}{2 * \pi} = 37,8 \text{ ml}$$



Graf 6 Průběh navrhovaného výstupního toku systému

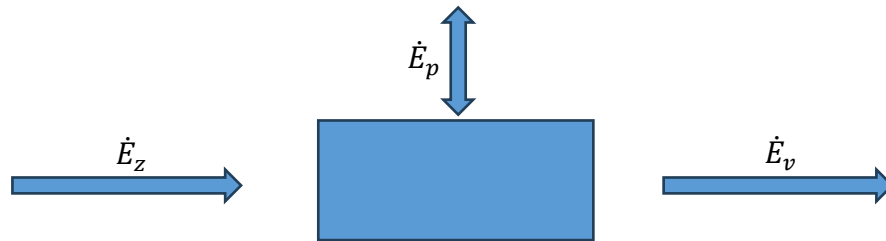
Derivací rovnice kontinuity podle času získáme analytické vyjádření zrychlení pístu:

$$-K * \frac{d^2 h_p}{dt^2} = \frac{d\dot{Q}_v(t)}{dt} = A_v * \frac{\delta v_v(t)}{\delta t}$$

$$a_p = \frac{d^2 h_p}{dt^2} = -\frac{A_v}{K} * \frac{\delta v_v(t)}{\delta t} = -\frac{A_v}{K} * a_v$$

Bernoulliho rovnice pro nestacionární proudění:

Uvažuji zjednodušený model dvourozměrného nestacionárního proudění.



Do pulzatilního čerpadla jde energetický tok \dot{E}_z , který se dělí dle rovnice kontinuity na dva toky \dot{E}_p a \dot{E}_v . Ve fázi sání se tok \dot{E}_p oddělí a akumuluje v komoře čerpadla. Ve fázi výtlaku se tento tok přidá k původnímu toku \dot{E}_v .

Pro Bernoulliho rovnici pro tok \dot{Q}_p získáme:

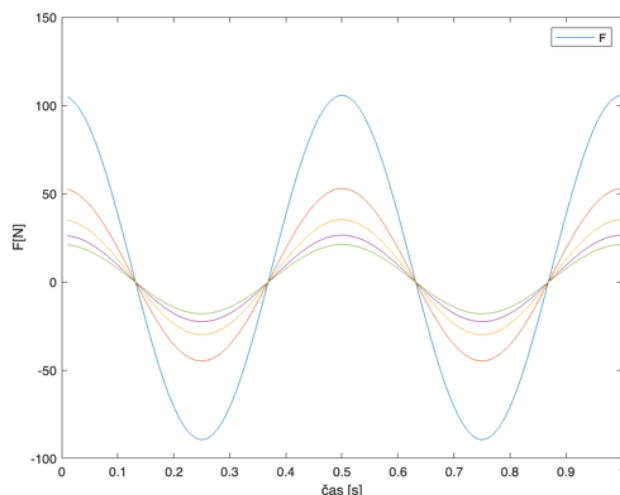
$$g * h + k \frac{v^2}{2} + \frac{p_z}{\rho} = g * h_p(t) + k \frac{v_p^2(t)}{2} + \frac{p_p(t)}{\rho} + \int_0^{h_p} a_p(t) ds + \int_0^l a_v(t) dl$$

Jako délka pro zrychlení a_v se uvažuje délku $l=1$ m. Z Bernoulliho rovnice lze odvodit průběh tlaku na pístu:

$$p_p(t) = \rho * \left(\left(g * h + k \frac{v^2}{2} + \frac{p_z}{\rho} \right) - \left(g * h_p(t) + k \frac{v_p^2(t)}{2} + \int_0^{h_p} a_p ds + \int_0^l a_{vl} dl \right) \right)$$

Síla pohonu je dána rozdílem tlaku na pístu a tlaku v potrubí. Následující graf 7 znázorňuje závislost průběhu síly na volbě zdvihové výšky při konstantním objemu $V_p = 37,8$ ml.

$$F(t) = (p_p(t) - p_z) * K$$



Graf 7 Závislost síly na volbě maximální výšky zdvihu

Síla pohonu pro požadované hodnoty je závislá na volbě průměru pístu, resp. volbě výšky zdvihu. Pro zobrazení závislosti síly na membránu je zvolen model pístu ve válci o objemu 37,8 ml a výšce zdvihu h_p v pěti hodnotách daných následující tabulkou:

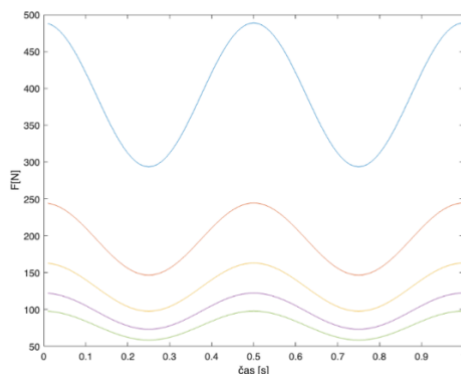
Nutná výška zdvihu	h_p (m)	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05
Nutný průměr pístu	d (m)	0.069374	0.049055	0.040053	0.034687	0.031025
Minimální osová síla v maximu průběhu	F_{max} (N)	105.76	52.879	35.253	26.439	21.152
Nutná maximální zdvižná rychlost	v_p (m/s)	0.062708	0.12542	0.18812	0.25083	0.31354
Maximální zrychlení pístu	a_p (m/s ²)	0.78957	1.5791	2.3687	3.1583	3.9478
Minimální potřebný výkon	$P=F*v_p$ (W)	6.6318	6.6318	6.6318	6.6318	6.6318

Tabulka 2 Závislost dynamických požadavků na volbě výšky a průřezu pístu

kde d je průměr modelového pístu, jehož průřez je charakteristický průřez tvaru membrány K . Jak vyplývá z tabulky, pokud se při zachování stejného objemu komory zvětší maximální výška zdvihu, sníží se potřebná maximální síla při zvýšení potřebné rychlosti a zrychlení pohybu. Při volbě pohybového mechanismu je možné využít převodový mechanismus či využít Pascalova zákona. Proto je jako orientační parametr volen potřebný maximální výkon. Na velikost osové síly $F_{max,sv}$ pohybovém mechanismu má také vliv rozdíl atmosférického tlaku a tlaku uvnitř soustavy.

Závislost síly na volbě velikosti průřezu pro vnitřní tlak v soustavě $p_z=2$ bar zobrazuje graf 8.

$$F_{maxos}(t) = -r_o * \dot{Q}_p * v_p - p_p * K - 101325 * K \approx p_p * K - 101325 * K$$



Graf 8 Celková osová síla s vlivem rozdílu tlaku uvnitř soustavy a atmosférického tlaku okolí

Následující tabulka ukazuje vliv výšky a průměru pístu na maximální osovou sílu:

h_p (m)	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05
d (m)	0.069374	0.049055	0.040053	0.034687	0.031025
F_{maxos} (N)	488.76	244.38	162.92	122.19	97.752

Tabulka 3 Závislost výsledné osově síly na volbě výšky a průřezu

V případě vyššího tlaku v potrubí je možné použít v pulzatilním mechanismu ke kompenzaci výsledné osově síly tlačnou pružinu, proto je v následujících výpočtech uvažováno s osovou silou o velikosti síly pohonu.

3.3.2.1 Návrh lineárního aktuátoru s krokovým motorem

Jak je uvedeno v části 2.2.2 krokové motory nedosahují velkých zrychlení, ale jejich výhodou je s ohledem na cenu velký statický moment v nízkých otáčkách. Proto jsou pro další výpočty zvoleny hodnoty s nižší výškou zdvihu a větším průměrem pístu. Jak bylo ukázáno v části 3.3.2 s nižší výškou zdvihu také klesají nároky na zrychlení a maximální rychlost.

V následující tabulce je maximální potřebný výkon násoben korekčním bezpečnostním koeficientem $k=2$.

V rámci návrhu je uvažována osová síla působící na píst bez vlivu rozdílu tlaku vnějšího a vnitřního. Ten půjde v případě potřeby redukovat pomocí tlačné pružiny.

Minimální výška zdvihu z hlediska konstrukce	h_{max}	0.02	m
Průměr pístu	d	0.049055	m
Maximální osová síla	$F_{max}=2 * F_{max}(h=0,02)$	105,76	N
Nutná maximální zdvižná rychlost	v_p	0,12542	m/s
Zrychlení pístu	a_p	1,5791	m/s ²
Potřebný výkon motoru	$P_p = k * F * v_{pmax}$	13,26	W
Počet chodů	i	4	[]
Rozteč	P	2	mm
Dovolený kontaktní tlak pro spojení ocel-ocel	p_d	12	MPa
Počet nutných pulzů na 1 otáčku běžného motoru	PNP	200	[]

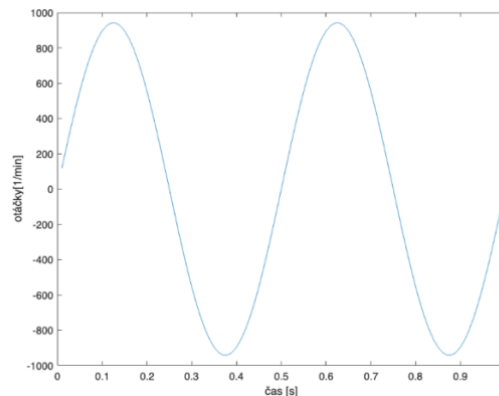
Tabulka 4 Výsledné parametry návrhu

Počet nutných otáček na zdvih do výšky 2 cm:

$$n_{zdvih} = \frac{h_{max}}{P * i} = \frac{0,02}{0,002 * 4} = 2,5$$

Průběh otáček s frekvencí pohybu pístu 2 Hz je zobrazen v grafu 9 s maximem 940 ot/min.

$$n(t) = v_p(t) * \frac{60}{P * i}$$



Graf 9 Průběh otáček

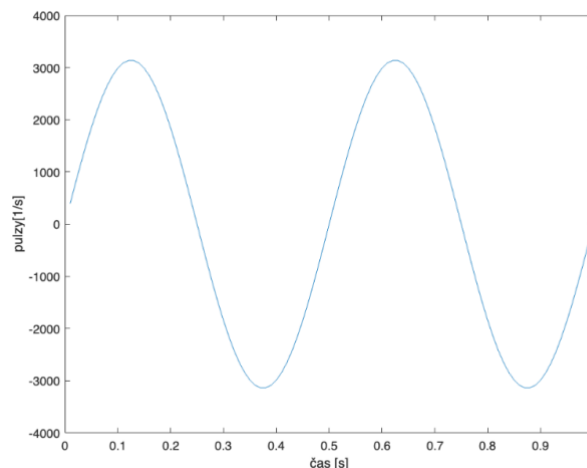
Počet nutných pulzů na zdvih do výšky 2 cm:

$$p_{zdvih} = PNP * \frac{h_{pmax}}{P * i} = 200 * \frac{0,02}{0,002 * 4} = 500$$

Průběh pulzů PPS(). Průběh s frekvencí 2 Hz. V grafu 10 je zřejmé maximum vyšší než 3000 pulzů za vteřinu. (Průběh frekvence pulzů za vteřinu bude dále značen jako PPS(t), jednotka pulzy za vteřinu bude dále označována jako PPS.)

$$PPS(t) = PNP * \frac{v_p(t)}{P * i}$$

kde PNP je počet nutných pulzů na jednu otáčku motoru $PNP = 200$.



