



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

NÁVRH PERISTALTICKÉHO ČERPADLA A JEHO VÝROBA POMOCÍ 3D TISKÁRNY

DESIGN OF A PERISTALTIC PUMP AND ITS PRODUCTION USING A 3D PRINTER

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Igor Ballo

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jiří Jagoš

BRNO 2021

Zadání bakalářské práce

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

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

Návrh peristaltického čerpadla a jeho výroba pomocí 3D tiskárny

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Peristaltická čerpadla jsou velmi atraktivní řešení v oblastech, kde je nutné vyhnout se kontaminaci mezi kapalinou a částmi čerpadla (např. medicínské aplikace, bioreaktory) [1],[2]. Dále jsou vhodná i pro čističky a továrny na papír, kde kapalina obsahuje i pevnou fázi (např. nečistoty). Největší nevýhodou je přítomnost výrazných oscilací průtoku a tlaku, které jsou většinou nežádoucí a snižují účinnost čerpadla [1],[3]. 3D tisk představuje jednu z možností, jak tyto oscilace minimalizovat (metodou „Trial and Error“) díky velmi flexibilnímu způsobu výroby prototypů.

Cíle bakalářské práce:

1. Rešeršní studie ohledně variant konstrukčního řešení peristaltických čerpadel se zaměřením na biomedicínské aplikace – např. bioreaktory.
2. Zhodnocení konstrukce (vyjma gumové trubice) vzhledem k meznímu stavu pružnosti v okamžiku, kdy je nejvíce zatížena.
3. Návrh a výroba peristaltického čerpadla pomocí 3D tiskárny.

Seznam doporučené literatury:

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

ALLOUSH, M. M. et al. (2019) 'A Novel Pulse Damper for Endothelial Cell Flow Bioreactors', Cardiovascular Engineering and Technology, 10(1), pp. 95–111. doi: 10.1007/s13239-018-00394-y.

FORMATO, G. et al. (2019) 'Fluid-structure interaction modeling applied to peristaltic pump flow simulations', Machines, 7(3), pp. 1–12. doi: 10.3390/machines7030050.

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

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Hlavným zameraním tejto práce je návrh peristaltického čerpadla, a jeho následné zhotovenie pomocou 3D tlačiarne. Návrh vychádzal z podrobnej štúdie konštrukčných riešení peristaltických čerpadiel zameraných najmä na aplikáciu v biomechanike, pričom k tomuto návrhu bol navrhnutý experiment pre lepšiu predstavu momentu, potrebného k správne fungovaniu čerpadla. Z tohto návrhu bol vyrobený prototyp, ktorého výsledky experimentov priniesli nový pohľad na ďalšie návrhy peristaltických čerpadiel vyrobených 3D tlačiarňou.

Kľúčové slová

peristaltické čerpadlo, tlakové pulzácie, flow phantom, biomechanika, 3D tlačiareň

Abstract

The focus of this thesis is the design of a peristaltic pump and its subsequent manufacturing using 3D printer. The design was based on a detailed study of constructions of peristaltic pumps focused mainly on applications in biomechanics, from which was proposed an experiment for better understanding the torque required for the pump to operate properly. From this design a prototype was made, the results of experiments brought a new perspective on other designs of peristaltic pumps made by a 3D printer.

Keywords

peristaltic pump, pressure pulsation, flow phantom, biomechanics, 3D printer

BALLO, Igor. *Návrh peristaltického čerpadla a jeho výroba pomocí 3D tiskárny*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/132294>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Jagoš.

Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som svoju záverečnú prácu vypracoval samostatne, pod vedením Ing. Jiří Jagoše, s použitím odbornej literatúry a zdrojov uvedených v zozname.

V Brne dňa 13.8.2021

Igor Ballo

Pod'akovanie

Rád by som týmto poďakoval svojmu vedúcemu bakalárskej práce Ing. Jířimu Jagošovi za ochotu, odborné rady a čas venovaný mojej práci.

Obsah

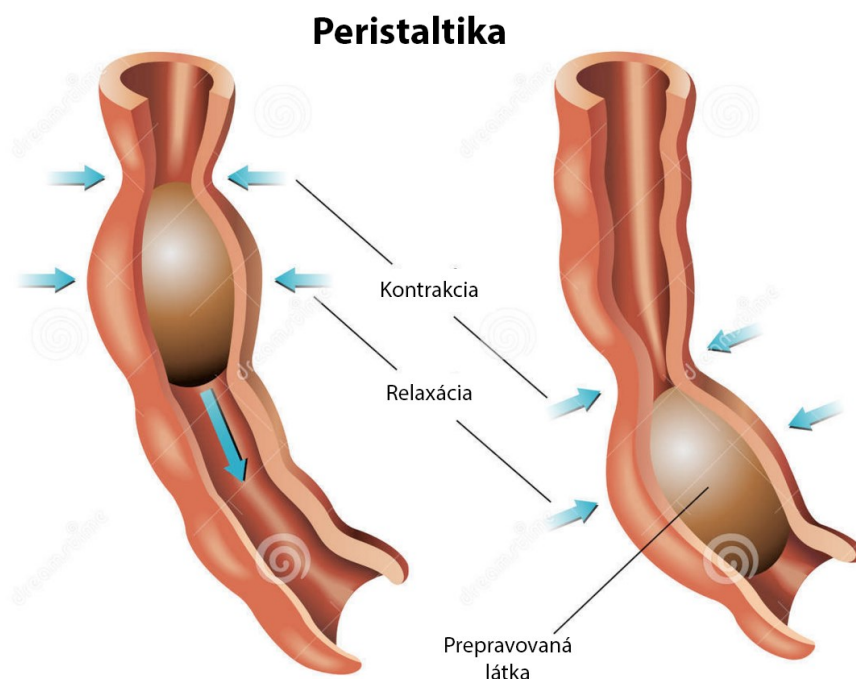
1. Úvod.....	11
2. Peristaltické čerpadlá a ich aplikácie v biomechanike.....	12
3. Konštrukčné riešenia peristaltických čerpadiel	15
3.1 Oklúzia.....	15
3.2 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa princípu fungovania	15
3.2.1 Lineárne peristaltické čerpadlá.....	15
3.2.2 Rotačné peristaltické čerpadlá	16
3.3 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa vlastnosti hadičiek	17
3.3.1 Peristaltické čerpadlá s mäkkou hadičkou.....	17
3.3.2 Peristaltické čerpadlá s vystuženou hadicou	17
3.4 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa konštrukcie rotoru.....	18
3.4.1 Pevné valčeky v symetrickom statore.....	18
3.4.2 Pohyblivé valčeky v symetrickom statore	18
3.4.3 Pevné valčeky v nesymetrickom statore.....	18
4. FDM 3D tlač	20
5. Experimentálne zistenie momentu k prekonaniu tlaku v hadičke	23
6. Prvý prototyp peristaltického čerpadla	28
6.1 Dizajn.....	28
6.1.1 Stator	28
6.1.2 Rotor	29
6.2 3D tlač.....	31
6.3 Pohon peristaltického čerpadla	33
6.4 Výsledok	33
6.5 Defekt prvého prototypu	34
6.6 Pevnostný výpočet kritického miesta prvého prototypu peristaltického čerpadla	36
7. Druhý prototyp peristaltického čerpadla.....	40
7.1 Dizajn.....	40
7.1.1 Stator	40
7.1.2 Rotor	40
7.2 Výsledok	43
8. Záver.....	49
9. Zoznam použitých skratiek a symbolov	51
10. Použitá literatúra.....	52
11. Zoznam príloh.....	55

1. Úvod

Čerpadlá, alebo inak nazývané pumpy, sú neodmysliteľnou súčasťou našich každodenných životov, a aj keď mnohí si to neuvedomujú, väčšina živých organizmov je od nich závislá. Ako príklad si môžeme uviesť ľudské telo, ktoré k správne fungovaniu potrebuje neustály transport hneď niekoľkých látok, typu krv, kyslík, potrava apod. K tomuto transportu nám slúžia orgány, ako napríklad pľúca, srdce alebo tráviaci systém. Pľúca svojim pohybom pri výdychu vylučujú oxid uhličitý, a naopak pri vdychu vťahujú kyslík, ktorý okysličuje krv. Okysličená krv ďalej prúdi smerom do srdca, ktoré ju pumpuje do celého tela, vďaka čomu udržuje ostatné orgány pri živote. Toto všetko by sa nedialo bez potrebnej energie z potravy, ktorú telo prijíma, spracováva a vylučuje cez tráviaci systém.

Rovnako ako v mnohých iných prípadoch sa technika inšpirovala princípmi vyvinutými v prírode, vďaka čomu vznikli umelé čerpadlá, ktoré na rozdiel od organických, pozostávajú z mechanických častí, poháňaných elektrickým pohonom. Jedným z takýchto princípov, využívaných na prepravu látok, uplatnenom aj v tráviacom systéme, je práve peristaltika.

Peristaltika, alebo aj peristaltický pohyb, je pozdĺžna kontrakcia a relaxácia svalov dutých orgánov, ktoré spolu vyvolávajú vlnovitý pohyb, zabezpečujúci transport látok v tele organizmu [1]. Pohyb je znázornený na Obr. 1.1, kde je možné pozorovať, ako sa svaly za prepravovanou látkou zužujú (kontrakcia) a svaly pred prepravovanou látkou rozširujú (relaxácia), vďaka čomu núti látku pohybovať sa v smere tohto vlnovitého pohybu. V ľudskom tele sa peristaltický pohyb uplatňuje napríklad v pažeráku, čreve a močovodoch, ktoré sú zabezpečované hladkými svalmi, ovládanými autonómnou nervovou sústavou [2]. Peristaltické čerpadlá fungujú práve na základe tohto princípu.



Obr. 1.1: Preprava látky pomocou peristaltického pohybu v pažeráku [3]

2. Peristaltické čerpadlá a ich aplikácie v biomechanike

Peristaltické čerpadlá sú zariadenia, ktoré sa používajú na transport veľkej škály tekutín. Vďaka rôznym variáciám tohto čerpadla, ktoré si opíšeme neskôr v tejto práci, vedia nájsť využitie od odpadového, až po lekárske priemysel. Prvýkrát bolo PČ patentované v roku 1855 R. Porterom a J. D. Bradleyom v USA, ale až v roku 1881 ho E. Allen patentoval pre krvnú transfúziu [4].

Princíp fungovania PČ je založený na biológii človeka (viď kap. 1), pričom pohyb kvapaliny je umožňovaný pravidelným stláčaním hermeticky uzavretej hadičky, kedy zvýšený tlak v hadičke indukuje tok kvapaliny, a zároveň v kombinácii s veľkosťou stlačenia hadičky zabraňuje spätnému toku [5]. Medzi jeho výhody patrí spomínaná hermeticky uzavretá hadička, ktorá zabraňuje nie len kontaminácii kvapaliny okolím, ale aj v kontakte korozívnych kvapalín s kovovými časťami čerpadla, a teda ich pomalej degradácii. PČ má schopnosť samo-nasávania, čiže nepotrebuje k tomu žiadne ďalšie metódy, a ak bude bežať na sucho, nepoškodí sa [6]. Rovnako oproti iným druhom čerpadiel je PČ schopné kedykoľvek zmeniť smer toku [5]. Nevýhody však nachádza v opotrebovaní a výmene hadičky, pretože ak sa chce zabezpečiť optimálny chod čerpadla, musí sa čerpadlo s novou hadičkou opäť nakalibrovať. PČ sa používajú v rôznych odvetviach, avšak táto práca je zameriavaná hlavne na ich využitie v biomechanike, kde sa vo veľkom množstve využívajú ako pri in vivo aplikáciách tak aj in vitro štúdiách. In vivo sa PČ napríklad využívajú na transfúziu krvi alebo ako hlavná arteriálna pumpa pri kardio chirurgii [7]. In vitro nachádzajú využitie napríklad pri bioreaktoroch alebo ako súčasť systému „flow phantom“ simulujúceho kardiovaskulárny systém [8], [9].

Bioreaktor je umelá nádrž, v ktorej sa vykonávajú biologické reakcie slúžiace na kultiváciu rastlinných alebo živočíšnych buniek, vírov, mikroorganizmov a pod. [10]. Tieto nádrže sú izolované od vonkajšieho prostredia a tak si zachovávajú svoju vnútornú mikroflóru, kde prebiehajú rôzne biochemické a fyzikálno-chemické procesy typu fermentácia, bunkové delenie a pod. [11]. PČ sa využívajú vďaka svojej hermeticky uzavretej hadičke zabraňujúcej kontaminácii prepravovanej látky, v niektorých typoch bioreaktoroch, ktoré si vyžadujú neustále prúdenie kvapalnej látky k svojej funkcii [9].

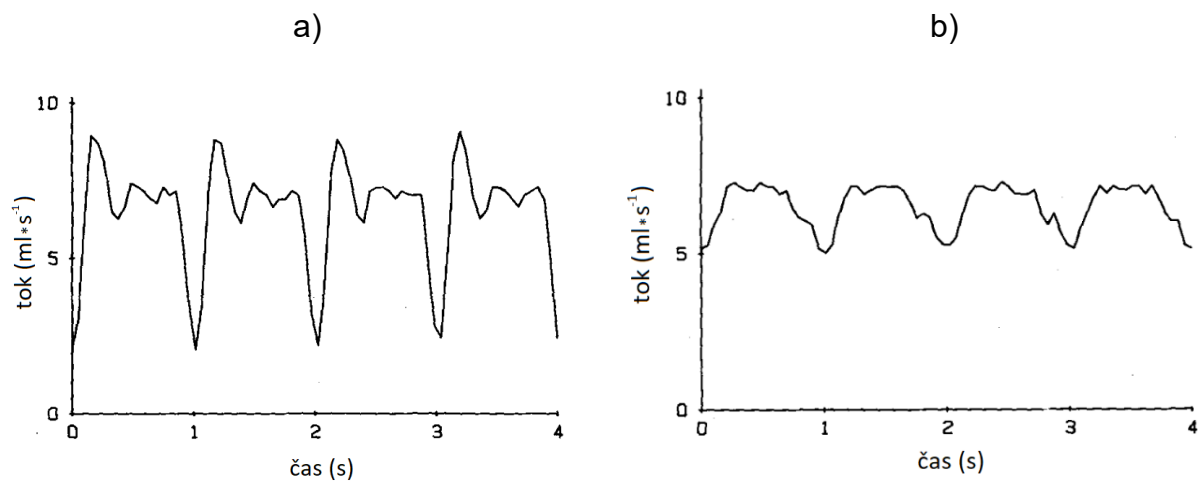
„Flow phantom“ pozostáva z konštrukcie napodobňujúcej časť kardiovaskulárneho systému a kvapaliny, ktorá napodobňuje krv [12]. Tento systém dokáže nasimulovať časť kardiovaskulárneho systému v laboratórnych podmienkach čo prináša výhodu vo vykonávaní experimentov, ktoré by bolo nebezpečné alebo nemožné vykonávať v živom ľudskom organizme. Okrem vykonávania experimentov sa využíva na simulovanie a následné pozorovanie srdcovocievnych ochorení, ako napríklad stenózy, aneurizmu alebo zlyhávajúcich srdcových chlopní, pre ktoré sú následne navrhnuté nové liečebné metódy [8]. „Flow phantom“ sa skladá z dvoch hlavných častí, čerpadla, ktoré simuluje ľudské srdce, ovládané zvyčajne počítačom pre nastavovanie špecifických parametrov, a časti „phantom“, ktorá pozostáva z napodobneniny krvi a napodobneniny mäkkého tkaniva. Výhody tohto systému sa nachádzajú najmä v jeho optickej transparentnosti, reprodukovateľnosti experimentov a pomerne jednoduchšej zmene parametrov systému [12]. Problém pri systéme „flow phantom“

môže vzniknúť pri jeho nedostatočnej imitácii časti kardiovaskulárneho systému, kedy by sa výsledky z daných experimentov nedali aplikovať v ľudskom organizme. Preto je dôležité pred vykonaním experimentu si uvedomiť akú presnosť si dožadujú hodnoty, ktoré sa zisťujú.

Zameraním tejto práce je navrhnutie prototypu PČ tak, aby umožňoval pomocou vhodného softwarového riadenia vytvoriť fyziologickú vlnu a teda napodobniť ľudské srdce. Treba dodať, že toto softwarové riadenie nie je súčasťou tejto práce, nakoľko sa práca zameriava najmä na konštrukciu PČ. Napodobnenie fyziologickej vlny sa ukázalo, že oproti konštantnému toku priaznivo prispieva v in vivo aplikáciách nielen k pooperačnému zotaveniu ale aj celkovo k správnej funkcii životne dôležitých orgánov [13]. V in vitro štúdiách konkrétne pri systéme „flow phantom“, pre presné výsledky, je tiež nevyhnutné napodobnenie fyziologickej vlny pri simulovaní kardiovaskulárneho systému [8]. Pre správne simulovanie fyziologickej vlny je dôležité, aby sa návrh PČ priblížil k výstupným hodnotám ľudského srdca. Konkrétne je dôležité dodržať prietok pohybujúci sa v rozmedzí 4 až 8 L/min, frekvenciu pulzov pohybujúcu sa v rozmedzí 60 až 100 pulzov za minútu a rozdiel tlaku, ktorý musí prekonať s hodnotou okolo 100 mmHg (~13 300 Pa) [14], [15]. V minulosti bolo viacero pokusov dosiahnuť túto fyziologickú vlnu. Medzi takéto pokusy patria práve dve piestové čerpadla hnané jedným mikro-krokovým motorom ukázané v [16], kde tieto čerpadlá úspešne dosiahli požadovaný pulzujúci tok. Avšak ako sa v práci spomína nastavenie hnacieho systému je príliš komplikované a vyžaduje si vysokú presnosť, kvôli čomu bol použitý aj špeciálny mikro-krokový motor. Ďalším úspešným pokusom priblížený v [17] bol dosiahnutý pomocou jednoduchej konfigurácie zubového čerpadla poháňaného krokovým motorom. Táto konfigurácia aj napriek úspešnému napodobneniu pulzujúceho toku dosahuje určité nedostatky v podobe negatívnych vlastností zubových čerpadiel, ktoré sú najmä ich náchylnosť ku kavitácii a možnosť poškodenia častíc transportovanej látky, kvôli čomu nie je ideálna pre in vivo použitie [8]. Zaujímavým pokusom ukázaným v [18] je spojenie zubového a piestového čerpadla dokopy. Kombinácia týchto dvoch čerpadiel funguje tak, že zubové čerpadlo vytvára stály tok, ktorý je vŕhaný do piestového čerpadla, ktoré vytvára oscilačnú zložku tvaru výstupnej vlny toku. Táto konfigurácia vo výsledku dosahuje veľmi presnú fyziologickú vlnu, avšak jej nedostatky kombinujú nevýhody oboch konfigurácií spomenutých pred ňou.

Finálna konfigurácia, na ktorej základoch je postavená táto práca vychádza z modelu nesymetrického peristaltického čerpadla [19]. PČ vo všeobecnosti generujú pulzujúci tok, ktorý sa na konci otáčky náhle zníži. Dôvodom tohto zníženia toku je náhle otvorenie hadičky čerpadla, pričom konfigurácia z [19] tento náhly pokles zredukuje postupným otvorením hadičky, ku koncu otáčky, čiastočným zväčšovaním vnútorného polomeru statora, pričom rotor čerpadla si zachováva rovnakú vzdialenosť od stredu rotácie. Na Obr. 2.1a a Obr. 2.1b je možné pozorovať rozdiel medzi výstupným tokom v klasickom PČ a v PČ s úpravou konštrukcie statora na konci otáčky [19]. Zredukovanie týchto náhlych výchyliek toku prináša výhodu v jednoduchšom regulovaní vlny pomocou riadených otáčok krokového motora. Takýmto spôsobom by sa dala vytvoriť fyziologická vlna, pričom táto konfigurácia by bola vhodná na použitie

ako v in vitro tak aj in vivo štúdiách. Treba podotknúť, že táto konfigurácia simulovala len priebeh výstupného toku a nie tlakovej vlny [19].



Obr. 2.1: Rozdiel medzi výstupným tokom PČ s konštantnými otáčkami a) bez modifikácie, b) s modifikáciou na výstupe [19].

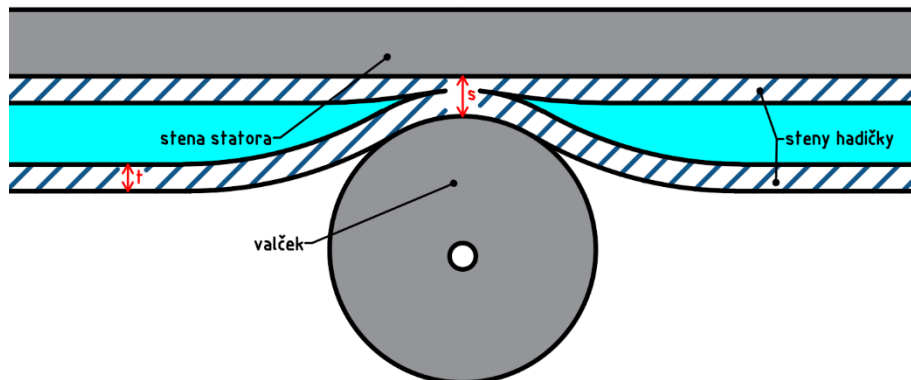
3. Konštrukčné riešenia peristaltických čerpadiel

3.1 Oklúzia

Jedným z kľúčových parametrov PČ je stlačenie hadičky, ktoré sa nazýva oklúzia. Oklúzia je definovaná ako minimálna medzera medzi valčekmi a stenou PČ, ktorá určuje stlačenie hadičky (viď Obr. 3.1). Toto stlačenie ovplyvňuje jej životnosť a celkový výkon čerpadla. Veľké stlačenie hadičky (malá oklúzia) dramaticky znižuje životnosť hadičky, no naopak malé stlačenie (veľká oklúzia) môže spôsobiť zbytočne veľký spätný tok kvapaliny a zmenšiť efektivitu čerpadla. Pre správnu funkčnosť čerpadla je preto veľmi dôležité zvoliť vhodnú veľkosť oklúzie [4]. Oklúzia sa používa teda ako miera stlačenia, ktorá sa udáva zvyčajne v percentách voči dvojnásobku hrúbky steny hadičky [4]. Napríklad 100% oklúzia v praxi znamená, že minimálna medzera medzi valčekom a stenou PČ je rovná dvojnásobku hrúbky steny hadičky, teda steny hadičky sa navzájom presne dotýkajú, bez presahu. Za to 50% oklúzia znamená, že medzera dosahuje hodnoty jednej hrúbky steny a teda hadička sa vplyvom tohto stlačenia čiastočne deformuje. Pre výpočet percentuálnej oklúzie sa používa vzorec (1) [1].

$$y = ((2 \cdot t - s) / (2 \cdot t)) \cdot 100 \quad (1)$$

Kde y je miera oklúzie v percentách, t je hrúbka steny a s je minimálna medzera medzi valčekom a krytom PČ.



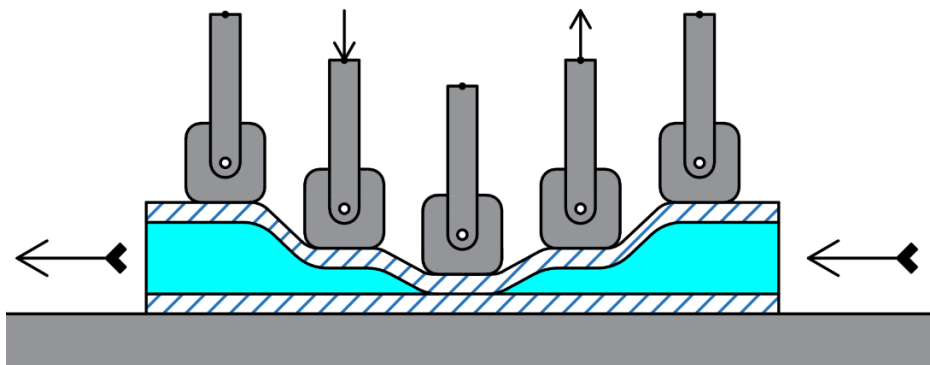
Obr. 3.1: Grafické zobrazenie oklúzie v priečnom reze hadičky, zasadennej v PČ.

3.2 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa princípu fungovania

3.2.1 Lineárne peristaltické čerpadlá

Pre transport kvapaliny je využívaná pružná, dokonale elastická hadička, ktorá je odolná voči častému stláčaniu. Pohyb kvapaliny je realizovaný prostredníctvom kontrakčných vln, ktoré sú zabezpečované rytmicky zladeným stláčaním a uvoľňovaním pružnej hadičky v priamom úseku, na viacerých miestach, čím je kvapalina vytlačaná z hadičky von. Týmto spôsobom sa vytvára peristaltický pohyb (viď Obr. 3.2) [20].