Graf 10 Průběh PPS(t)

Rozlišení řízení Res lze vypočítat:

$$Res = \frac{h_{max}}{pzdvih} = \frac{0,02}{500} = 0,00004 \text{ m/pulz} = 0,04 \text{ mm/pulz}$$

Maximální otáčky motoru:

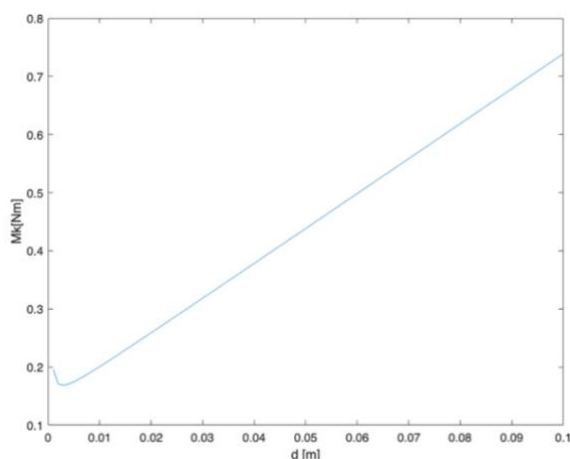
$$n = v_{max} * \frac{60}{P * i} = 0,12542 * \frac{60}{0,008} = 940,62 \text{ ot/min}$$

Potřebný výkon motoru v maximu (s uvážením bezpečnosti):

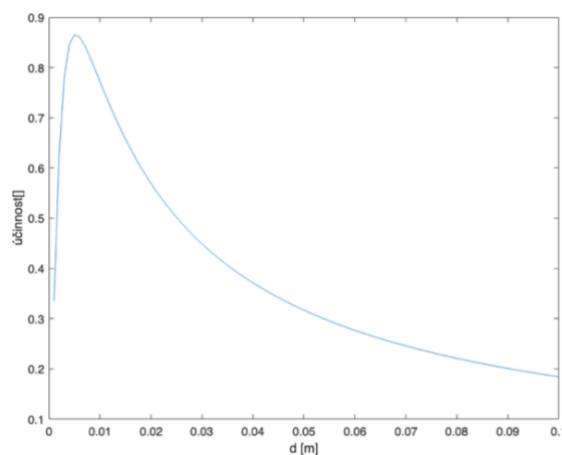
$$P_p = i * P * n * \frac{Fmax}{60} = 0,008 * 940,62 * \frac{105,76}{60} = 13,264 \text{ W}$$

Potřebný točivý moment motoru v závislosti na volbě středního průměru zobrazuje graf 11. Rozteč $P=2$, počet chodů závitu $i=4$, ve 100 bodech středního průměru šroubu od 1 mm.

Účinnost pohybového mechanismu v závislosti na volbě středního průměru je zachycena na grafu 12.



Graf 11 Točivý moment v závislosti na středním průměru šroubu



Graf 12 Účinnost mechanismu v závislosti na velikosti středního průměru šroubu

S ohledem na jednoduchost a cenu konstrukce je zvolen čtyřchodý trapézový závit Tr 8x8 a školní krokový motor LDO-42STH47-1684A. Tato kombinace je často používána v pohonech 3D tiskáren a přesných výrobních robotech, proto i její součásti v podobě pohybového šroubu a matice jsou jednoduše k dostání.

Výsledné parametry:

Střední průměr závitu	d_2	7	mm
Malý průměr závitu	d_3	5,5	mm
Potřebný točivý moment v maximálních otáčkách	M_k	0,095	Nm
Kontaktní tlak	p_k	0,6	MPa
Jmenovitý statický moment motoru	M_{kn}	0,5	Nm
Potřebné maximální otáčky	n	940,62	ot/min

Tabulka 5 Parametry pohybového šroubu

Pevnostní kontrola [32]

Pro napětí v tahu platí:

$$\sigma_d = 4 * \frac{F_{max}}{\pi * d_3^2} = 4 * \frac{105,76}{3,14 * 0,0055^2} = 4,45 \text{ MPa}$$

Napětí v krutu:

$$\tau = 16 * \frac{M_k}{\pi * d_3^3} = 16 * \frac{0,095}{3,14 * 0,0055^3} = 15,3 \text{ MPa}$$

Redukované napětí:

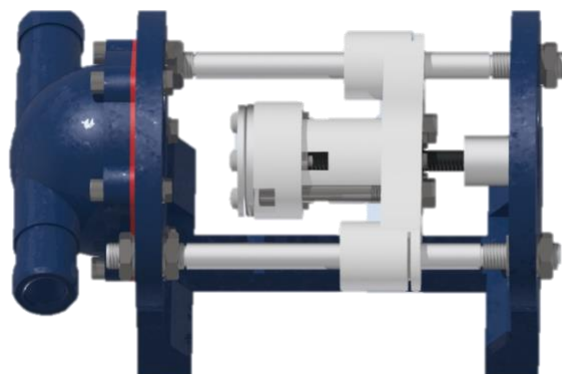
$$\sigma_{red} = \sqrt{\sigma_d^2 + 4 * \tau^2} = \sqrt{4,45^2 + 4 * 15,3^2} = 30,76 \text{ MPa} \ll R_e = 450 \text{ MPa}$$

Kontrola na vzpěr

Volná délka šroubu	l	0.08	m
Typ zatížení	μ	0,7	
Modul pružnosti v tahu	E	2,1	GPa
Kvadratický moment průřezu	I	12,563	mm ⁴
Kritická síla	F_{kr}	760	N
Bezpečnost	k	7,1862	

3.4 Konstrukce a postup montáže

V rámci návrhu bylo vytvořeno vlastní lineární vedení. Vedení se skládá ze dvou vodících tyčí o průměru 10 mm usazených v 3D tištěných kusech viz. obrázek 24.



Obrázek 24 Lineární vedení bez krokového motoru, Inventor

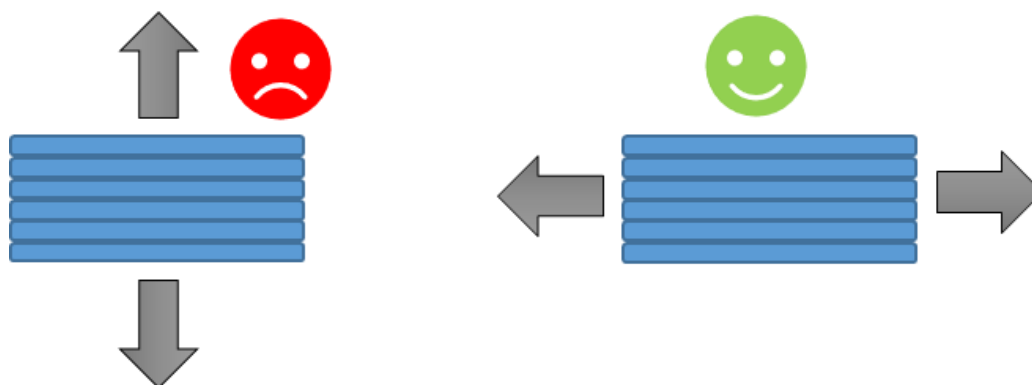
Pohyb pístu po vodících tyčích je realizován prostřednictvím dvou lineárních kuličkových ložisek.

Pohybový šroub je u klasické konstrukce lineárního vedení upnut ve dvou podporách. Zajistí se tak plynulejší chod, menší hluk i stabilita. Vzhledem k délce šroubu a navrhovaným

rozměrům čerpadla je pohybový šroub upínán pouze na straně motoru pomocí pružné spojky. Píst čerpadla je souosý k ose pohybového šroubu tak, aby se zamezilo vzniku nežádoucích ohybových momentů na pohybový šroub od tlakové síly pístu.

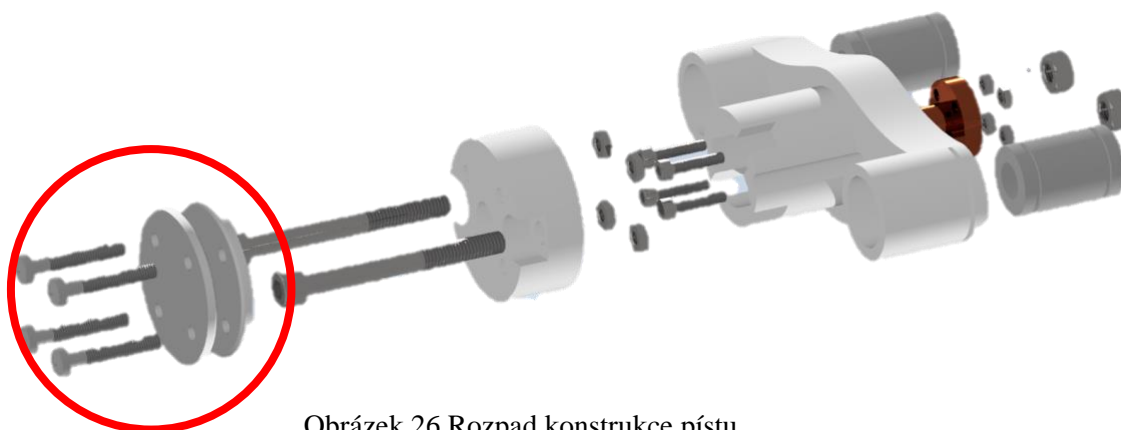
3.4.1 Konstrukce pístu

Materiál 3D tisku je anizotropní. Ve všech směrech má různé vlastnosti. Je náchylný na tahové namáhání ve směru vrstvení materiálu. S ohledem na tuto skutečnost byla navržena taková kombinace šroubových spojů, která by měla zajistit, aby byly 3D tištěné díly pístu zatěžovány pouze tlakem. Správný směr zatížení je znázorněn na obrázku 25.



Obrázek 25 Vhodné a nevhodné zatížení 3D tištěného dílu

Píst se skládá ze dvou 3D tištěných dílů a dvou upínacích koleček, která slouží pro upnutí blány na píst. Nejdůležitějším rozměrem pístu je právě průměr v upínacích kolečkách. Ten je základem definice charakteristického průřezu K v minulé kapitole. Rozpad konstrukce pístu je ilustrován na následujícím obrázku 26.



Obrázek 26 Rozpad konstrukce pístu

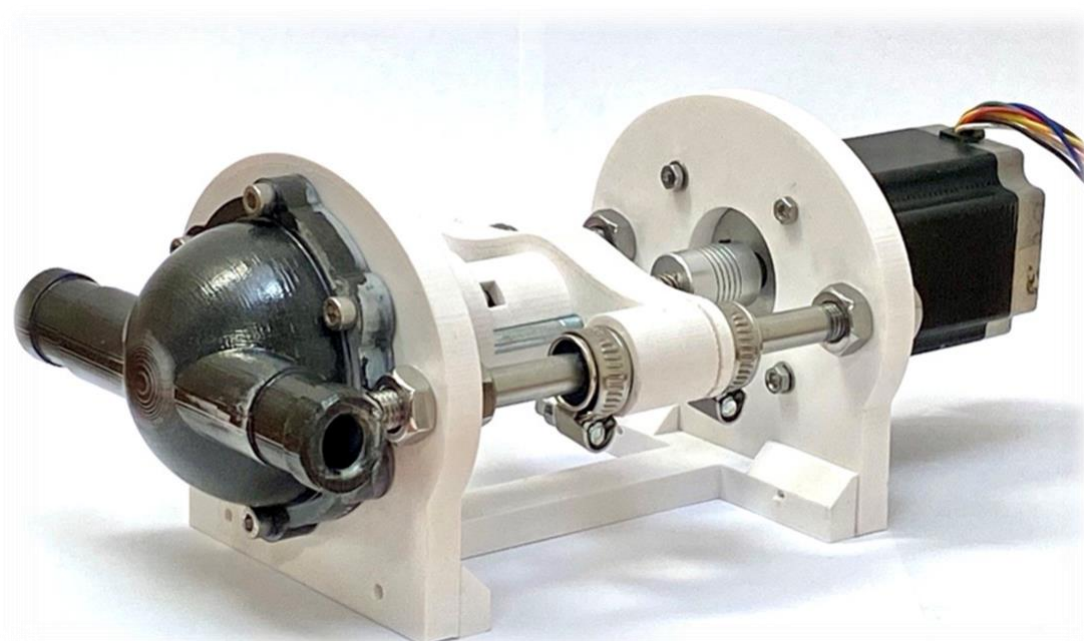
3.4.2 Konstrukce komory

Na rozdíl od ostatních 3D tištěných dílů, které jsou vyrobeny procesem FDM, je komora čerpadla vyrobena metodou POLYJET. Důvodem bylo snížení pórovitosti a tím zamezení nežádoucího úniku kapaliny skrze konstrukční spoje, taktéž relativně složitý tvar součástí. Její rozpad lze pozorovat na obrázku 27.



Obrázek 27 Rozpad konstrukce komory

3.4.3 Zbytek konstrukce



Obrázek 28 První složení

Jak je patrné z obrázku 28, vodící tyče jsou ke stojným deskám upnuty pomocí šestihranných matic na každé straně. To může evokovat jistou statickou neurčitost. Ovšem stojná deska na straně motoru není na rozdíl od stojné desky na straně čerpadla připevněna ke spojovací desce pomocí vrtů, nýbrž pouze gumou, která dovoluje mírný pohyb v axiálním směru. Taktéž vnitřní matice nejsou plně dotaženy, aby v důsledku nepřesnosti výroby nevznikal ve vodících tyčích nechtěný ohyb. Ke kompenzaci vlivů případných nepřesností je zvolena pružná spojka jako výhodné spojení mezi motorem a pohybovým šroubem.

Při objednávce kluzných ložisek došlo k chybě. Informace obsažené na stránkách prodejce obsahovaly chybný rozměr délky ložiska, které je asi dvakrát delší, než bylo předpokládáno. Dráha pohybu je i přesto dostatečně dlouhá. Pro optimální funkci by bylo lepší je nahradit kratšími. Ložiska není třeba příliš axiálně zajišťovat, protože třecí síla ve vedení je minimální. Jsou zajištěna provizorně pomocí hadicových spojek, které byly k dispozici. Navrhované řešení uvažuje klínový plíšek nebo gumičku vloženou do určených drážek.

3.4.4 Instalace membrány

Membrána je tvořena latexem nafukovacího balónku. Balónek je nutné rozstříhnout v místě náustku. K čerpadlu je vyroben přípravek z plexiskla, na který se rozstřížený balónek nasadí, poté je nutné vytvořit otvory. Ukázalo se, že je lepší začít šesti vnějšími otvory na šrouby. Poté se do středu membrány umístí kolečko se čtyřmi otvory držící membránu na pístu, a vytvoří se čtyři otvory pro utahovací šrouby koleček. Přípravek s membránou se nasadí na šest vnějších šroubů, které drží komoru u zbytku konstrukce. Ze strany komory se do kolečka vloží šrouby M4 s podložkami. Je vhodné použít šrouby s výběhem závitu tak, aby nedocházelo k namotávání balónku na šroub při jeho utahování. Poté se nasadí blána na píst pomocí kolečka se čtyřmi šrouby. Poté co je blána pevně uchycena na pístu, je možné odstranit přípravek z šesti vnějších šroubů. Dále je nutné nasadit těsnění komory a celou membránu co nejvíc srovnat. Dále je nutné komoru a celou součást utáhnout pomocí šesti šestihranných matic.

3.4.5 Konstrukce elektronického řízení

Sám o sobě celý systém je relativně uživatelsky nepřívětivý. Například není na první pohled jasné, jak moc a jak rychle se má píst s blánou pohybovat, aby vyvolal žádaný průběh proudu. Proto je nutné systém osadit o elektronické řízení. To zajišťuje mikrokontroler Arduino viz. obrázek 29. Krokový motor pro svou správnou funkci vyžaduje přesné mikrokrokování. Ovládání je proto nutné doplnit i driverem krokových motoru, který je zobrazen na obrázku 30.

Arduino Uno a driver krokového motoru



Obrázek 29 Arduino UNO Rev3 [33]



Obrázek 30 Driver YS – DIV268N – 5A [20]

Driver na obrázku 30 obsahuje celkem 12 pinů, 6 fází a 6 zemí. Pin DIR kontroluje směr otáčení, PUL pulzy pro řízení kroků motoru. EN je bezpečnostní pin, který při aktivaci zastaví funkci motoru. Piny A, B, slouží k připojení vinutí krokového motoru a DC k napájení. Driver dovoluje až 48VDC 5A. Lze nastavit mikrokrokování dle tabulky STEP. Pro 1 je k otočení o 1 otáčku potřeba pro zvolený motor celkem 200 pulzů. Při 1/2 je to 400 atd. Motor lze k driveru připojit paralelně či sériově. Pro další testování bylo zvoleno paralelní zapojení a mikrokrokování 1. [34]

3.5 Nastavení systému obou čerpadel – uživatelský návod

3.5.1 Odvození nastavení čerpadla F1 z analytického tvaru funkce průběhu

Je dána dříve odvozená funkce F1 (viz. 3.2.1) pohybu pístu ve tvaru počet pulzů za vteřinu $PPS(t)$, tentokrát pro frekvenci pohybu pístu $f=1 \text{ Hz}$.

$$\begin{aligned} PPS(t) &= PPNO * \frac{v_p(t)}{P * i} = 200 * 2 * \pi * f * 0,01 * \frac{\sin(2 * \pi * f * t)}{0,008} \\ &= 500 * \pi * \sin(2\pi t); \end{aligned}$$

Tak přesný průběh funkce $PPS(t)$ prakticky nelze simulovat přesně. Zaprvé krokový motor není možné roztočit na libovolné otáčky okamžitě, pro vyšší otáčky je nutné jej roztáčet schodovitě. Zadruhé každý výpočet i každé zpracování příkazu arduinu chvíli trvá. Proto je nutné funkci navzorkovat. Pro začátek je zvolena vzorkovací perioda $t = 100 \text{ ms}$. (Vzorkovací frekvence musí být minimálně 2 x vyšší, než je maximální frekvence pohybu pístu.)

Pro zdvih pístu do stavu horní úvratí, do výšky 2 cm, neboli 2,5 otáček, musí počet pulzů dosáhnout hodnoty 500.

Jednoduchým způsobem, jak zachovat celkový počet kroků i podobnost průběhu je spočítat střední hodnoty jednotlivých intervalů funkce $PPS(t)$. Pro střední hodnotu obecné spojitě funkce platí:

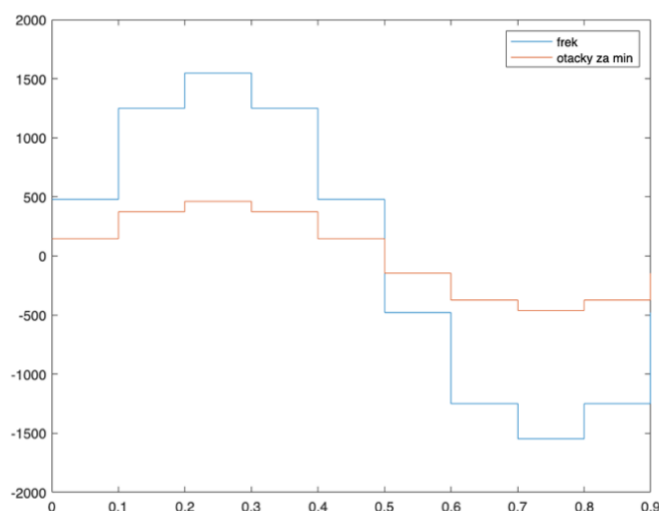
$$y_s = \frac{1}{B - A} \int_A^B y(t) dt,$$

Kde A a B jsou hranice integrace a $y(t)$ je obecná integrovaná funkce.

Pro příklad intervalu 100 až 200 ms:

$$PPS(2) = \frac{1}{0,1} * \int_{0,1}^{0,2} 500\pi * \sin(2\pi t) dt = 2500 * (\cos(2\pi 0,1) - \cos(2\pi 0,2))$$

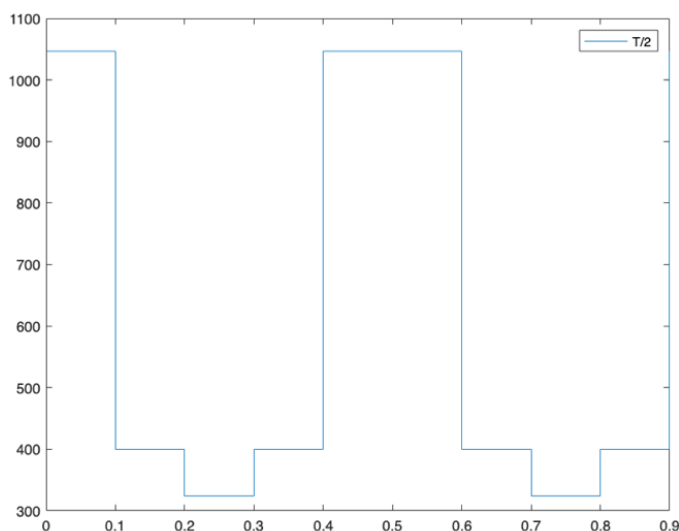
Celý průběh středních hodnot $PPS(i)$ je znázorněn na následujícím grafu 13.



Graf 13 Periodický průběh žádaných frekvencí [PPS]

Frekvenci v PPS lze přepsat do formy délky půlperiod. *Půlperiodou* je zde míněna doba v μs , která určuje polovinu periody řídicího obdélníkového signálu se střídou 50 %. Pro délky půlperiod platí:

$$\text{halfperiod}^{(i)} = \frac{1000000}{2 * PPS^{(i)}}$$

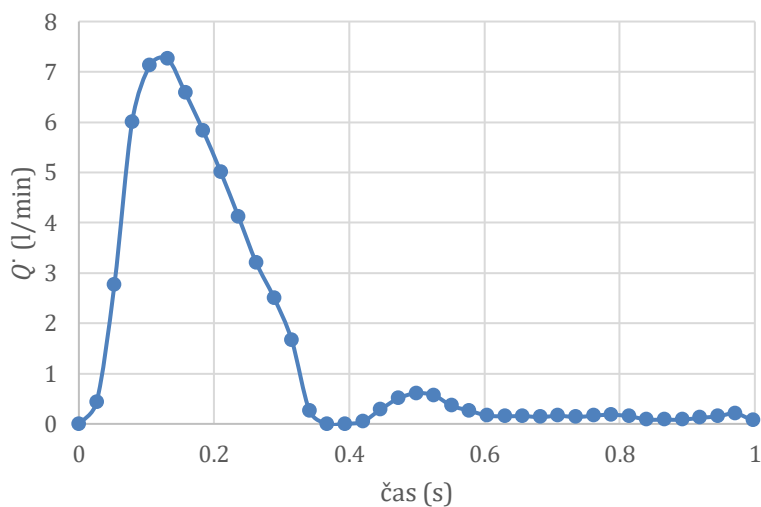


Graf 14 Periodický průběh délky půlperiod v čase

3.5.2 Odvození nastavení čerpadla F2 z dat z měření průtoku aortou

Je dán průběh funkce průtoku Q_v aortou definovaný čtyřiceti diskrétními hodnotami. Otázka zní, jaký průtok na zubovém čerpadle a jaký průtok na membránovém čerpadle je nutné nastavit, aby byl celkový výstupní tok systémem stejný či alespoň podobný?

Data z měření jsou nejdříve zpracována dle postupu výpočtu fyzikální podobnosti viz. 3.2.1.