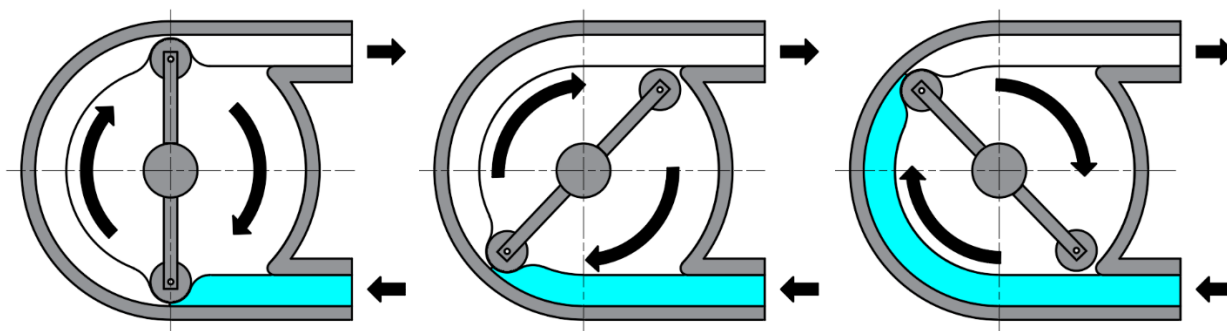
Lineárne PČ, v porovnaní s rotačnými, nepotrebujú valčeky alebo kĺzne kontaktné prvky. Namiesto toho používajú k stláčaniu pružnej hadičky minimálne 3 ramená, a v porovnaní s ostatnými druhmi čerpadiel, sú veľmi efektívne pri práci s tlakovým gradientom pod $-13,3 \text{ Pa}$. V iných prípadoch môžu strácať na efektívite a nahrádzajú ich iné druhy čerpadiel [5], [21].



Obr. 3.2: Lineárne peristaltické čerpadlo.

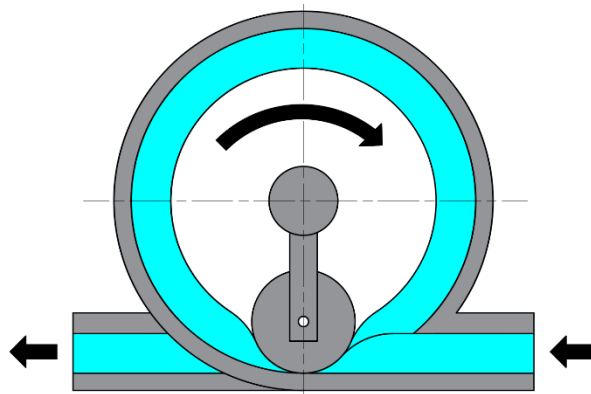
3.2.2 Rotačné peristaltické čerpadlá

Podobne ako lineárne PČ, k preprave kvapaliny využívajú dokonale elastickú hadičku, odolnú voči častému stláčaniu, ktorá v tomto prípade nie je priama, ale kopíruje trajektóriu kružnice. Pohyb kvapaliny je vytváraný rotorom, ktorý sa nachádza v strede čerpadla, na ktorom sú umiestnené valčeky, ktoré stláčajú a uvoľňujú pružnú hadičku. Toto periodické stláčanie hadičky (viď Obr. 3.3) pri každom stlačení spôsobí pretlak pred valčekom a podtlak za valčekom, vďaka čomu núti kvapalinu sa pohybovať v smere rotácie rotora, a tak indukovať tok [22]. Počet rotačných valčekov v rotačných PČ nie je obmedzený hornou hranicou, avšak je obmedzený spodnou hranicou, a to na minimálne jeden valček.



Obr. 3.3: Zobrazenie princípu funkcie PČ.

Tento 360 stupňový dizajn (viď Obr. 3.4) s jedným valčekom prináša výhodu v podobe dĺžky dráhy záberu valčeka, počas ktorej sa dá oproti dizajnu s viacerými valčkami oveľa jednoduchšie regulovať rýchlosť otáčok, a tým lepšie prispôbovať výstupný tlak na čerpadle. Zvýšením počtu týchto valčekov v rotačnom PČ má za následok zníženie rýchlosti toku a zníženú životnosť hadičky, ale za to presnejšie dávkovanie kvapaliny a zníženie tlakovej odchýlky na výstupe [5], [23].



Obr. 3.4: 360 stupňové PČ s jedným valčekom.

3.3 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa vlastností hadičiek

Dôležitou vlastnosťou, ktorá rozlišuje PČ, je materiál z ktorého je hadička vyrobená:

3.3.1 Peristaltické čerpadlá s mäkkou hadičkou

Obsahujú hadičku, ktorá je vyrobená buď zo silikónu, PVC, fluóropolyméru alebo iného polyméru. Typické pre ne je, že sa vyznačujú pomalým, ale presným dávkovaním pri nízkom tlaku okolo 1 baru, ktorý je zabezpečovaný rotorom s nastaviteľným počtom valčiek [23]. Kvôli tomu, že čerpadlo pracuje s nízkym tlakom, netreba čerpadlu silný pohon, preto sú tieto čerpadlá menšie, a zároveň lacnejšie, čo znamená, že sú v praxi oveľa viac rozšírené, než čerpadlá s vystuženou hadicou [5]. Špeciálnym prípadom mäkkej hadičky je hadička s názvom Tygon, ktorá sa dosť často využíva práve v biomechanike. Hadičky s názvom Tygon sa zameriavajú na prepravu veľkej škály kvapalín, kvôli ktorým sa ich chemické zloženie skladá súčasne z niekoľkých vrstiev odlišných materiálov [24]. Fyzikálne vlastnosti a chemickú odolnosť si nevieme zovšeobecniť, pretože každý druh hadičky Tygon ich má odlišné, no spája ich celkovo vysoká odolnosť voči takmer všetkým chemikáliám. Vďaka tejto odolnosti a fyzikálnym vlastnostiam je veľmi častou voľbou ako druh mäkkej hadičky v PČ. Vo všeobecnosti PČ s mäkkou hadičkou okrem biomechaniky nachádzajú využitie aj v potravinárskom alebo farmaceutickom priemysle [23].

3.3.2 Peristaltické čerpadlá s vystuženou hadicou

Obsahujú vystuženú gumenú hadicu, ktorá je vyrábaná na zvládnutie vyšších tlakov až do 16 barov, čo jej umožňuje transport hustejších kvapalín aj s pevnými časťami [5]. Na rozdiel od PČ s mäkkou hadičkou, majú namiesto rotačných valčiek pevné hlavice, kvôli prekonávaniu väčších tlakov, a taktiež ich stator býva naplnený mazivom, aby sa znížil odpor, pôsobiaci na rotor, spôsobený trením [23]. Ich najväčšou výhodou je práca pri vysokom tlaku, čo sa však odzrkadlí vo vysokom nároku na výkon motora, a teda aj vysokej cene. Preto, ak to nevyžadujú dané okolnosti, dáva sa radšej prednosť trubicovým PČ. Využitie nachádzajú hlavne v splaškovom odpadovom priemysle [5].

3.4 Rozdelenie peristaltických čerpadiel podľa konštrukcie rotoru

3.4.1 Pevné valčeky v symetrickom statore

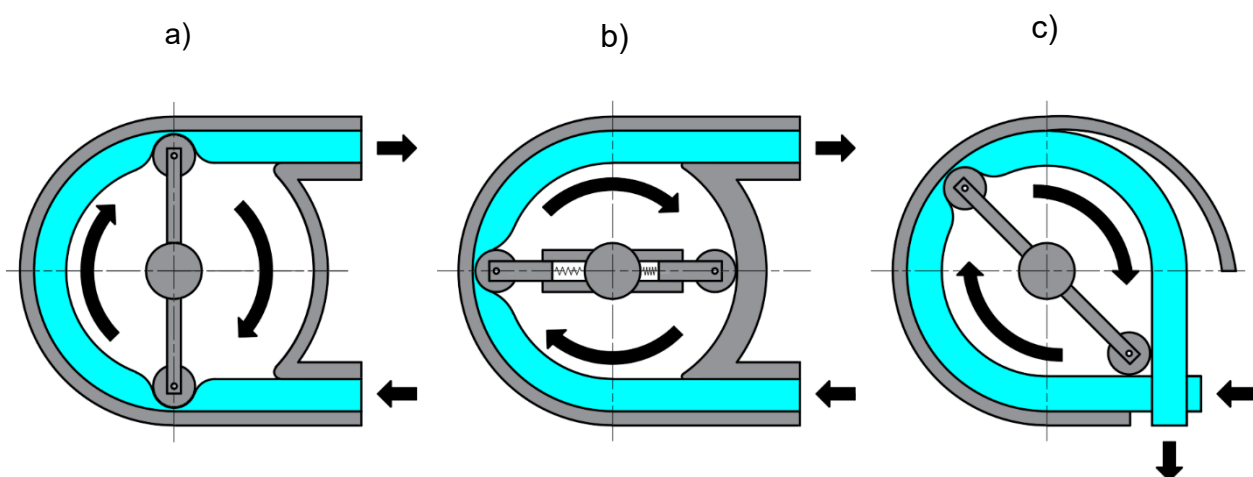
Tento dizajn, zobrazený na Obr. 3.5a, obsahuje symetrický kruhový stator, v ktorého strede sa nachádza rotor s konštantnou vzdialenosťou valčekov od stredu rotácie. Oklúzia sa počas celej rotácie nemení, čo má za následok výrazné nežiadúce oscilácie tlaku, hlavne na vstupe a výstupe čerpadla, kde sa náhle stláča a uvoľňuje hadička [6]. Okrem toho, fixná oklúzia tiež spôsobuje nepravidelné opotrebenie hadičky, zapríčinené tým, že materiál hadičky nie je homogénny. Táto nehomogenita v hadičke spôsobuje to, že hrúbka stien hadičky nie je konštantná, preto prierez s hrubšou stenou sa opotrebuje rýchlejšie, ako prierez s tenšou stenou [23]. Na druhú stranu, v dnešnej dobe sa tolerancie hadičiek dodržiavajú natoľko, že táto nevýhoda sa skôr zanedbáva a berie sa do úvahy len jednoduchosť a efektívnosť dizajnu, ktoré spolu zapríčiňujú veľkú obľubu tohto dizajnu.

3.4.2 Pohyblivé valčeky v symetrickom statore

Alternatívou, voči pevným valčekom, sú pohyblivé valčeky zasadené v symetrickom statore, ktorých rameno spájajúce valček so stredom rotácie mení vzdialenosť počas otáčania. Táto zmena vzdialenosti môže byť dosiahnutá napríklad pružinkou (viď Obr. 3.5b), ktorá si počas celého cyklu rotácie zachováva rovnaký tlak pôsobiaci na hadičku, ktorý závisí od tuhosti pružín [23]. Vďaka tejto pružinke si valček aj napriek rôznym rozmerom hrúbky stien u hadičiek, spomínaných v kap. 3.4.1, zachová stále rovnaký tlak. Tento stály tlak prináša výhodu oproti pevným valčekom v podobe zníženia tlakových oscilácií počas otáčania. Nevýhodou je dôležitosť výberu správnej pružinky, čo v praxi znamená, že pri zvolení príliš tuhej pružinky, bude hadička vystavená príliš veľkému napätiu, ktoré výrazne znižuje životnosť hadičky, a dokonca môže spôsobiť aj plastickú deformáciu, ak prekročí medzu pružnosti [23]. No naopak, pri nízkej tuhosti pružinky, vzniká zbytočne veľký spätný tok, ktorý drasticky znižuje účinnosť čerpadla.

3.4.3 Pevné valčeky v nesymetrickom statore

Podobne ako prvý dizajn aj tento obsahuje valčeky s konštantnou vzdialenosťou od stredu rotácie, ale ako je možné vidieť na Obr. 3.5c, sú umiestnené v nesymetrickom statore. Tento stator je charakteristický tým, že ku koncu rotačného cyklu sa jeho polomer od stredu rotácie konštantne zväčšuje, čiže jeho oklúzia sa nezmení náhle ako v prípade symetrického statora, ale zväčšuje sa postupne, čo má za následok výrazné zníženie výchylky tlaku na konci rotačného cyklu [19]. Okrem komplikovanejšieho statoru, nevýhodu nachádza pri opačnom smere toku, kedy nedosahuje rovnako hladký tlakový priebeh [19].