Graf 15 Aproximační křivka výtoku vody ze simulátoru pro rigidní hadici o průměru 25 mm při dodržení fyzikální podobnosti

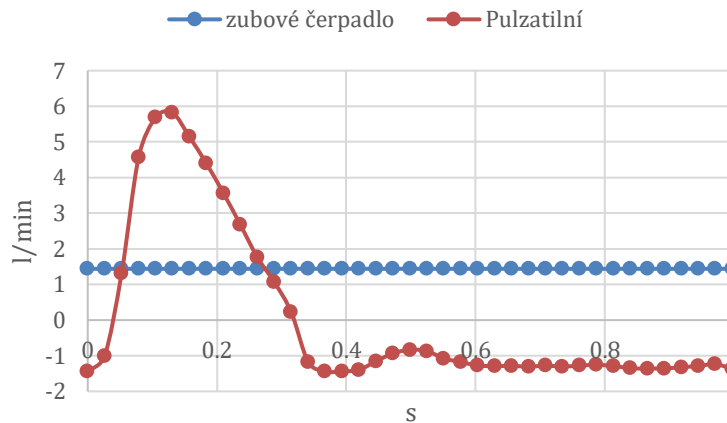
Průtok na zubovém čerpadle je určen střední hodnotou výstupního toku, tj. aritmetickým průměrem diskretních hodnot. Pokud bude tepová frekvence 60 tepů za minutu, platí:

$$Q_z = \frac{1}{1-0} \int_0^1 Q_z(t) dt = \left(\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N Q_i \right), \left[\frac{l}{s} \right]$$

Průtok v diskretních bodech na membránovém čerpadle je dán rovnicí kontinuity v diskretním tvaru:

$$Q_p^{(i)} = Q_v^{(i)} - Q_z$$

Výhodou použití střední hodnoty funkce v případě diskretních hodnot aritmetického průměru, je, že obsahy pod křivkou funkce okamžitých frekvencí v kladné a záporné části se rovnají. Okamžitá frekvence $PPS(t)$ je derivace podle času funkce počtu pulzů $PP(t)$. Funkce pulzů je tudíž integrálem funkce okamžitých frekvencí. Integrací od 0 do 1 s získáme $PP = 0$. Jinými slovy počet pulzů jedním směrem se rovná počtu pulzů směrem opačným. Čerpadlo tak teoreticky může vykonávat periodický pohyb. Vhdné nastavení průtoku zubového a pulzatilního čerpadla je zobrazeno v grafu 16.



Graf 16 Rozdělení výstupního toku na tok ze zubového čerpadla a tok pulzatilním čerpadlem

Rychlost pohybu pístu pulzatilního čerpadla je v daných bodech rovna:

$$v_p^{(i)} = \frac{Q_p^{(i)}}{K},$$

kde K je charakteristický průřez tvaru membrány $K = 0,0018986 \text{ m}^2$. Okamžitá frekvence obdélníkového signálu v daných bodech:

$$PPS^{(i)} = 200 * \frac{v_p^{(i)}}{0,008}$$

Okamžitá délka poloviny periody řídicího signálu pulzů (dále *půlperiody*) v mikrosekundách:

$$halfperiod^{(i)} = \frac{1000000}{2 * PPS^{(i)}}$$

Do řídicího programu je nutné zadat set hodnot požadovaných půlperiod ve formě celých čísel:

$$datahalfperiod[\text{počet hodnot} + 1] = \{x, y, \dots, z\};$$

Dále je nutné zadat set počtů kroků, které musí krokový motor v daném nastavení pulzů učinit. Pro počty kroků platí:

$$datastep^{(i)} = PPS^{(i)} * \frac{1}{\text{počet zadaných hodnot půlperiod}}$$

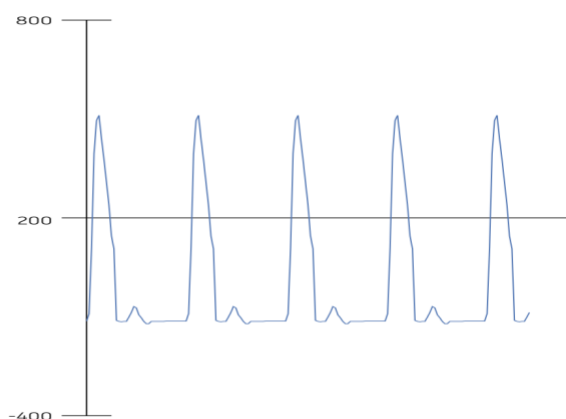
Do řídicího programu se zapisuje set hodnot *počtu kroků* ve formě celých čísel:

$$datastep[\text{počet hodnot} + 1] = \{a, b, \dots, c\};$$

Před nahráním obou setů hodnot je vhodné zkontrolovat, zda je součet počtu kroků nulový:

$$\sum_{i=1}^{\text{počet hodnot}} datastep^{(i)} = 0$$

Pokud počet kroků nulový není a výsledek součtu je v řádu jednotek, bude chyba pravděpodobně způsobena zaokrouhlováním. Následující graf 17 ukazuje simulaci z prostředí Autodesk Tinkercad.



Graf 17 Simulace funkce v prostředí Autodesk Tinkercad

3.6 Test požadované funkce

System je zkoušen na dva odvozené průběhy průtoku. Jsou to sinusový průběh F1 a průběh typický pro aortální proudění s ohledem na fyzikální podobnost F2 viz. 3.5

3.6.1 Suchý test

Pro funkci čerpadla je zásadní, aby konstrukce vedení plnila funkci lineárního pohybu. Po první kompletaci vedení plnilo svou funkci velmi dobře.

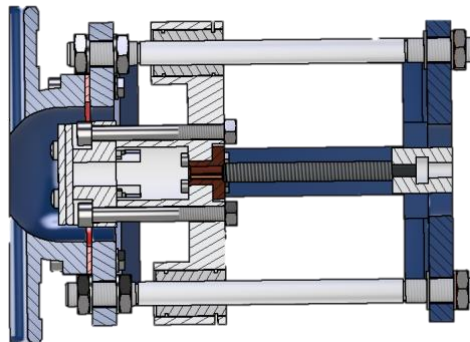
Další krokem byla zkouška a nastavení krokového motoru. Zde nastal problém s vhodným laboratorním zdrojem. Školní laboratorní zdroje, které byly v době testu k dispozici, dosahovaly pouze 30 VDC. Původní návrh obsahoval krokový motor SX23-2727, který dle požadavků

výrobce vyžadoval 48VDC. První testy motoru byly provedeny s laboratorním zdrojem UNI T UTP3335TD o maximálním jmenovitém napětí 32 VDC. Tento krokový motor byl následně nahrazen LDO-42STH47-1684A z důvodu nižšího jmenovitého momentu setrvačnosti, nižší ceny a nároku na napětí.

Po spojení krokového motoru s lineárním vedením a spuštění se objevily nepředpokládané vibrace. Prvním důvodem bylo použití nevhodného napětí. Dalším důvodem vibrací je absence tlumících prvků v konstrukci. Spojení motoru s lineárním vedením bylo obohaceno o pojistné matice s vložkami, které brání demontáži matic při vibracích. Tlumícími podložkami byly vybaveny i matice vedení, kam se vibrace motoru taktéž přenášely a způsobovaly demontáž matic. Třetím důvodem je nevhodné nastavení řídicího programu krokování motoru, jehož částečná optimalizace je předmětem 3.6.1.2. Vibrace lze snížit také nastavením mikrokrokování na driveru motoru. V dalších testech bylo použito základní mikrokrokování 1 tj. 200 kroků na otáčku. Mikrokrokování půjde jednoduše nastavit v ovladači pulzativního čerpadla. Lze jím dosáhnout nižší ztráty kroku ve vyšších rychlostech a tím vyšší přesnosti, avšak za ztráty točivého momentu.

3.6.1.1 Bezpečnostní opatření

Aby nedošlo k proražení komory pístem, nebo naopak k naražení pohybového šroubu do pístu, bylo nutné systém opatřit bezpečnostními pojistkami. V prvním případě je to pojistka čistě konstrukční. Jak je znázorněno na obrázku 31, pohybový šroub není dost dlouhý, aby došlo k proražení komory. Jak je zřejmé z obrázku 31, jednoduše se vyšroubuje z matice pístu a píst zůstane ve volné poloze. Poté je nutné pohybový šroub znovu zatočit do pístu. (Tato funkce je omezena z důvodu použití delších ložisek.)



Obrázek 31 Konstrukční omezení délky pohybového šroubu

Ve druhém případě je to pojistka elektronická. Na konci jedné z vodičích tyčí je spínač, který po dosažení definované polohy sepne a celý systém se zastaví. Vodiče na spínači jsou sice odhaleny, nicméně krátkodobý přímý dotyk s vodiči je naprosto bezpečný. (5 V, 10 mA.)

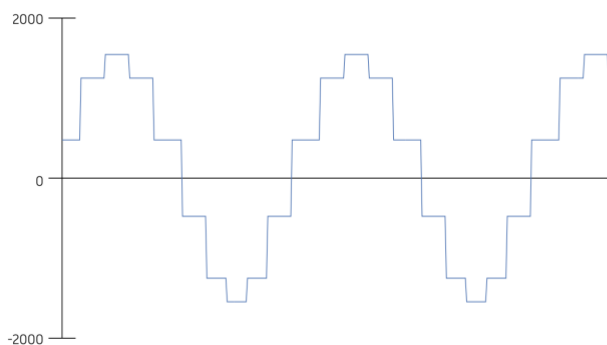
3.6.1.2 Optimalizace programu řízení

Program řízení je napsán jazykem C++ Arduino IDE. Do programu jsou zadány dva sety hodnot, datahalfperiod a datastep viz. 3.5. Logika programu je následující.

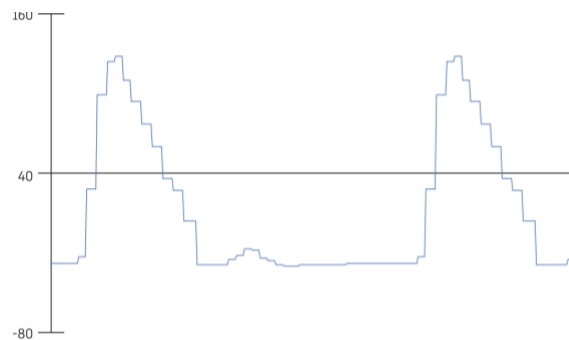
V základní funkci loop() je for cyklus, ve kterém se nejdříve přečtou hodnoty ze zadaných dat. Nasledují podmínky if() pokud je hodnota kroků v dané chvíli kladná motor se otáčí jedním směrem, pokud záporná, otáčí se směrem opačným. Následuje while() cyklus, který probíhá tolikrát, kolik je hodnota kroků. Jak dlouho bude trvat jeden průběh cyklu while() určuje příkaz micros() uložený v podmínce if() uvnitř cyklu while(). Bude trvat přesně jednu *půlperiodu*.

Napsaný kód programu pro simulaci funkce F1 (sinusoida) při nastavení nulového průtoku na zubovém čerpadle je v příloze.

Je zřejmé, že se v programu každá mikrosekunda počítá. Proto musí každý výpočet trvat co možná nejkratší dobu. Pro Arduino existují i knihovny příkazů k ovládání krokových motorů jakými jsou např. AccelStepper.h nebo Stepper.h. Ty se ovšem ukázaly v suchém testu jako nevhodné a bylo nutné je nahradit vlastním programem. Simulace průběhu frekvencí pro obě testované funkce jsou zobrazeny v následujících grafech.



Graf 18 Simulace časového průběhu frekvencí funkce F1 v prostředí Autodesk Tinkercad



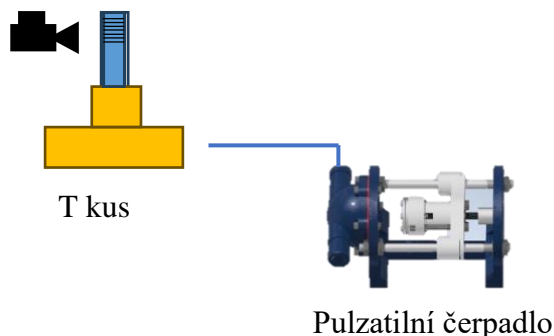
Graf 19 Simulace časového průběhu fyzikálně podobné funkce průtoku aortou F2

3.6.2 Mokrý test

V době mokrého testu nebylo dostupné vhodné zubové čerpadlo. Vzhledem k využití systému by bylo nutné koupit zubové čerpadlo s průtokem 15 l/min, jehož cena je asi 3850 Kč. Proto je k mokrému testu využito následující měření.

Pulzatilní čerpadlo je připojeno k T-kusu. Horní vstup T-kusu je opatřen válcem z injekční stříkačky. Ten slouží jako měřidlo průtoku společně s mobilním telefonem. Při práci pulzatilního čerpadla se periodicky mění hladina ve válci. Objem načerpané kapaliny v komoře čerpadla je roven úbytku kapaliny ve válci. Mobilní telefon snímá obraz frekvencí 60 FPS.

Schéma měřicí trati:



Na následujícím obrázku 32 je znázorněna měřicí trať. K měření byla využita palcová injekční stříkačka s rozsahem 0 ml až 60 ml, která byla uříznuta těsně nad dnem tak, aby nedocházelo k výrazným tlakovým ztrátám. Těsnění systému nebylo dokonalé a docházelo k menšímu uniku, který na měření neměl vliv. Únik byl změřen pomocí odměrného válce stříkačky s výsledkem asi 6 ml/min. (Měření bylo provedeno v rozsahu jedné vteřiny.)



Obrázek 32 Mokry test pulzatičního čerpadla

Následující obrázky 33 a 34 zachycují pohyb hladiny z maxima do minima objemu. Při vyšších rychlostech docházelo k rozmazání snímku. 60 FPS byla dostatečná frekvence vzorkování, aby se dalo určit polohu v charakteristických časech. Videá z měření byla zpracována v programu CAPCUT.



Obrázek 33 Obrázek z měření minimum



Obrázek 34 Obrázek z měření maximum

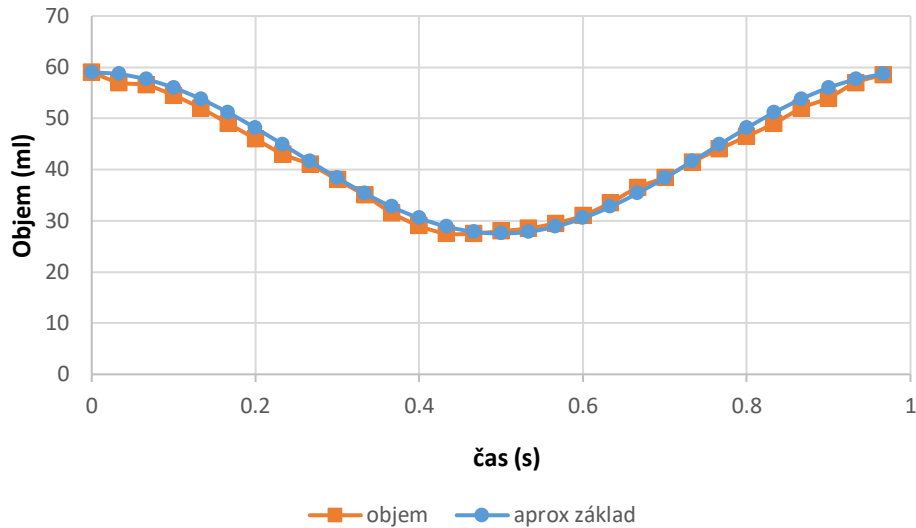
3.6.2.1 Test sinusových funkcí

K simulaci sinusových průtoků jsou využita data získaná výpočtem 3.5.1. Nastavení lze provést pomocí dvou proměnných. Jsou to délka *půlperrody* obdélkového signálu a *počet kroků* viz 3.5. Při snížení délky *půlperrody* roste maximální rychlost *PPS*. Ta určuje maximální průtok. Pokud se délka *půlperrody* zkrátí na polovinu, rychlost v maximumu *PPS* bude dvojnásobná. Pokud má základní funkce periodu T , pak upravená funkce bude mít periodu $T/2$. Tj. dvojnásobnou frekvenci. Zvýšením *počtu kroků* na dvojnásobek se taky dvojnásobně prodlouží perioda výsledné funkce za zachování maximální *PPS* tj. Přibližně maximálního průtoku. Pokud se žádá zvýšit maximální průtok na dvojnásobek za zachování stejné frekvence pulzatility, pak je nutné nastavit délku *půlperrody* na polovinu a *počet kroků* na dvojnásobek. (Vynásobením či vydělením konstantou *půlperrody* či *počtu kroků* je zde míněno vynásobení či vydělení celého souboru dat v řídicím programu. Avšak součet jednotlivých hodnot počtu kroků (s respektováním znamének) v souboru dat musí být nula, aby se zachovala periodická funkce viz. 3.5.)

Průběhy objemů

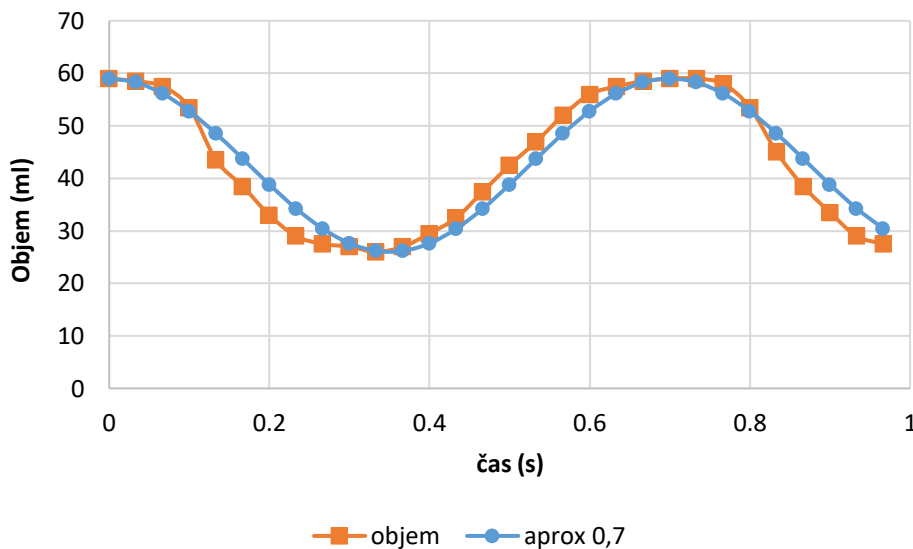
Následující průběhy objemů obsahují vždy dva soubory hodnot. Prvním jsou naměřené hodnoty a druhým je aproximovaná funkce s periodou a amplitudou podobnou naměřeným datům. Z těchto aproximovaných funkcí jednotlivých průběhů objemu lze dále derivací získat funkce průtoků, které jsou uvedeny v další části.

Prvním průběhem objemu je změřený průběh základní funkce nastavení F1 znázorněný na grafu 23. Základní funkce F1 v porovnání s aproximační funkcí $V(t) = \frac{58,5-27,5}{2} * \cos(2 * \pi * t) + 27,5 + \frac{58,5-27,5}{2}$



Graf 20 Měření objemu pro základní funkci nastavení F1

První úpravou nastavení bylo snížení délky půlperiody řídicího signálu. Průběh objemu upravené funkce s 0,7x kratší *půlperiodou* obdélníkového signálu v porovnání s aproximační funkcí $V(t) = \frac{59-26}{2} * \cos\left(\frac{2}{0,7} * \pi * t\right) + 26 + \frac{59-26}{2}$ je zobrazen v grafu 21.

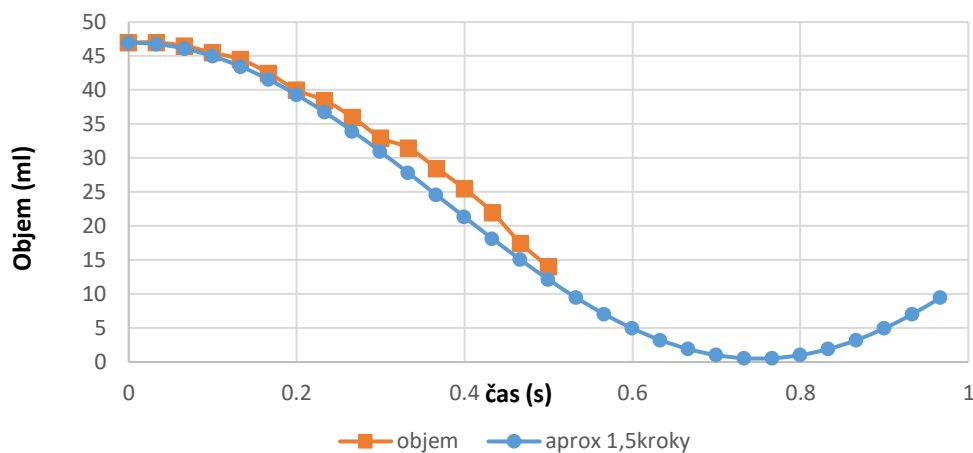


Graf 21 Průběh objemu upravené funkce s 0,7x kratší *půlperiodou*

Dále následovala úprava *počtu kroků*. *Počet kroků* byl nejdříve zvýšen na 1,5násobek původního *počtu kroků* základní funkce.

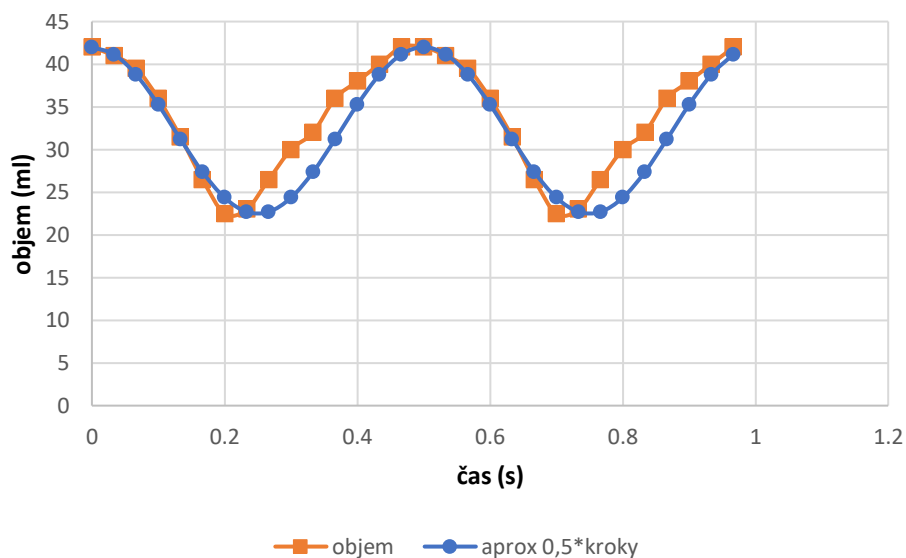
Průběh upravené základní funkce s 1,5x vyšším počtem kroků v porovnání s aproximační funkcí $V(t) = 1,5 * \frac{58,5-27,5}{2} * \cos\left(\frac{2}{1,5} * \pi * t\right) + 47 - 1,5 * \frac{58,5-27,5}{2}$ je znázorněn v grafu 22.

Z důvodu krátké délky měřicího válce byla spodní data mimo rozsah měření.



Graf 22 Průběh upravené základní funkce s 1,5x vyšším počtem kroků

Test pokračoval úpravou *počtu kroků* na polovinu původního *počtu kroků* základní funkce. Průběh upravené základní funkce s 0,5x vyšším *počtem kroků* v porovnání s aproximační funkcí $V(t) = \frac{42-22,5}{2} * \cos\left(\frac{2}{0,5} * \pi * t\right) + 22,5 + \frac{42-22,5}{2}$ je zobrazen v grafu 23.