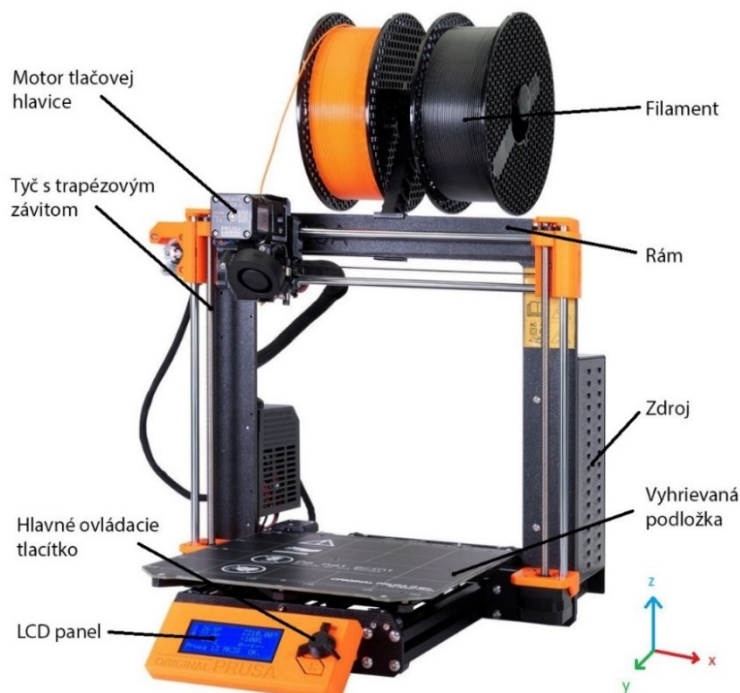
Obr. 3.5: a) pevné valčeky v nesymetrickom statore, b) pohyblivé valčeky v symetrickom statore a c) pevné valčeky v nesymetrickom statore.

4. FDM 3D tlač

Pri výrobe PČ bola použitá metóda 3D tlače, a to konkrétne technológia FDM s modelom 3D tlačiarne pod názvom Original Prusa i3 MK3S, zobrazenom na Obr. 4.1, ktorý bol poskytnutý z ÚMTMB FSI VUT. Táto metóda bola zvolená kvôli rýchlemu a jednoduchému zhotoveniu modelu, ktorý disponoval mechanickými vlastnosťami, spĺňajúce požiadavky pre optimálne fungovania PČ.

FDM technológia (Fused Deposition Modelling) sa v posledných rokoch veľmi rozšírila, hlavne kvôli možnosti jednoduchej 3D tlači aj komplikovaných 3D modelov za pomerne krátky čas. Metóda FDM je založená na úplnom alebo čiastočnom roztavení filamentu v hlavici, ktorá sa skladá z „heateru“, kde sa daný materiál taví [25]. Hlavica sa ďalej skladá aj z trysky, ktorá nanáša daný roztavený materiál na podložku. Pohyb hlavice 3D tlačiarne je zabezpečovaný zosynchronizovanými motorčekmi, pričom hlavica sa dokáže pohybovať v x-ovej a z-ovej ose, kým podložka v y-ovej ose (viď Obr. 4.1) [26]. Podľa geometrie vytváraného modelu sa filament začne nanášať po vrstvách na nahrievanú podložku, kedy po dokončení prvej vrstvy sa hlavica posunie v z-ovej ose a na už nanosený materiál pokračuje v nanášaní ďalších vrstiev, pričom nová vrstva nataveného materiálu sa pri chladení zlúči s pôvodnou, už vychladenou vrstvou. Tento proces sa opakuje, až pokiaľ sa nevytvorí kompletný model, ktorý už nepotrebuje žiadne dodatočné vytvrdzovanie [25].

Filament, alebo drôt, používaný pri tvorbe modelov, nachádzajúci sa v hornej časti tlačiarne (viď Obr. 4.1), môže byť zložený z rôznych kompozitov. Najčastejšie používaný materiál pre 3D tlač je PLA ktorý bol použitý aj pri tlači PČ. Medzi ďalšie používané materiály patria PET-G, ASA, Flex alebo Nylon (viď. Tab. 4.1) [26].



Obr. 4.1: FDM 3D tlačiareň model: Original Prusa i3 MK3S [13]

Tab. 4.1: Porovnanie materiálových vlastností filamentov do 3D tlačiarne [27]

	PLA	PETG	ASA	Flex	Nylon
Maximálne napätie	65 MPa	53 MPa	55 MPa	26 - 43 MPa	40 - 85 MPa
Maximálna pracovná teplota	52 °C	73 °C	95 °C	60 - 74 °C	80 - 95 °C
Hustota	1,24 g·cm ³	1,23 g·cm ³	1,07 g·cm ³	1,21 g·cm ³	1,10 g·cm ³
Cena za kilo	10 - 40 \$	20 - 60 \$	38 - 40 \$	30 - 70 \$	25 - 65 \$

PLA (kyselina polymliečna) je biologicky rozložiteľný materiál, ktorý disponuje veľmi dobrou tvrdosťou a tuhosťou hotového výrobku. Je vhodná, ako pre tlač objemových modelov, tak aj pre tlač drobných modelov, až do 50 mikrónových vrstiev. Medzi jej výhody patrí jednoduchá tlač, model po vytlačení nezapácha, nízka cena a široká škála farieb. Medzi nevýhody sa zaraďuje nízka teplotná odolnosť, kvôli strate mechanickej pevnosti nad 60°C, krehkosť materiálu a nevhodnosť pre vonkajšie použitie, kvôli slabej UV odolnosti [26].

PET (Polyetyléntereftalát) je najviac používaný plast na svete, pričom jeho modifikácia PET-G je priamo upravená na 3D tlač. Písmeno "G" v jeho mene znamená modifikovaný glykol, ktorý sa pridáva k materiálovej kompozícii počas polymerizácie [28]. Materiál PET-G je skvelou voľbou pre mechanicky často namáhané súčiastky a v porovnaní s PLA je pružnejší, menej krehký a dosahuje vyššiu tepelnú odolnosť. Vďaka malej teplotnej rozťažnosti sa nekrúti a dobre drží na podložke. Na druhú stranu je náchylný k poškrabaniu, horšie sa odstraňujú podporné prvky a vznikajú problémy pri premostňovaní, preto sa celkovo neodporúča na tlač malých modelov [29].

ASA (Akrylonitril-styrén-akrylát) obdobne ako PLA je pevný a všestranný materiál, dosahujúci vysokú odolnosť proti nárazu a opotrebovaniu. Disponuje vyššou teplotou tavenia oproti PLA, čo sa taktiež ukazuje na dobrej tepelnej odolnosti, kedy materiál až do teploty 100 °C nestráca mechanické vlastnosti. ASA pôsobí stabilne na UV svetle, takže je vhodný aj na vonkajšie použitie. Negatívum je horšie rozlíšenie detailov, tendencia k deformáciám, nepríjemný zápach počas tlače, a hlavne jeho vysoká teplotná rozťažnosť, ktorá komplikuje tlač u rozmerových modelov [26], [30].

Flex je kombináciou plastu a gummy. Tento materiál sa volí ako náhrada za klasický tvrdý plast, kde potrebujeme nie len silný materiál, ale taktiež aj pružný a elastický charakter. Medzi jeho výhody patrí tiež minimálne zmršťovanie a odolnosť proti oderu, ktorá je ideálna napríklad pre tlač krytu na mobil. Tieto výhody so sebou nesú radu komplikácií v podobe vyššej ceny materiálu, nižšej rýchlosti tlače, náročnejšiemu zavádzaniu filamentu do „extrúderu“ a náročnejšej príprave na tlač [31].

Nylon odkazuje na skupinu plastov známych ako polyamidy. Jeho hlavnými vlastnosťami sú vysoká pevnosť, húževnatosť a chemická odolnosť, vďaka čomu sa využívajú na mechanicky často používané modely. Tento materiál je charakteristický tenkými flexibilnými vrstvami, medzi ktorými je vysoká adhézia. Nylon je hygroskopický, čo komplikuje náročnosť skladovania a tlače. Pri tlači vznikajú hladké lesklé povrchy, avšak to si vyžaduje, aby nylonové vlákno bolo suché. V opačnom prípade začnú vznikať nechcené bubliny na materiáli. V porovnaní s PLA je Nylon tvrdší a odolnejší voči chemikáliám s vyššou pracovnou teplotou, avšak jeho nižšia tuhosť, pevnosť a hlavne hygroskopické vlastnosti mu bránia v širšom užití v priemysle [26], [32].

5. Experimentálne zistenie momentu k prekonaniu tlaku v hadičke

Tento experiment sa zaoberá zistením približného momentu, ktorý potrebuje krokový motor pre pretlačenie odporu hadičky a hydrostatického tlaku spôsobeného vodným stĺpcom. Vďaka tomuto experimentu získame lepšiu predstavu o zaťažení krokového motora pri prototypoch PČ, ktoré si ukážeme v nasledujúcom pokračovaní tejto práce. Pre tento pokus bol zvolený zjednodušený model, ktorý zobrazuje spodnú časť statora rotačného PČ s rotorom, obsahujúci jeden valček (viď Obr. 5.1), realizovaného pomocou 3D tlačiarne. Táto špecifická časť je stredobodom záujmu najmä preto, lebo v tejto najnižšie položenej časti rotora pôsobí pri natlakovanej hadičke najväčší hydrostatický tlak od vodného stĺpca, a teda rotor potrebuje najväčší moment k prekonaniu tohto tlaku. Tento experiment bol vykonaný, ako s prázdnu hadičkou, tak aj s natlakovanou hadičkou pre zistenie percentuálnej zložky momentu potrebného čisto len na prekonanie odporu od hadičky.

Stator sa okrem svojej hlavnej časti skladá aj z vymeniteľnej plôšky, vďaka ktorej je možné podľa potreby upravovať oklúziu, vytlačením novej plôšky, s inými rozmermi. Rameno rotora bolo navrhnuté z dvoch častí, ktoré zapadnutím do seba uzatvoria hriadeľ, na ktorom je uložený rotačný valček s dvomi guľôčkovými ložiskami, ktoré zabezpečujú minimálne trenie pri rotácii valčeka. Rotor je uložený na hriadeli, ktorý prechádza vrchnou časťou statora, na ktorého úplnom konci je predpripravená diera o priemere 10 mm pre uloženie ramena. Toto rameno je náhradou za krokový motor, na ktorom pri aplikovaní závažia do určitej vzdialenosti vznikne moment, potrebný pre rotáciu rotora.



Obr. 5.1: Testovacie zariadenie.

Keďže rameno, na ktoré sa aplikuje závažie, bolo príliš nízko od zeme a závažie by sa priamo dotýkalo zeme, bol navrhnutý systém prenosu sily cez lano a pevnú kladku (viď Obr. 5.3a). Obdobne ako v rotačnom valčeku pri rotore, sa kladka skladá z hriadeľa, na ktorého koncoch sú diery pre prichytenie lana. Vonkajší polomer kladky, na ktoré sa navíja lano dosahuje hodnotu 22,5 mm a na Obr. 5.3b nesie označenie r_k . Samotná kladka je uložená na dvoch guľôčkových ložiskách, pre ktoré bola na kladke z oboch strán navrhnutá diera pre ich uloženie.

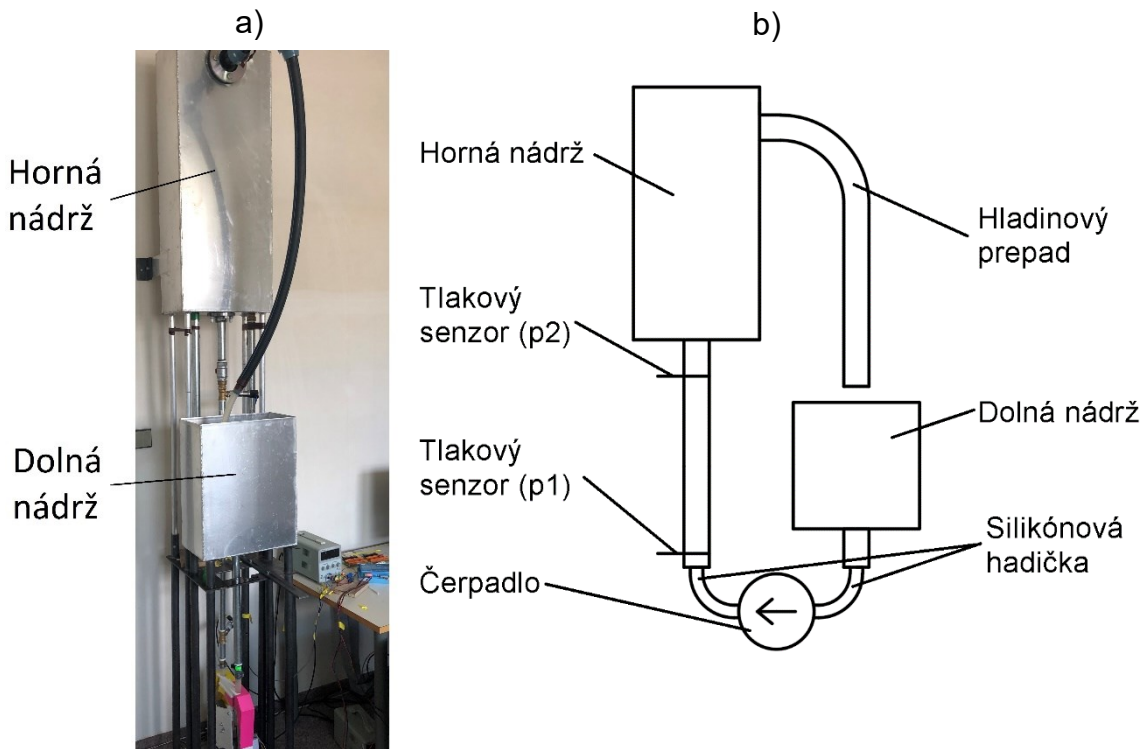
Sústava, v ktorej prebiehali pokusy, nielen pre experiment ale aj pre testovanie prototypov, bola tvorená z dvoch nádrží s vodou, hadičkou spájajúcou tieto dve nádrže, hladinovým prepacom, tlakovými senzormi (p_1 a p_2) a samotným testovacím zariadením (čerpacom) uloženom v najnižšom bode sústavy (viď Obr. 5.2a). Pre potreby meraní sa dokáže dosiahnuť v hornej nádrži vyšší vodný stĺpec ako v dolnej nádrži a teda simulovať rovnaký tlak aký musí prekonať ľudské srdce (viď kap. 2). Konkrétne hovoríme o prekonaní rozdielu vodného stĺpca o výške 1,36 m, ktorý bol dopočítaný z upravenej rovnice pre výpočet hydrostatického tlaku (2).

$$h = \frac{p}{g \cdot \rho} \quad (2)$$

Kde p je tlak o hodnote 100 mmHg ($\sim 13\,300$ Pa), ρ je hustota vody o hodnote $997 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, g je tiažové zrýchlenie na Zemi s hodnotou $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ a h je výsledná výška vodného stĺpca.