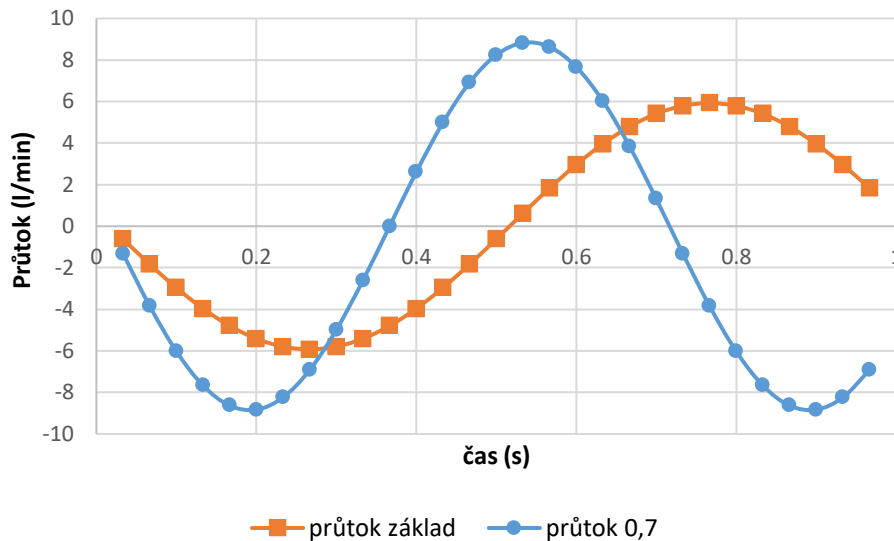
Graf 23 Průběh upravené základní funkce s polovinou původního *počtu kroků* základní funkce

Vliv nastavení délky *půlperiody* a *počtu kroků* – průběhy průtoků

Průtok byl vypočítán derivací aproximovaných funkcí průběhů objemů. V diskrétních bodech lze přibližně vyjádřit:

$$\dot{Q}_{p(i)} \approx \frac{V_{p(i+1)} - V_{p(i)}}{t_{i+1} - t_i}$$

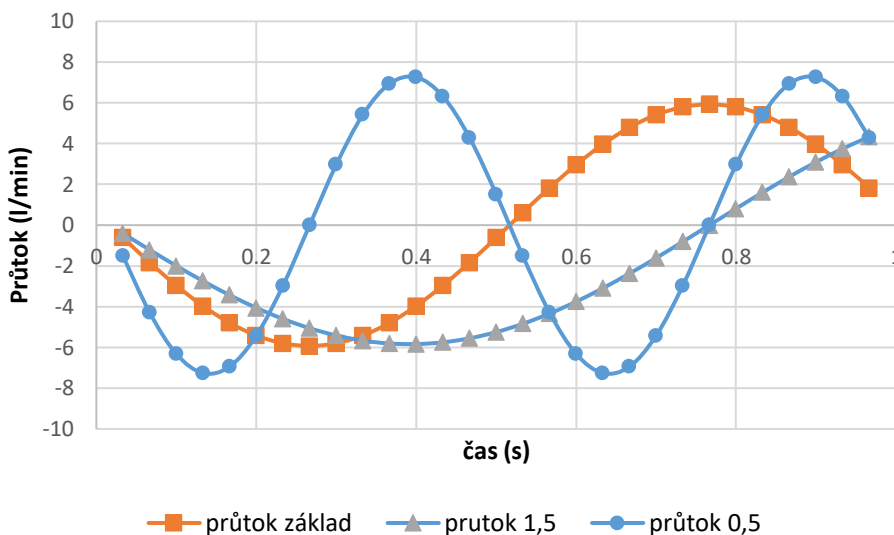
Vypočítané funkce průtoku ze získaných dat pro aproximovanou základní funkci a aproximovanou upravenou funkci s 0,7násobkem délky *půlperiody* obdélníkového signálu je znázorněn v grafu 24.



Graf 24 Průběhy průtoku základní funkce a upravené funkce s 0,7x kratší *půlperiodou*

Jak lze pozorovat v grafu 24 maximum průtoku nastavené základní funkce F1 je přibližně 5,93 l/min. To je přibližně 83% požadovaného maxima. Maximum průtoku upravené funkce je 8,83 l/min. Průtok základní funkce je 67 % průtoku upravené funkce.

Vypočítané funkce průtoku ze získaných dat pro aproximovanou základní funkci a aproximovanou upravenou funkci s 1,5x vyšším počtem kroků a 0,5x nižším počtem kroků je zobrazen v grafu 25:



Graf 25 Průběhy průtoku základní funkce a upravených funkcí s 0,5x a 1,5x počtem *kroků*

Průtok základní funkce tvoří 101,6 % průtoku upravené funkce s 1,5násobkem *počtu kroků*. Rozdíl maxim je jen asi 1,6 %. Avšak, při snížení *počtu kroků* na polovinu vznikl rozdíl

v maximech průtoků. Maximální průtok základní funkce je pouze 81,6 % maxima průtoku upravené funkce. Tento rozdíl je způsoben vlivem setrvačnosti kapaliny.

3.6.2.2 Test pro fyzikálně podobnou funkci průtoku aortálního proudění

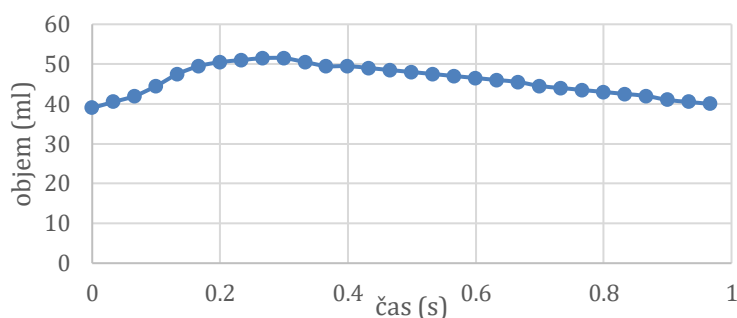
Tabulka naměřených hodnot objemu F2 pomocí programu CAPCUT

t (s)	0,00	0,03	0,07	0,10	0,13	0,17	0,20	0,23	0,27	0,30
V(ml)	39	40,5	42	44,5	47,5	49,5	50,5	51	51,5	51,5

0,33	0,37	0,40	0,43	0,47	0,50	0,53	0,57	0,60	0,63
50,5	49,5	49,5	49	48,5	48	47,5	47	46,5	46

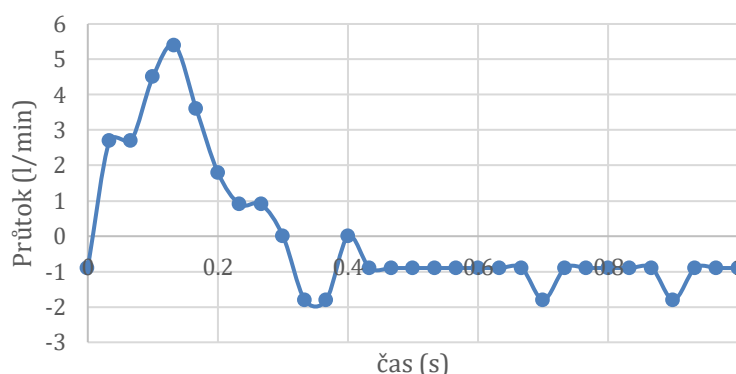
0,67	0,70	0,73	0,77	0,80	0,83	0,87	0,90	0,93	0,97
45,5	44,5	44	43,5	43	42,5	42	41	40,5	40

Prvním krokem testu pro fyzikálně podobnou funkci průtoku aortálního proudění bylo měření objemu v měřicím válci. Stejně jako v 3.6.2.1. Průběh objemu v měřicím válci je zachycen v grafu 26.



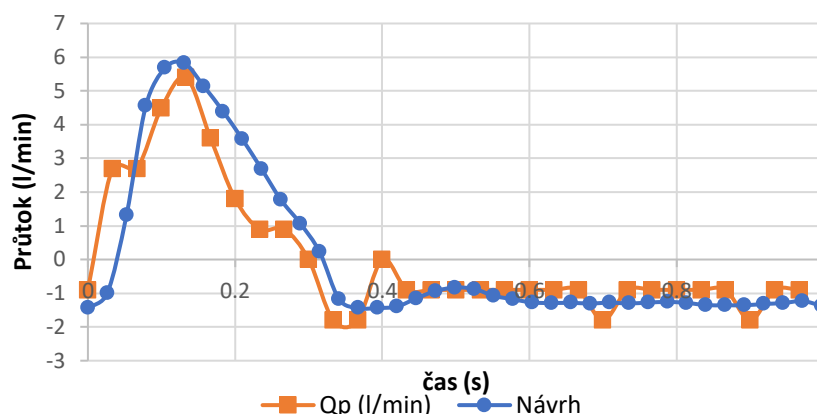
Graf 26 Průběh objemu v měřicím válci

Následně byla data z měření bez aproximace rovnou zderivována a byl zjištěn průtok pulzatilním čerpadlem, jehož průběh je znázorněn v grafu 27. Aproximace v tomto případě nebyla nutná z důvodu názornosti.



Graf 27 Změřený průtok na pulzatilním čerpadle

Tento průtok by měl být fyzikálně podobný průtoku z měření ze studie [30] viz. 3.2.1. V následujícím grafu 28 je možné pozorovat porovnání s upravenými daty ze studie [30], které byly vypočítány v části 3.2.1.



Graf 28 Porovnání dat ze studie se změřeným průtokem na pulzatilním čerpadle

Přesnost zvolené metody je omezená. Systematická chyba měření objemu je 0,5 ml. To je asi 4,2 % z rozsahu měřených hodnot. I přesto ukázala, že čerpadlo je schopno simulovat fyzikálně podobnou funkci průtoku aortou. Odlišnost od žádaného průběhu by mohla být dále snížena optimalizací řídicího programu a zavedením korekčních koeficientů.

3.6.2.3 Výsledky měření

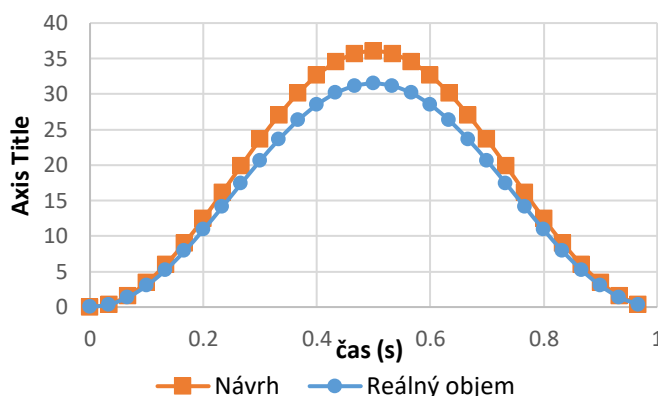
Z výsledných funkcí průtoku je zřejmé, že čerpadlo je schopno simulovat cévní systém s použitím vody jako výchozí kapaliny. Snížením počtu vstupních dat se dá zvýšit maximální frekvence pohybu pístu, která je při 10 hodnotách přibližně 1,42 Hz, Při 20 je to přibližně 0,6 Hz. Modifikace *počtu kroků* je omezená funkční délkou lineárního vedení.

Zvýšením napájecího napětí se může zvýšit přesnost pohybu. Aortální proudění F2 bylo měřeno s 10 VDC, goniometrické funkce s 31,5VDC. Při stejném napájecím napětí na zdroji odebírá motor při nastavení základní goniometrické funkce F1 asi poloviční maximální proud oproti F2.

Stejným způsobem lze modifikovat jakýkoli set nastavených dat *půlperiod* a *počtu kroků*. To je obrovská výhoda oproti jiným vačkovým či klikovým mechanismům.

Při výpočtech bylo uvažováno s membránou ve tvaru komolého kužele. Z následujícího grafu 29 je zřejmé, že reálný objem čerpadla je o 17 % menší oproti návrhu.