Po prekonaní tohto tlaku a začatí prečerpávania vody do hornej nádrže slúži hladinový prepac (viď Obr. 5.2b) na to aby transportoval prečerpanú vodu do dolnej nádrže a udržal konštantnú hladinu. V sústave sú umiestnené dva snímače tlaku, ktoré sú umiestnené pod hornou nádržou. Kvôli tomu, že PČ indukuje neustálený tok je pre zistenie tohto toku nutné použiť metódu tlak-čas, tiež známu ako Gibsonova metóda. Gibsonova metóda je určená integráciou rozdielu statických tlakov medzi týmito dvomi snímačmi tlakov vyvolanou prúdením, ktoré indukuje PČ. Aby bolo možné aplikovať túto metódu treba uvažovať, že kvapalina je nestlačiteľná s konštantnou hustotou ($997 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$), pričom potrubie sa uvažuje tuhé a jeho deformácie sú zanedbateľné. K použitiu tejto metódy je tiež dôležité brať do úvahy aj hydraulické straty spôsobené trením, ktorých konštanta bola určená pomocou hmotnostnej metódy. Meranie nestacionárneho prietoku za použitia Gibsonovej metódy nie je súčasťou tejto práce a bolo vykonávané odborným pracovníkom ÚMTMB.

Typ elastická hadička použitej v sústave, ako súčasť testovacieho zariadenia a neskôr aj prototypu, bola zvolená silikónová hadička s vonkajším priemerom 26 mm a vnútorným priemerom 20 mm, ktorá je produktom firmy MERCI s.r.o. Ako nasvedčuje názov, hadička je vyrobená zo silikónu, ktorý zvláda teploty od $-50 \text{ }^\circ\text{C}$ do $+180 \text{ }^\circ\text{C}$. Hadička je transparentná a jej povrch je hladký.



Obr. 5.2: Testovacia sústava a) fotka, b) schéma

Vytlačené a opracované súčiastky z 3D tlačiarne boli poskladané, a následne umiestnené pod nádrže s vodou, kde bolo nasunuté na hadičku testovacie zariadenie a rotor, umiestnený tak, aby bol kolmo na zem. Z druhej strany testovacieho zariadenia bola do diery na hriadelí rotora umiestnená hliníková trubka o priemere 10 mm, ktorá pôsobila ako rameno. Trubka bola umiestnená tak aby z jednej, aj druhej strany mala rovnakú vzdialenosť a teda bola v rovnováhe. Na toto rameno do vzdialenosti 0,4 m bolo uviazané lano, na ktorého konci bolo pripevnené závažie. Toto lano prechádzalo cez pevnú kladku, ktorá bola zavesená na kostre nádrže s vodou. Ako závažie slúžila nádoba, ktorej hmotnosť sme zvyšovali postupným prilieváním vody pomocou striekačky. Pre merania s natlakovanou hadičkou bol vytvorený vodný stĺpec s výškou 1,36 m.

Pre bližšie pochopenie nasledujúcich výpočtov bola vytvorená schéma s uvoľnením jednotlivých telies (viď Obr. 5.3b). Rotačná väzba A znázorňuje hriadeľ, na ktorom je umiestnený rotor zariadenia, pričom moment M znázorňuje potrebný moment vynaložený na to aby rotor prekonal hydrostaticky tlak a odpor hadičky. Väzba B je lano pripevnené na konci ramena r_t telesa 2, ktoré prechádza cez pevnú kladku o polomere r_k , na ktorého konci je umiestnené závažie. Zvyšovaním hmotnosti závažia sa snažíme dosiahnuť taký moment, ktorý sa vyrovná momentu M . Označenie C nesie posuvná väzba, ktorá v reálnom experimente nebola realizovaná z obáv vzniknutia ďalšieho nepriaznivého trenia, ale v teoretickom modeli sa môže aplikovať z dôvodu, že do nádoby bola prilievaná kvapalina len za pokoja a teda jediný pohyb vznikol v ose y .

Tab. 5.1: Namerané výsledky momentov z experimentu

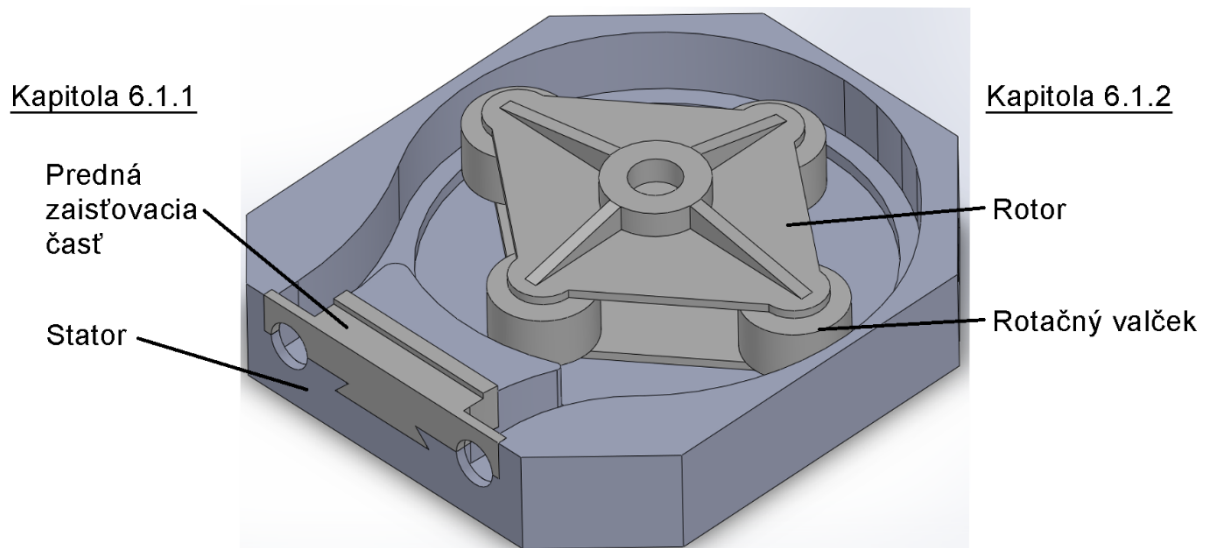
	Merania pre rotor s jedným valčekom			Aritmetický priemer meraní	Odhadovaný moment pre rotor s dvomi valčkami
	1.	2.	3.		
Prázdna hadička	0,432 Nm	0,428 Nm	0,424 Nm	0,428 Nm	0,856 Nm
Natlakovaná hadička	0,538 Nm	0,545 Nm	0,542 Nm	0,542 Nm	0,97 Nm

Tento experiment bližšie priblížil, aký minimálny moment musí vyvinúť krokový motor pre správne fungovanie prototypu PČ, na ktoré sa táto práca zameriava. Dopočítané výsledky meraní sú zobrazené v Tab. 5.1, pričom z daných výsledkov vyplýva, že na prekonanie odporu hadičky sa využíva až 79% celkového točivého momentu krokového motora. Toto zistenie poukazuje na nutnosť vybratia dostatočne poddajnej hadičky od, ktorej by sa vyvíjal aj menší nárok na pohon PČ. Dôležitou zmienkou je fakt, že experiment bol navrhnutý, oproti návrhu PČ, iba s jedným valčekom, kvôli zjednodušeniu meraní. Pre návrh PČ s dvomi valčkami bol urobený odhad, ktorý vychádza z nasledujúcich úvah. Pre odpor trením hadičky bol uvažovaný dvojnásobok experimentálneho zistenia, kvôli faktu, že PČ obsahuje dva valčeky, a teda aj jeho potrebný moment by musel byť dvojnásobný. Za to hydrostatický tlak od vodného stĺpca aj napriek dvom valčekom vždy pôsobil práve na jeden valček a preto táto hodnota by ostala rovnaká aj ako v prípade testovacieho zariadenia s jedným valčekom. V konečnom výsledku odhadovaný moment pre krokový motor PČ s dvomi valčkami pre prázdnu hadičku by činil 0,856 N·m (dvojnásobok hodnoty prázdnej hadičky pre jeden valček) a pre natlakovanú hadičku 0,97 N·m (hodnota 0,856 N·m navýšená o rozdiel medzi meraniami s natlakovanou a prázdnu hadičkou). Avšak tieto hodnoty slúžia len orientačne a v realite bude nutné zvoliť krokový motor čiastočne predimenzovaný, kvôli možnému vynechaniu krokov. Toto vynechanie krokov nastáva v prípade, keď záťaž na rotore je väčšia než krokový motor dokáže zvládnuť, čo má za následok vynechanie krokov. Ďalším dôvodom pre voľbu čiastočne predimenzovaného krokového motora je možné zvýšenie potrebného momentu dôsledkom výrazného zvýšenia otáčok rotora, pretože je snahou modulovať výstupný pulz tak aby sa čo najviac približoval fyziologickému pulzu, a to pomocou riadených otáčok (viď kap. 2). Nepresnosti vzniknuté pri vykonaných experimentoch boli najmä dôsledkom trenia medzi hriadeľom rotora a statorom testovacieho zariadenia. Toto konkrétne trenie bolo však zredukované na minimum vďaka aplikácií grafitovej vazelíny.

6. Prvý prototyp peristaltického čerpadla

6.1 Dizajn

V nasledujúcom pokračovaní tejto práce je potrebné pri výbere dizajnu PČ, zobrať do úvahy nie len výhody a nevýhody daných rozdelení, ale aj schopnosť realizácie daného návrhu. V závislosti na to, bol zvolený dizajn rotačného PČ s dvomi pevnými valčekmi, zasadenými v nesymetrickom statore s mäkkou hadičkou, ktorý sa dá vďaka svojej praktickej konštrukcii jednoducho vytlačiť na 3D tlačiarňi (viď Obr. 6.1). Pevné rotačné valčeky, zasadené v nesymetrickom statore, ktorého vnútorný priemer steny sa ku koncu otáčky zväčšuje, zabezpečujú oproti symetrickému dizajnu statora zmenšenie nechcených tlakových výchyliek na výstupe čerpadla (viď Obr. 2.1a a Obr. 2.1b). V porovnaní s pohyblivým valčekom je tento dizajn oveľa jednoduchší a ľahšie realizovateľný, práve kvôli absencii pružín, ktoré by vyžadovali ideálnu tuhosť voči hadičke (viď kap. 3.4.2). Keďže pri meraniach pracujeme len s vodou pri nie vysokom tlaku, pre naše čerpadlo je vhodná mäkká hadička, ktorá v kombinácii s rotačnými valčkami, znižujúcimi odpor trením, znižujú nárok na výkon motora. Na Obr. 6.1 je zobrazené aj rozdelenie jednotlivých častí PČ pod jednotlivé kapitoly.

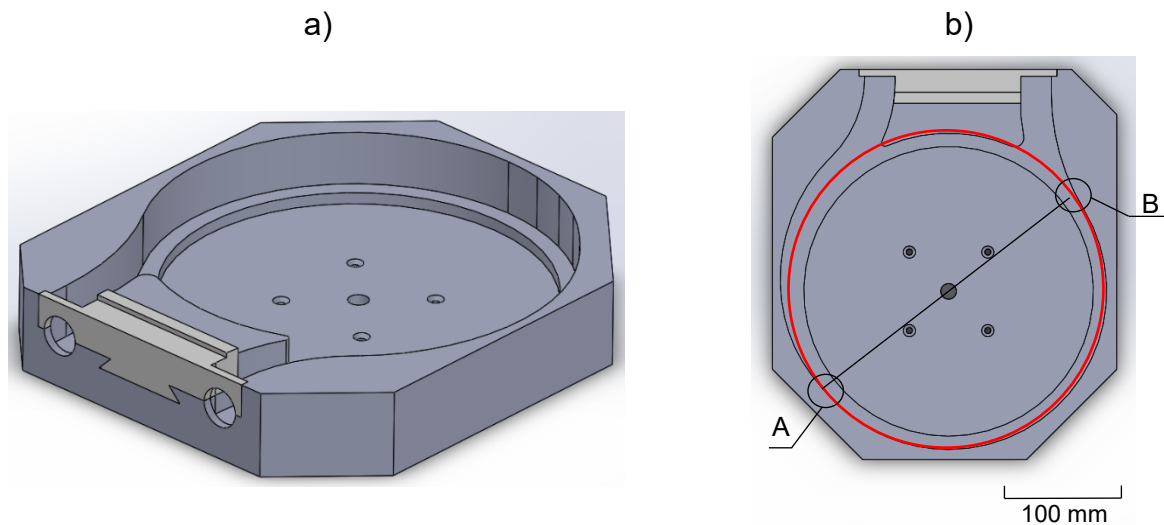


Obr. 6.1: Model prvého prototypu PČ.

6.1.1 Stator

Pre stator PČ, zobrazeného na Obr. 6.2a, bol zvolený nesymetrický dizajn s najmenším vnútorným polomerom 140 mm. Pojem „najmenší polomer“ bol použitý preto, lebo 45° za jeho najnižšou časťou otáčky v smere hodinových ručičiek sa polomer vnútornej steny začína pravidelne zväčšovať, až ku koncu otáčky, kedy polomer jeho vnútornej steny od stredu je dostatočne veľký na to, aby sa rotor hadičky vôbec nedotýkal. Miesto začiatku zväčšovania polomeru bolo zvolené tak, aby zabránilo vzniku zbytočne veľkého spätného toku, preto sa v hadičke začne zväčšovať oklúzia (v bode A viď Obr. 6.2b) práve vtedy, keď druhé aktívne rameno rotora dosiahne pri vstupe hadičky do čerpadla najmenšiu oklúziu (v bode B viď Obr. 6.2b). Veľkosť statora priamo súvisela so silikónovou hadičkou (viď kap. 5), ktorá mala tendenciu sa pri malom polomere ohybu zalamovať. Toto zalamovanie by malo negatívny dopad na funkčnosť čerpadla, a preto celkové rozmery statora dosahovali

hodnoty až 305 x 345,5 x 60 mm. K statoru PČ bola navrhnutá aj predná zaistovacia časť vid' Obr. 6.1, ktorá uzatvárala hadičku v statore, a tak zabezpečovala ľahšiu montáž a demontáž čerpadla.

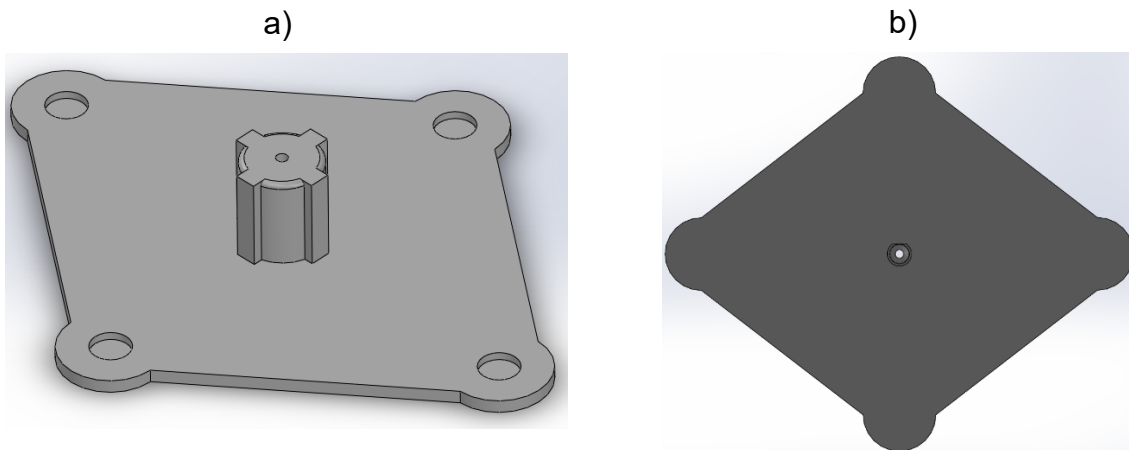


Obr. 6.2: a) Hlavný pohľad a b) Pohľad z hora na prvý prototyp nesymetrického statora.

6.1.2 Rotor

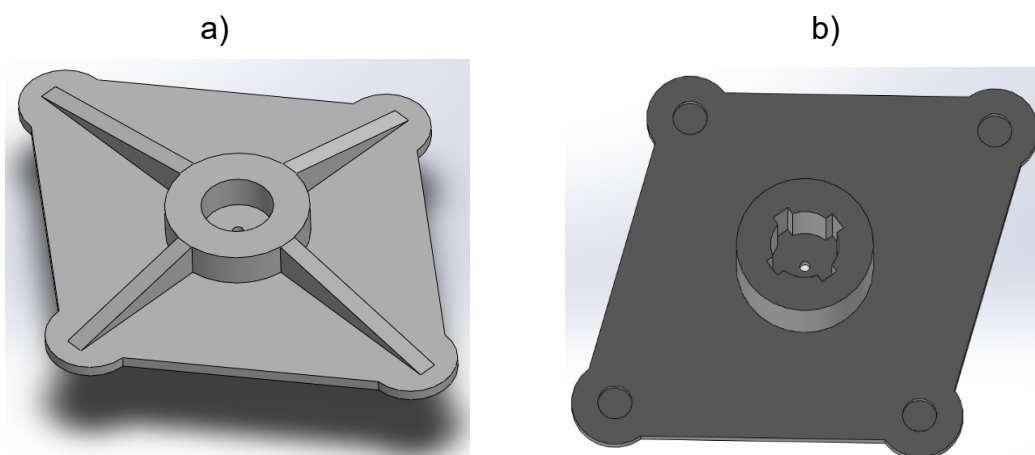
Rotor PČ má štyri ramená, z ktorých dve sa nazývajú „aktívne“, pretože sa aktívne podieľajú na transporte kvapaliny, a teda stláčaniu hadičky. Ostatné dve sa nazývajú „pasívne“ alebo aj „vodiace“, ktoré zabezpečujú, aby sa hadička opierala o stenu statora a zachovávala rovnaký tvar počas celej otáčky čerpadla. Polomer aktívneho ramena rotora má rozmer 133,4 mm. Konštrukcia rotora bola rozdelená na hornú a spodnú časť, ktoré do seba zapadávajú a uzatvárajú medzi sebou rotačné valčeky. Vďaka tomu dokážu valčeky konať rotačný pohyb okolo svojej osy, čím znižujú odpor od hadičky pri práci čerpadla.

Dolná časť rotora má na svojich najvzdialenejších bodoch od stredu rotácie štyri diery, navrhnuté pre dolné uloženie valčekov (vid' Obr. 6.3a). Zo spodnej strany má diery, ktorá ma tesné uloženie s hriadeľom krokového motora, ktorý prenáša rotačný moment na dolnú časť rotora (vid' Obr. 6.3b). V tejto diere bol umiestnený ďalší menší otvor pre skrutku s hlavičkou umiestnenou zo spodnej strany rotora. Táto skrutka spája dokopy hornú a dolnú časť rotora a tak zamedzí akýkoľvek pohyb hornej časti rotora v axiálnom smere.



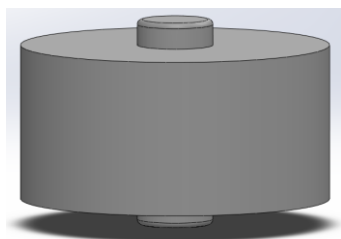
Obr. 6.3: Spodná časť rotora pohľad na a) hornú stranu, b) dolnú stranu

Horná časť rotora, podobne ako spodná časť, má v rovnakej vzdialenosti od stredu rotácie navrhnuté diery pre horné uloženie valčiek. V stredovej časti zo spodnej strany obsahuje výstupok, ktorý pomocou tvarového styku prenáša točivý moment na hornú časť rotora (viď Obr. 6.4b). Keďže pri rotácii rotora mohlo dôjsť k prehnutiu najvzdialenejších bodov hornej časti rotora a teda uvoľneniu rotačných valčiek z ich polohy, boli z jeho hornej časti pridané rebrá zabraňujúce akémukoľvek prehýbaniu (viď Obr. 6.4a). Okrem toho v strede hornej časti rotora je diera pre skrutku ktorá spája obidve časti rotora dokopy.



Obr. 6.4: Horná časť rotora pohľad na a) hornú stranu, b) dolnú stranu.

Rotačný valček zobrazený na Obr. 6.5 je uložený s vôľou medzi horným a dolným rotorom. Táto vzniknutá vôľa dosahuje hodnoty 0,3 mm, pričom pri jej volení bola použitá paralela s klznými ložiskami [33]. Ostré prechody na valčekoch boli nutnosťou kvôli rotoru PČ, kde čo i len pri polomeroch zaoblenia 1 mm by mohlo dochádzať ku kontaktu valčeka s rotorom, čo by viedlo k zvýšeniu odporu trením. Ďalším možným riešením by bolo zväčšenie celého rotora a teda aj zníženia plochy na statore, o ktorú sa opiera hadička. Toto zmenšenie by však zapríčinilo posunutie hadičky, kvôli ktorému by vzniklo nedokonalé stlačenie hadičky a teda vznik spätného toku. Preto je nutné aby sa zachoval ostrý prechod na valčeku.

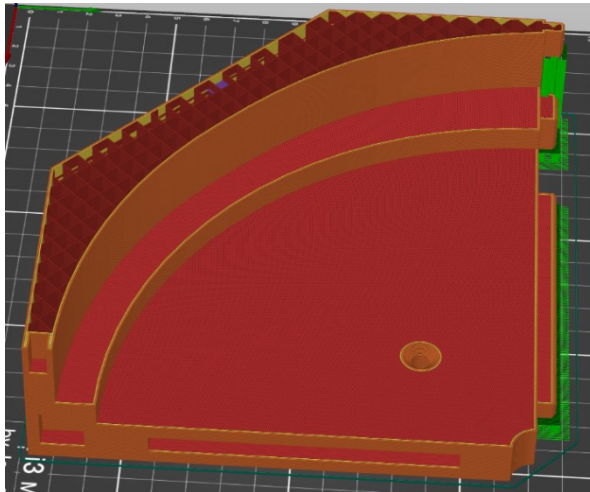


Obr. 6.5: Valček rotora.

6.2 3D tlač

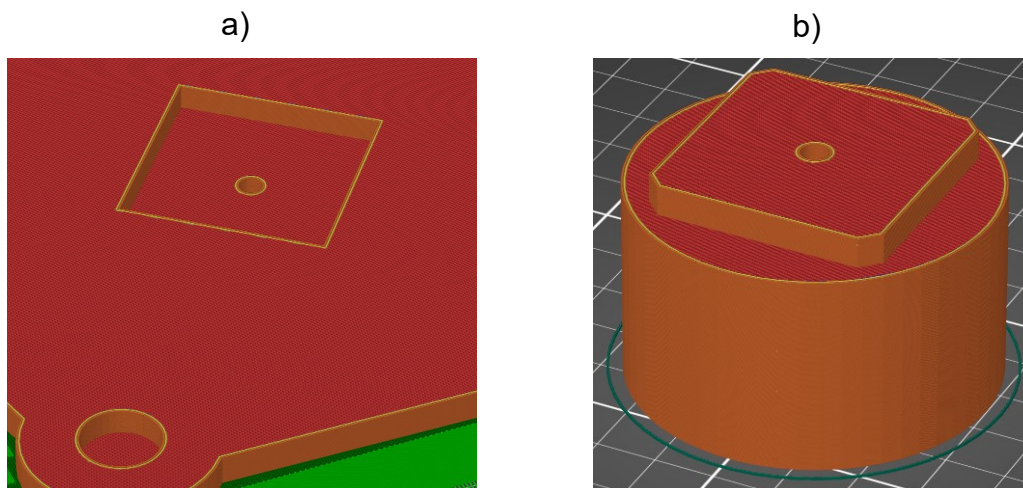
Posledné úpravy pred tlačou boli realizované pomocou programu PrusaSlicer, v ktorom boli dodatočne upravené polohy modelov na podložke, výplne modelov, podpory apod. Obmedzujúcim faktorom pri tomto procese bola veľkosť tlačiarneho priestoru 3D tlačiarne, ktorý mal rozmery podložky 250x200 mm (viď Obr. 6.6) a maximálnu výšku 210 mm, na základe čoho musela byť tlač PČ rozdelená až na 7 operácií.