Poloha	Teoretický max objem [ml]	Změřený max objem [ml]	Rozdíl [%]
max	37,971	31,5	-17



Graf 29 Průběh objemu v porovnání s žádaným nastavením

Tento chybějící objem lze dorovnat kalibrační konstantou K_{rel} pro kterou platí:

$$K_{rel} = \frac{36,07}{31,5} = 1,2054$$

Pro dorovnání je třeba touto konstantou vynásobit *počet kroků*, aby bylo dosaženo stejného maximálního objemu, a také vydělit délkou *půlperrody*, aby bylo dosaženo stejné rychlosti pohybu.

Výhodnějším řešením z hlediska pohonu je v konstrukci použít kolečka větších průměrů tak, aby se charakteristický průřez rovnal $1,2054 K$ (m^2), kde K je navrhovaný charakteristický průřez membrány ve tvaru komolého kužele. Na základě výpočtů v 3.3.2 lze odvodit:

$$K_{rel} * V_p = K_{rel} * \frac{1}{3} * \pi * h_p * (R^2 + R * r + r^2) = K_{rel} * K * h_p,$$

Za předpokladu, že se větší poloměr R , tj. poloměr u komory nemění, lze odvodit pro optimální poloměr upínacích koleček $r_{optimal}$:

$$K_{rel} * K = \frac{1}{3} * \pi * (R^2 + R * r_{optimal} + r_{optimal}^2)$$

$$\frac{3}{\pi} * K_{rel} * K - R^2 = R * r_{optimal} + r_{optimal}^2 = A$$

Řešením této kvadratické rovnice získáme požadovaný poloměr upínacího kolečka:

$$r_{optimal} = \frac{-R \pm \sqrt{(R^2 + 4A)}}{2}$$

Pro průměr upínacích koleček platí:

$$d_{optimal} = 2 * r_{optimal} = 2 * 25,9675 = 51,935 = 52 \text{ mm}$$

4 Závěr

Široká rešerše týkající se srdce, srdečních náhrad a srdečních onemocnění, přinesla mnoho důležitých informací o dané problematice i nemalou inspiraci ke správné volbě systému simulátoru. Nejdůležitější částí byla studie [30], zkoumající aortální proudění, která tvořila důležitý základ pro odvození funkce průběhu průtoku aortou.

Při hledání vhodného pohonu simulátoru bylo zváženo mnoho dalších variant řešení. Prvním zásadním kritériem byla cena. Druhým pak možnosti výroby. Zde bylo uvažováno pouze s 3D tiskem, soustruhem, řezačkou a ručním nářadím, aby se předešlo případným časovým prodlevám ve výrobě. Tento přístup k návrhu se v práci ukázal jako správný.

Zvolená varianta je relativně levná, a konstrukčně jednoduchá a nabízí mnohem rozmanitější možnosti nastavení průtoku v porovnání s vačkovými či klikovými mechanismy. U vačkových mechanismu by bylo nutné pro různá nastavení průtoku nasadit různé velikosti vaček. Pro různé průběhy různé tvary. Rychlost rotace vačky by sice zvýšila maximum průtoku, ale také frekvenci pohybu. Oproti tomu pohybový šroub nabízí jak změnu rychlosti rotace, tak i maximální výšky zdvihu.

Hlavní cíl práce je splněn. Simulátor dokáže simulovat aortální proudění. V současném stavu pouze pomocí vody. V případě simulace aortálního proudění pomocí látek s vyšší viskozitou by bylo zapotřebí udělat pár konstrukčních změn. Mokrý test ukázal, že maximální frekvence pulzů PPS, při které je motor ještě schopen pracovat bez ztráty kroků je asi 2200 PPS. (pro daný motor je jmenovitá maximální startovací frekvence 2500 PPS). To odpovídá asi 11 otáčkám za vteřinu. Jak ukázaly výpočty v 3.3.2, nároky na maximální rychlost a zrychlení pohonu jdou snížit zvětšením průměru pístu, resp. charakteristického průřezu tvaru membrány. To lze konstrukčně jednoduše vyřešit zvětšením průměru upínacích koleček viz. 3.6.2.3, které drží blánu na pístu viz. 3.4.1 Je třeba mít na paměti, že zvětšením průměru pístu vzrůstají nároky na tažnou sílu, resp. točivý moment pohonu viz. 3.3.2.

Aortální proudění je z hlediska simulace dynamicky nejnáročnější. S postupem do periferních oblastí kardiovaskulárního systému nároky na dynamiku klesají viz. 2.3.4. V perifériích se uvažuje laminární proudění a vlivem elastické funkce cév je jeho rychlost skoro konstantní.

Záměrem konstrukční části bylo vytvořit prototyp čerpadla, který je lehce modifikovatelný a zároveň dostatečně odolný. Tak, aby snesl i nevhodné zacházení v podobě nastavení motoru a případné naražení pístu do komory. Bylo nutné uvažovat několik kroků dopředu, předvídat případné problémy. Při výpočtech a volbě velikosti pístu uvažovat konstrukční možnosti a cenu pohonů. Při konstrukci předpovídat možnosti výroby a budoucí možné modifikace.

Celý proces se neobešel bez chyb. Původním krokovým motorem systému byl SX23-2727, který se v suchém testu prokázal jako nevhodný. Motor byl v době návrhu nejmenší dostupný motor, který dosahoval požadovaného statického momentu. Pro tuto aplikaci měl ale příliš velký moment setrvačnosti. Zde se projevila vhodná konstrukce, uvažující vylepšení. S použitím jednoduchých redukcí z plexiskla byl na systém nasazen nový menší motor LDO - 42STH47-1684A, který má výrazně menší moment setrvačnosti, ale taky hraniční jmenovitý statický moment. V rámci optimalizace pro viskóznější kapaliny by bylo vhodné i tento motor nahradit.

Zjednodušené výpočty tlaku a síly pohonu sloužily jako odrazový můstek k dalším částem práce, nicméně neuvážovaly s elasticitou blány, třením a dalšími vlivy. Proto byla jejich korektnost brána s rezervou a celý systém byl konstruován s velkou bezpečností.

Proces tvorby čerpadla byl kontinuální. Každá předchozí část navazovala na tu následující. S časových důvodů byl na každou část prakticky jeden pokus. A nebylo možné cokoli dlouze testovat a zdokonalovat. Příkladem, kde by si práce zasloužila více času je řízení. Použitý kód není optimalizovaný a jeho samotný výpočet, s ohledem na dynamiku pohybu, trvá příliš

dlouho. Konstrukční možnosti motoru jsou výrazně vyšší, než momentální program dovoluje. V rámci řízení by bylo uživatelsky přívětivější vytvořit aplikaci, která by celý systém ovládala. Aby uživatel nemusel příliš rozumět jazyku C++ a pouze zadal nutná data.

Na rozdíl od simulace harmonické funkce F1, při simulaci aortálního proudění F2 se motor rychle přehřívá. Systém by bylo dobré osadit chladícím systémem a dále redukovat maximální odebíraný proud.

Pohybový šroub s krokovým motorem je pouze levnější varianta lineárního elektromotoru, který by byl pro danou aplikaci z principu nejvhodnější viz. 2.2.1. Návrh a konstrukce takového zařízení by mohl být určitě zajímavý cíl další práce. Z hlediska aplikace by takový systém mohl být použitelný i v případě dynamicky náročnějších průběhů průtoku než se kterými se lze setkat v simulaci průtoku kardiovaskulárního systému.

V rámci přesnosti by bylo vhodné se v dalším postupu vyvarovat použití membrány a nahradit jí klasickým pístem. Tvar membrány je závislý na tlakové diferenci uvnitř a vně. Tvoří tak nepříjemnou proměnou v průtoku, které se celý systém snaží z principu vyhnout. Hlavní výhodou použití dvou objemových čerpadel je jejich jasná čitelnost průtoků z pohybu čerpadel.

Tato práce naprosto splnila veškerá má očekávání. Díky ní jsem si mohl projít klíčové části návrhu nového nevšedního produktu. Zvolit inovativní způsob řešení a nalézat východiska k problémům jednotlivých dílčích částí. S každou částí návrhu jsem se ve své strojírenské praxi setkal poprvé. V rámci omezených možností jsem udělal maximum pro její optimální výsledek.

Seznam použité literatury

- [1] Ministerstvo zdravotnictví, „nzip.cz,“ Praha 2 - Nové Město, 2022.
- [2] KONRÁDOVÁ, Václava, et al. Funkční histologie. 2. vydání. H & H, 2000. 291 s. ISBN 978-80-86022-80-2
- [3] Srdce. (19. 05. 2024). Wikipedie: Otevřená encyklopedie. Získáno 21:40, 22. 07. 2024 z <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Srdce&oldid=23939364>.
- [4] Srdeční revoluce. (15. 06. 2024). ' . 25. 07. 2024 z https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Srde%C4%8Dn%C3%AD_revoluce&oldid=478028.
- [5] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.
- [6] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [7] ČR, Ústav zdravotnických informací a statistiky, „nzip.cz,“ 22 11 2023. [Online]. Available: <https://www.nzip.cz/clanek/1664-epidemiologie-srdecni-selhani>.
- [8] KLENER, Pavel; KLENER, Pavel a HORKÝ, Karel. *Vnitřní lékařství*. Praha: Karolinum, 1994. ISBN 80-7066-867-9.
- [9] Voberková, H „Ischemická choroba srdeční,“ Macromo, Praha, 2023.
- [10] P. Doškář, „9. Kardiomyopatie,“ Nemocnice na Homolce, 2023. [Online]. Available: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-kardiovaskularni-program/11635-kardiologie-kar/informacni-portal-pro-pacienty/9-kardiomyopatie>. [Přístup získán 26 11 2023].
- [11] M KETTNER, Jiří a KAUTZNER, Josef. *Akutní kardiologie*. 4., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2024. ISBN 978-80-271-5189-9.
- [12] S. P. L. L. 2024, „Heart,“ Science Photo Library Limited 2024, 1 2 2023. [Online]. Available: https://media.sciencephoto.com/image/m3320090/800wm/M3320090-Heart_transplant_scar.jpg. [Přístup získán 26 3 2024].
- [13] I. k. a. e. medicíny, „Institut klinické a experimentální medicíny,“ ARSY line, [Online]. Available: <https://www.ikem.cz/cs/kardiocentrum/klinika-kardiovaskularni-chirurgie/onas/co-u-nas-lecime/transplantace-srdce/a-2430/>.
- [14] PIRK, Jan a MÁLEK, Ivan. *Transplantace srdce*. V Praze: Karolinum, 2008. ISBN 978-80-246-1606-3.
- [15] Transmedics, „Transmedic,“ 3 12 2017. [Online]. Available: <https://www.transmedics.com>. [cit 2023 11 24].
- [16] RIEDEL, Martin. *Dějiny kardiologie*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-614-4.
- [17] Cheng, A., Williamitis, C. A., & Slaughter, M. S. (2014). Comparison of continuous-flow and pulsatile-flow left ventricular assist devices: is there an advantage to pulsatility?. *Annals of cardiothoracic surgery*, 3(6), 573–581. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2225-319X.2014.08.24>
- [18] Holman, W. L., Timpa, J., & Kirklin, J. K. (2022). Origins and Evolution of Extracorporeal Circulation: JACC Historical Breakthroughs in Perspective. *Journal of the American College of Cardiology*, 79(16), 1606–1622. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.02.027>