Ako bolo vyššie spomínané stator PČ bol príliš veľký na tlač a teda musel byť rozdelený na 4 časti, ktoré boli spojené tvarovými prvkami (viď Obr. 6.6). Výplň statora niesla názov „grid“ s 15% celkovou výplňou modelu. Tvar a výplň modelu bola zvolená tak, aby model nebol zbytočne ťažký, aby nedošlo k deformáciám a aby jeho tlač netrvala zbytočne dlho. Keďže model statora nemal vysoké nároky na detaily, bola zvolená hrúbka tlačenej vrstvy 0,3 mm, ktorá tiež prispievala na šetrenie času pri tlači.



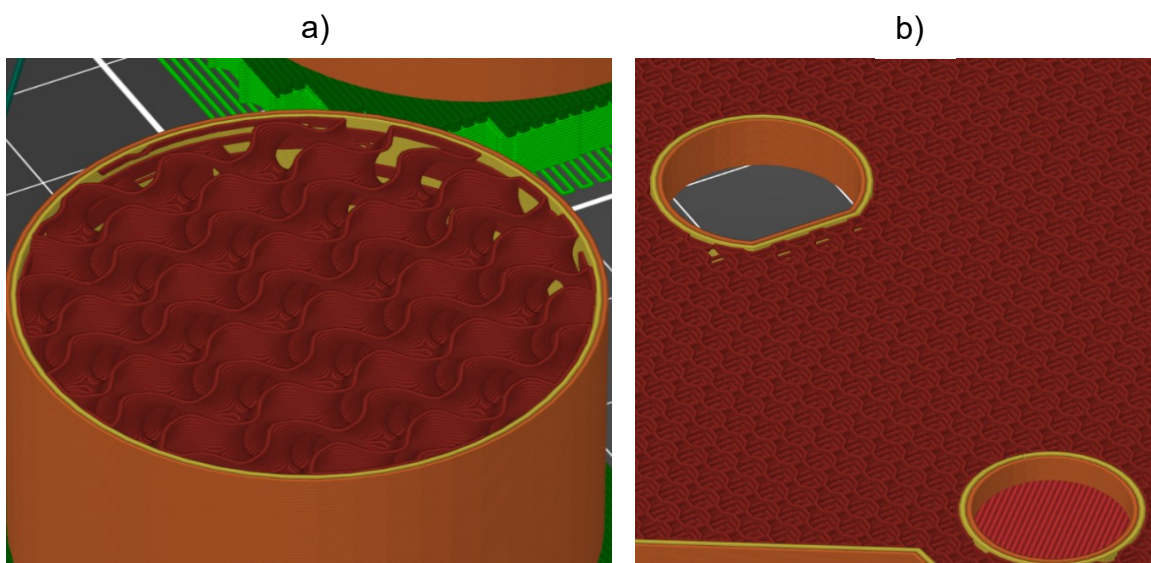
Obr. 6.6: 1/4 statora PČ zobrazená s horizontálnym rezom v programe PrusaSlicer.

Podobne ako stator tak aj horná časť rotora bola príliš veľká a neforemná, preto pre zrýchlenie a zlepšenie kvality tlače bola rozdelená na dve časti tak, aby dolná plocha hornej časti rotora bola položená na podložke a nepotrebovala vytlačiť zbytočne veľké množstvo podpor (viď Obr. 6.7a). Stredová časť hornej časti rotora bola tak vytlačená zvlášť aj s potrebným tvarovým prvkom, ktorý po dokončení tlače zapadol do jeho druhej časti (viď Obr. 6.7b).



Obr. 6.7: Rozdelenie hornej časti rotora na tlač a) horná plocha rotora, b) stredová časť hornej časti rotora

Pri volení výplne pre stator treba zobrať do úvahy, že rotor PČ je oveľa viac namáhaný ako stator a preto pre neho bola zvolená výplň s názvom „3D honeycomb“ s 30% celkovou výplňou modelu (viď Obr. 6.8b). Podobne ako obidve časti rotora, tak aj valčeky sú veľmi namáhané, obzvlášť na strih, v závislosti na čo bola zvolená výplň s názvom „gyroid“ s 30% celkovou výplňou modelu, ktorá má obdobne ako „3D honeycomb“ vysokú tuhosť s dobrou absorpciou energie [34]. Valčeky na podložke z Obr. 6.8a boli umiestnené vertikálne a doplnené o podpory, aby plochy, ktoré sa dotýkajú hadičky, boli čo najhladšie a zamedzilo sa ostrým nerovnomerným skokom, ktoré by vznikali pri horizontálnom uložení na podložke. Všetky vrstvy na rotore a jeho súčasti boli tlačené s hrúbkou 0,15 mm, kvôli zvýšenej presnosti, obzvlášť pri klzných uloženiach valčekov v rotore, ale taktiež pri tesných uloženiach hornej a dolnej časti rotora a dolnej časti rotora vzhľadom na hriadeľ motora. Po dokončení všetkých úprav v programe PrusaSlicer nasledovala tlač, ktorá trvala až okolo 84 hodín a 30 minút čistého času.



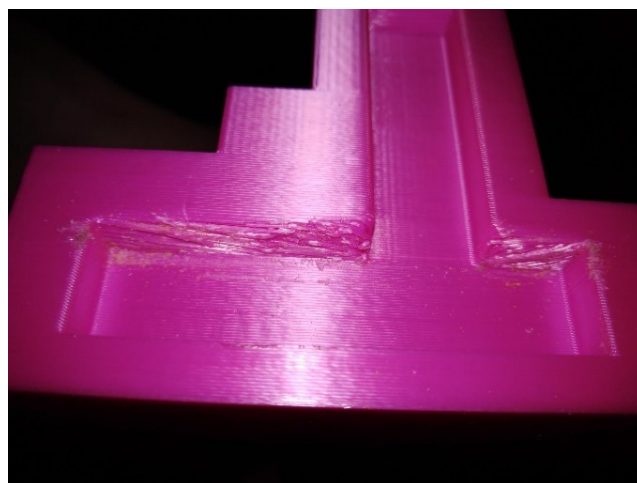
Obr. 6.8: Ukážka mriežky a) „gyroid“ b) „3D honeycomb“ na dolnej časti rotora v programe PrusaSlicer.

6.3 Pohon peristaltického čerpadla

Pohon peristaltického čerpadla bol zvolený na základe kap. 5, v ktorej bolo zistené, že maximálny potrebný moment na prekonanie odporu od natlakovanej hadičky pre rotor s dvomi valčekmi je 0,97 N·m. Za použitia týchto znalostí bol, preto zvolený pohon v podobe krokového motora od firmy Trinamic, konkrétne model QMOT QSH8618-96-55-700. Tento model poskytuje maximálny výkon 27,225 W a maximálny točivý moment 7 N·m. Pohon PČ musel byť čiastočne predimenzovaný, kvôli možnému zväčšeniu záťaže oproti experimentálnemu zisteniu, čo by viedlo k vynechávaniu krokov. Okrem toho je krokový motor predimenzovaný dôsledkom snahy modulovať výstupný pulz tak, aby sa čo najviac približoval fyziologickému pulzu pomocou riadených otáčok, ktoré môžu zapríčiniť zvýšenie potrebného momentu dôsledkom výrazného zvýšenia otáčok rotora. (viď kap. 2).

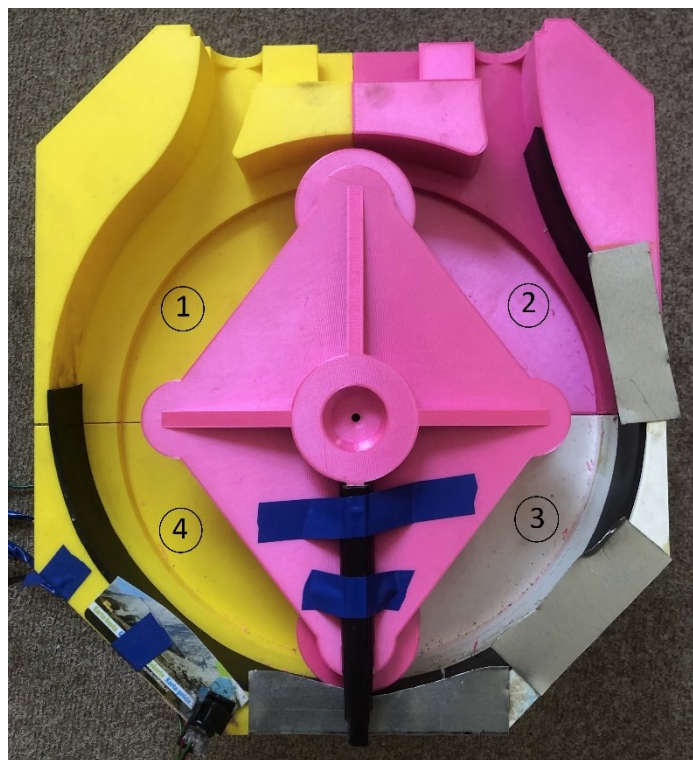
6.4 Výsledok

Po dokončení 3D tlače sa môže prejsť na zhotovenie a testovanie prvého prototypu. Rozmery vytlačeného rotora nadobúdali určitý presah voči menovitým rozmerom 3D modelu. Tieto hodnoty sa však pohybovali v stotinách milimetrov a dali sa jednoducho upraviť obrúsením. Na druhú stranu, rotačná vôľa s hodnotou 0,2 mm, podľa paralely s klznými ložiskami pri valčekoch (viď kap. 6.1.2), bola vymedzená dostatočne a nepotrebovala žiadne ďalšie úpravy. Menšie komplikácie nastali pri statore, ktoré sa objavili práve na tvarových prvkoch, ktoré spájali jednotlivé štyri časti statora dohromady. Tieto tvarové prvky dosahovali veľmi zlú kvalitu povrchu najmä na vodorovných úsekoch. Dôvodom tejto kvality bola najmä väčšia hrúbka tlačenej vrstvy (0,3 mm) oproti rotoru, ktorý ju mal nastavenú jemnejšie (0,15 mm), a súčasne aj kvôli absencii podpor. Najviac poškodené miesto touto zlou kvalitou sa nachádzalo na spojovacom prvku medzi prvou a druhou časťou statora (viď Obr. 6.10), čo je ukázané na Obr. 6.9. Táto nedokonalosť bola vyriešená obdobne ako menšie presahy a teda obrúsením povrchu. Po upravení a zložení vytlačených súčiastok boli na vnútorný priemer statora dodatočne prilepené gumové plôšky vďaka, ktorým bola vymedzená hodnota oklúzie na ~60%. Okrem vymedzenia oklúzie, tieto plôšky zvyšovali trenie medzi statorom a hadičkou, čo prispievalo k zabráneniu vysunutiu hadičky zo statora.



Obr. 6.9: Zlá kvalita tlače na spojovacích prvkoch statora

Na zhotovený stator bol zo zadnej strany pripevnený krokový motor štyrmi skrutkami a na hriadeľ motora bol nasunutý rotor PČ. Po nasunutí PČ na natlakovanú hadičku testovacej sústavy (viď Obr. 5.2a) bolo čerpadlo zaistené prednou vysúvacou časťou statora. Takto zložená sústava bola pripravená na testovanie. Pri prvých pokusoch bol krokový motor PČ nastavený na 50% svojho výkonu, kvôli tomu, aby sme odskúšali či materiál prototypu PČ zvládne takú záťaž a nepoškodil sa hneď pri prvých pokusoch. Po prvých testovaniach sa objavil hneď prvý problém s vertikálne postaveným prototypom v podobe vysúvajúcej sa hadičky zo svojej polohy v najnižšej časti čerpadla. Tento problém bol vyriešený prilepením plieškov na stator, ktoré zabraňovali hadičke vysúvať sa von zo statora. Po dodatočnom upravení konštrukcie statora prvého prototypu PČ bol výkon motora nastavený na 100% a bolo pozorované, že prototyp PČ úspešne dokázal prekonať vodný stĺpec o tlaku ~13 300 Pa (výpočet vodného tlaku z vodného stĺpca viď kap. 5), pričom dosiahol cieľové hodnoty prietoku 5 l/min pri otáčkach 30 min⁻¹ čím sa dostatočne priblížil k požadovaným parametrom (viď kap. 2). Tieto hodnoty boli odsledované a namerané odborným pracovníkom ÚMTMB.