- [19] Papanastasiou, C. A., Kyriakoulis, K. G., Theochari, C. A., Kokkinidis, D. G., Karamitsos, T. D., & Palaiodimos, L. (2020). Comprehensive review of hemolysis in ventricular assist devices. *World journal of cardiology*, 12(7), 334–341. <https://doi.org/10.4330/wjc.v12.i7.334>
- [20] van der Wall E. E. (2010). Mate for the heart: pulsatile or continuous?. *Netherlands heart journal : monthly journal of the Netherlands Society of Cardiology and the Netherlands Heart Foundation*, 18(2), 59. <https://doi.org/10.1007/BF03091737>
- [21] Carmat, „The total artificial heart,“ Carmat, 2022. [Online]. Available: <https://www.carmatsa.com/en/>. [Přístup získán 11 9 2023].
- [22] MNSystems.cz, „Lineární a momentové motory,“ mnsystems.cz, 2 8 2022. [Online]. Available: <https://mnsystems.cz/linearni-a-momentove-motory>. [Přístup získán 2024 5 18].
- [23] VUES Brno, „Lineární motory,“ 22 8 2014. [Online]. Available: https://www.moogbrno.cz/?utm_source=www.vues.cz&utm_campaign=defensive_domain. [Přístup získán 12 5 2024].
- [24] Ř. Kamil, „Krokové motory,“ Robotika.cz, 28 10 2002. [Online]. Available: <https://robotika.cz/articles/steppers/cs>. [Přístup získán 12 5 2024].
- [25] JRT, „KROKOVÉ MOTORY II,“ robodoupe.cz, 14 6 2020. [Online]. Available: <https://robodoupe.cz/2020/krokove-motory-ii/>. [Přístup získán 26 4 2024].
- [26] B. Earl, „All About Stepper Motors,“ Adafruit IO, 26 4 2014. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/all-about-stepper-motors>. [Přístup získán 2 6 2024].
- [27] JEŽEK, VÁRADIOVÁ, ADAMEC. Mechanika tekutin. Vydavatelství ČVUT, Praha 6, 2000
- [28] Nožička, J Termomechanika, Vydavatelství ČVUT, Praha: , 1998.
- [29] Svačinová, J a Hrušková, J „Fyziologie Cévního systému,“ 10 10 2015. [Online]. Available: https://is.muni.cz/www/345402/66012191/Materialy_krevni_tlak.pdf. [Přístup získán 1 12 2023].
- [30] Alastruey, J., Xiao, N., Fok, H., Schaeffter, T., & Figueroa, C. A. (2016). On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics. *Journal of the Royal Society, Interface*, 13(119), 20160073. <https://doi.org/10.1098/rsif.2016.0073>
- [31] M. M. E. Europe, „Zubová čerpadla – definice, funkce a vlastnosti,“ METER MIX® Eastern Europe, 3 5 2024. [Online]. Available: <https://www.meter-mix.com/cs-cz/davkovaci-know-how/zubova-cerpadla/>. [Přístup získán 25 6 2024].
- [32] LEINVEBER, Jiří a VÁVRA, Pavel. *Strojnické tabulky: učebnice pro školy technického zaměření*. Šesté vydání. Úvaly: Albra, 2017. ISBN 978-80-7361-111-8.
- [33] RPIshop.cz, „Arduino UNO rev3,“ RPIshop.cz, 2024. [Online]. Available: https://rpishop.cz/arduino-uno/1356-arduino-uno-r3.html?gad_source=1&gbraid=0AAAAApAQKp1kNKkkmRkuL4_E5SzJ1HKi&gclid=CjwKCAjw2Je1BhAgEiwAp3KY7_fWixTY1wHygkX4tuyZDgr5AkErpnmc-xA_R2jbgd2qcbc1r2g3VxoCW08QAvD_BwE. [Přístup získán 14 6 2024].
- [34] s.r.o., Eclipsa in dratek.cz, „product 1568705211,“ s.r.o., Eclipsa, 2023. [Online]. Available: https://dratek.cz/arduino/7900-driver-pro-krokove-motory-0.2-5a-tb6600.html?_gl=1*1lbk9ik*_up*MQ..&gclid=CjwKCAjwko21BhAPEiwAwfaQCEoDpxEw08wkprUvbf8aXvEq4RnuDV-m3CqT4Tm_Y-rRpPLHKi9bBxoc1xQQAvD_BwE.

Seznam obrázků

Obrázek 1 Stavba stěny srdce [2]	2
Obrázek 2 Schéma lidského srdce [3]	2
Obrázek 3 Přehledné schéma [4]	3
Obrázek 4 p-V diagram levé komory [4]	3
Obrázek 5 Průběh tvorby krevní sraženiny při ateroskleróze [9]	5
Obrázek 6 Grafické znázornění charakteristických znaků dilatační kardiomyopatie [9]	5
Obrázek 7 Schéma podstaty hypertrofické kardiomyopatie [12]	6
Obrázek 8 Transmedics Organ Care System [15]	7
Obrázek 9 Podélná střední stereotomie [12]	7
Obrázek 10 Dodrill-GMR [18]	8
Obrázek 11 Ilustrace VLAD [19]	8
Obrázek 12 Medtronic Heartmate II axiální řez	9
Obrázek 13 Grafické zobrazení [19]	9
Obrázek 14 Medtronic HeartWare [19]	9
Obrázek 15 Carmat Bioprosthetic heart [19]	9
Obrázek 16 Schéma lineárního elektromotoru [22]	10
Obrázek 17 Vinutí krokového motoru [25]	11
Obrázek 18 Konstrukce krokového motoru [26]	11
Obrázek 19 Průběh krevního tlaku a EEG srdce	17
Obrázek 20 Měření průtoku krve pomocí PC-MRI v pěti rovinách zvýrazněných v geometrii aorty [30]	17
Obrázek 21 Konstrukce klasického zubového čerpadla [31]	22
Obrázek 22 Zubové čerpadlo Marco UP3	22
Obrázek 23 Funkce pulzatilního čerpadla	23
Obrázek 24 Lineární vedení bez krokového motoru, Inventor	32
Obrázek 25 Vhodné a nevhodné zatížení 3D tištěného dílu	33
Obrázek 26 Rozpad konstrukce pístu	33
Obrázek 27 Rozpad konstrukce komory	34
Obrázek 28 První složení	34
Obrázek 29 Arduino UNO Rev3 [33]	35
Obrázek 30 Driver YS – DIV268N – 5A [20]	35
Obrázek 31 Konstrukční omezení délky pohybového šroubu	40
Obrázek 32 Mokrý test pulzatilního čerpadla	42
Obrázek 33 Obrázek z měření minimum	42
Obrázek 34 Obrázek z měření maximum	42

Seznam grafů

Graf 1 Převzatá data ze studie [30]	18
Graf 2 Upravená data ze studie [30] pro krev	18
Graf 3 Aproximační křivka výtoku vody ze simulátoru pro rigidní hadici o průměru 25 mm při dodržení fyzikální podobnosti	21
Graf 4 Průběh výšky zdvihu	23
Graf 5 Ilustrativní zobrazení průtoku pulzatilního čerpadla v závislosti na frekvenci pohybu pístu	24
Graf 6 Průběh navrhovaného výstupního toku systému	26
Graf 7 Závislost síly na volbě maximální výšky zdvihu	28
Graf 8 Celková osová síla s vlivem rozdílu tlaku uvnitř soustavy a atmosférického tlaku okolí	29
Graf 9 Průběh otáček	30
Graf 10 Průběh PPS(t)	30
Graf 11 Točivý moment v závislosti na středním průměru šroubu	31
Graf 12 Účinnost mechanismu v závislosti na velikosti středního průměru šroubu	31
Graf 13 Periodický průběh žádaných frekvencí [PPS]	36
Graf 14 Periodický průběh délky půlperiod v čase	37
Graf 15 Aproximační křivka výtoku vody ze simulátoru pro rigidní hadici o průměru 25 mm při dodržení fyzikální podobnosti	37
Graf 16 Rozdělení výstupního toku na tok ze zubového čerpadla a tok pulzatilním čerpadlem	38
Graf 17 Simulace funkce v prostředí Autodesk Tinkercad	39
Graf 18 Simulace časového průběhu frekvencí funkce F1 v prostředí Autodesk Tinkercad ..	41
Graf 19 Simulace časového průběhu fyzikálně podobné funkce průtoku aortou F2	41
Graf 20 Měření objemu pro základní funkci nastavení F1	43
Graf 21 Průběh objemu upravené funkce s 0,7x kratší <i>půlperiodou</i>	43
Graf 22 Průběh upravené základní funkce s 1,5x vyšším počtem kroků	44
Graf 23 Průběh upravené základní funkce s polovinou původního <i>počtu kroků</i> základní funkce	44
Graf 24 Průběhy průtoku základní funkce a upravené funkce s 0,7x kratší <i>půlperiodou</i>	45
Graf 25 Průběhy průtoku základní funkce a upravených funkcí s 0,5x a 1,5x <i>počtem kroků</i> ..	45
Graf 26 Průběh objemu v měřicím válci	46
Graf 27 Změřený průtok na pulzatilním čerpadle	46
Graf 28 Porovnání dat ze studie se změřeným průtokem na pulzatilním čerpadle	47
Graf 29 Průběh objemu v porovnání s žádaným nastavením	47

Seznam tabulek

Tabulka 1 Parametry čerpadla.....	22
Tabulka 2 Závislost dynamických požadavků na volbě výšky a průřezu pístu	28
Tabulka 3 Závislost výsledné osově síly na volbě výšky a průřezu.....	29
Tabulka 4 Výsledné parametry návrhu	29
Tabulka 5 Parametry pohybového šroubu.....	31

Příloha

```
// Zapojeni: je nutné dodržet piny! Kvůli použití registrů v následujícím programu
// ENA-, DIR-, PUL- ----> GND
// ENA+      ----> 8
// DIR+      ----> 3
// PUL+      ----> 6
//POUZE ZÁKLADNÍ PROGRAM BEZ BEZPEČNOSTNÍCH PRVKŮ//
int ENA = 8;
int datahalfperiod[11] = {1047,400,324,400, 1047,-1047,-400,-324,-400,-1047};
//set půlperiod
int datastep[11] = {48, 125, 155, 125, 48, -48, -125, -155, -125, -48};
//set počtu kroků
char count = sizeof(datahalfperiod) / sizeof(datahalfperiod[0])-1;//počet hodnot
unsigned long lasttime = micros();
unsigned long lasttimeinphase = micros();
unsigned long motordelay = 0;
bool motorstate = LOW;
int NOP = 0;
int frek = 0;
int halfperiod = 0;
int NOPin = 0;
int position = 0;
bool i = 0;
int accel = 0;
unsigned long time = 0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  DDRD = B01001000;
  digitalWrite(ENA, HIGH);}
void loop() {
  for (int t = 0; t < count; t = t + 1) //t=t+1
  { halfperiod = abs(datahalfperiod[t]);// __Zde dělení délky půlperiod __//
    NOP = abs(datastep[t]);// _____Zde násobení počtu kroků____//
    //accel = (datahalfperiod[t + 1] - datahalfperiod[t]) / NOP;
    position = position + datastep[t];
    Serial.print(position);//pokud sum(datastep)=0-> position->+-inf//
    Serial.println();
    if (datastep[t] <= 0) {
```



```
NOPin = 0;
while (NOPin < NOP) {
    unsigned long timenow = micros();
    if (timenow - lasttime > halfperiod) {
        lasttime = timenow;
        if (i == 0) {
            PORTD = B01001000;
            i = 1;
            NOPin = NOPin + 1;
            halfperiod = abs(halfperiod + accel);
        } else {
            PORTD = B00001000;
            i = 0;
        }
    }
}
} if (datastep[t] > 0){
    NOPin = 0;
    while (NOPin < NOP) {
        unsigned long timenow = micros();
        if (timenow - lasttime > halfperiod) {
            lasttime = timenow;
            if (i == 0) {
                PORTD = B01000000;
                i = 1;
                NOPin = NOPin + 1;
                halfperiod = abs(halfperiod + accel);
            } else {
                PORTD = B00000000;
                i = 0;
            }
        }
    }
}
```