Obr. 6.10: Kompletne zhotovený prvý prototyp PČ s očíslovaným rozdelením statora

6.5 Defekt prvého prototypu

Prvý prototyp PČ vďaka svojmu úspešnému výsledku bol naďalej podriaďovaný ďalším testom a približne po 6 hodinách chodu sa na valčeku a rotore čerpadla objavila trvalá deformácia, ktorá zabránila správnej funkčnosti čerpadla. Táto deformácia sa konkrétne objavila v uložení medzi valčkami na aktívnych ramenách rotora a dolnej časti rotora. Na Obr. 6.11 je vidieť rozdiel medzi nedeformovaným (vľavo) a deformovaným (vpravo) valčekom. Táto spodná časť valčeka sa doslova „ukrútila“, čo bolo spôsobené najmä oslabením materiálu spôsobeným vysokým trením, ktorým sa zvýšila teplota medzi týmito dvomi časťami.



Obr. 6.11: Porovnanie nedeformovaného a deformovaného valčeka rotora

Deformácia na dolnej časti rotora nastala v diere pre uloženie valčekov, kde sa dá presne pozorovať z Obr. 6.12a, ako valček vplyvom rotácie rotora a vlastnej rotácie, trením oslaboval časť plochy diery, ktorá sa deformovala smerom proti rotácií rotora. Zo spodnej strany rotora (viď Obr. 6.12b) valček vplyvom zvýšenej teploty z trenia oslabil plochu rotora natoľko, že tam vznikla vypuklina smerom do čerpadla. K zvýšeniu životnosti PČ by pozitívne prispelo mazanie týchto stykových plôch alebo zmena materiálu PČ na materiál s vyššou maximálnou pracovnou teplotou, napríklad na materiál ASA (viď kap. 4). Avšak najlepším riešením pre túto vzniknutú deformáciu by bola zmena konštrukcie rotora a valčekov kde by sa rotačné valčeky umiestnili na guľôčkové ložiská. Takáto konštrukcia by nemala problém s oslabenými stenami PČ následkom tepla z trenia a teda by bola vhodným riešením na tento vzniknutý problém.

a)



b)



Obr. 6.12: Deformácia aktívneho ramena na dolnej časti rotora pohľad a) zhora, b) zo spodku

6.6 Pevnostný výpočet kritického miesta prvého prototypu peristaltického čerpadla

Kvôli vzniknutému defektu na valčeku prvého prototypu PČ bol realizovaný pevnostný výpočet na zistenie bezpečnosti k MSP za pomoci staticky štruktúrálnej analýzy v programe Ansys. Pre výpočty berieme valček, že je vyrobený z ideálne homogénneho materiálu PLA so 100% obsahom výplne a, že je pevne votknutý v jeho uloženiach v rotore. Pre porovnanie koncentrácie napätia bol výpočet vytvorený ako pre valček s ostrou hranou tak aj pre valček so zaoblením 2 mm, aj napriek tomu, že aplikácia tohto zaoblenia je v prvom prototypu nevýhodná (viď kap. 6.1.2). Cieľom tohto výpočtu bolo zistenie maximálneho možného momentu pôsobiaceho na valček do dosiahnutia maximálnej medze klzu za predpokladu, že moment sa na valček prenáša v podobnosti s ozubenými kolesami čo znamená, že je zanedbávané prešmykovanie medzi valčekom a hadičkou. Pre moment pôsobiaci na valčeku bol vytvorený odhad, ktorý je dopočítaný pomocou nasledujúcich vzorcov. Z rovnice (5) je možné dopočítať obvodovú rýchlosť rotora

$$v_o = \omega_1 \cdot r_r = 2 \cdot \pi \cdot n \cdot r_r \quad (5)$$

Kde n sú otáčky rotora s hodnotou $0,5 \text{ s}^{-1}$ a r_r je najväčší polomer rotora s hodnotou $0,133 \text{ m}$. Výsledná obvodová rýchlosť vyšla $0,418 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, pomocou tejto obvodovej rýchlosti sa dopočíta uhlová rýchlosť valčeka (6).

$$\omega_2 = \frac{v_o}{r_v} \quad (6)$$

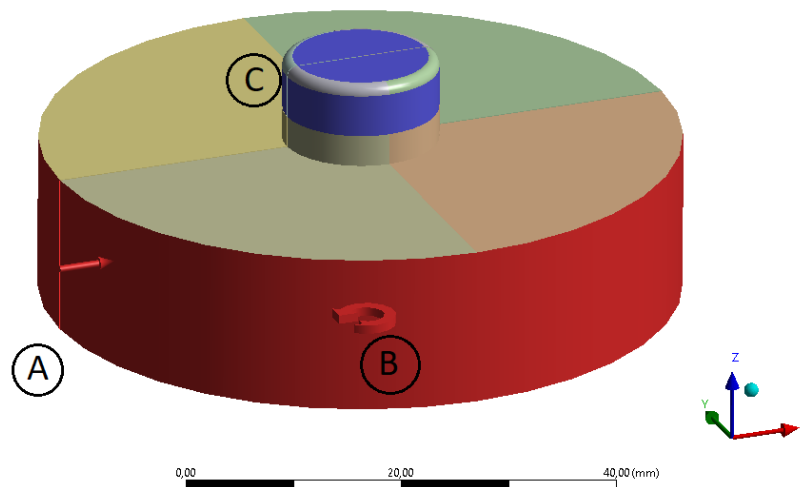
Kde r_v je polomer valčeka s hodnotou $0,03 \text{ m}$. Uhlová rýchlosť valčeka dosiahla hodnoty $13,928 \text{ s}^{-1}$, z čoho vieme dopočítať následný odhadovaný moment pôsobiaci na valček pomocou vzorca na výpočet výkonu (7).

$$M_v = \frac{P}{2 \cdot \omega_2} \quad (7)$$

Kde P je výkon krokového motora s hodnotou $27,225 \text{ W}$ za predpokladu, že motor dosahuje 100% účinnosť a prenáša sa bez strát. Výsledný odhadovaný moment bolo nutné vydeliť dvoma, pretože výkon sa rozkladá medzi dva aktívne valčeky a teda výsledná hodnota vyšla $0,977 \text{ N}\cdot\text{m}$. Tento odhadovaný moment je maximálny, aký sa môže na valčeku objaviť a v skutočnosti by bol menší.

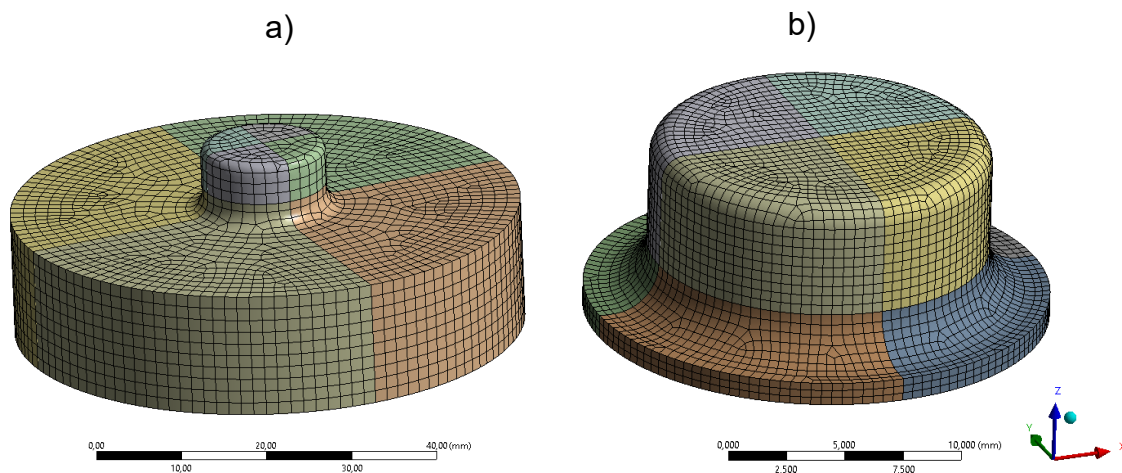
Po dopočítaní odhadovaného momentu môžeme prejsť k výpočtu v programe Ansys. Okrajové podmienky sú znázornené na Obr. 6.13, kde na hranu v bode A pôsobí v smere normály k smeru rotácie konštantná sila od stlačenej hadičky s hodnotou 50 N , čo je sila potrebná na stlačenie a uzavretie hadičky. Na plochu valčeka (bod B) pôsobí moment vyvolaný rotáciou rotora PČ, pričom tento moment bol zvyšovaný dovtedy kým valček nedosiahol maximálnu medzu klzu. Na ploche znázornenej

modrou farbou (bod C) je teleso zaistené fixnou väzbou. Keďže toto teleso je symetrické bolo pre jednoduchosť výpočtu použitá symetria.



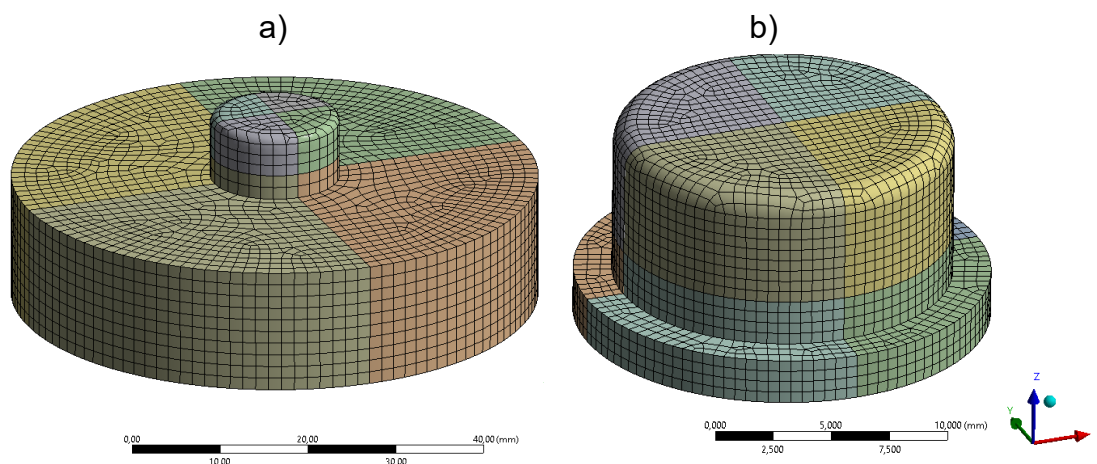
Obr. 6.13: Okrajové podmienky

Mriežka prvkov bola tvorená hexagonálne dominantnou metódou s nastavenou veľkosťou prvkov, tak aby bol čo najbližšie dosiahnutý limit študentskej verzie Obr. 6.14a. Pre spresnenie výsledkov bol vytvorený „submodel“ kritického miesta, ktorého mriežka bola vytvorená analogicky ako pre celý model Obr. 6.14b.



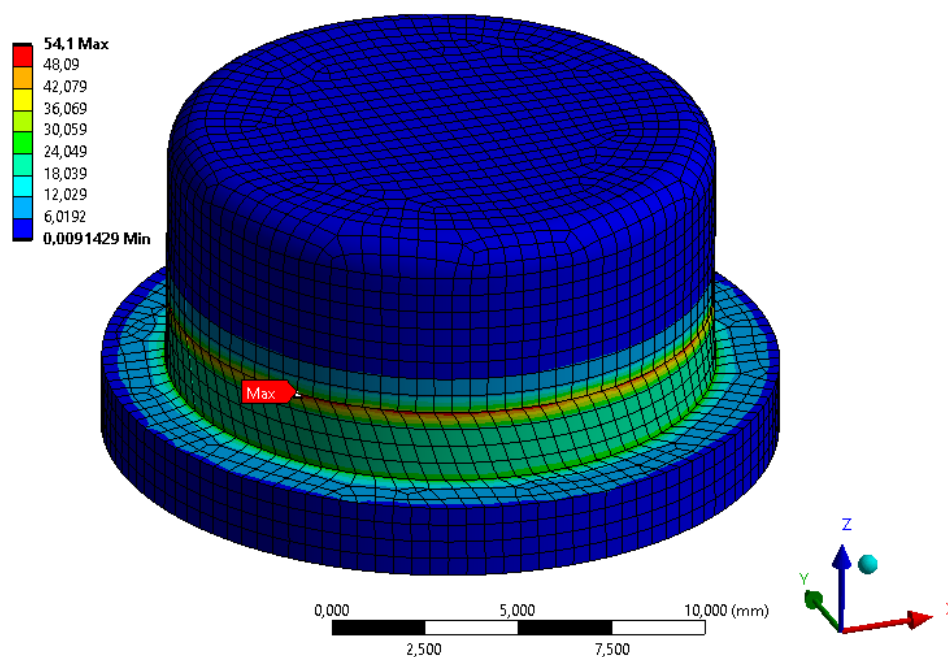
Obr. 6.14: Zobrazenie mriežky pre valček s ostrým prechodom a) celý model, b) „submodel“

Nastavenie okrajových podmienok, mriežky a „submodelu“ bolo analogicky vytvorené pre valček s polomerom zaoblenia (viď Obr. 6.15a a Obr. 6.15b)

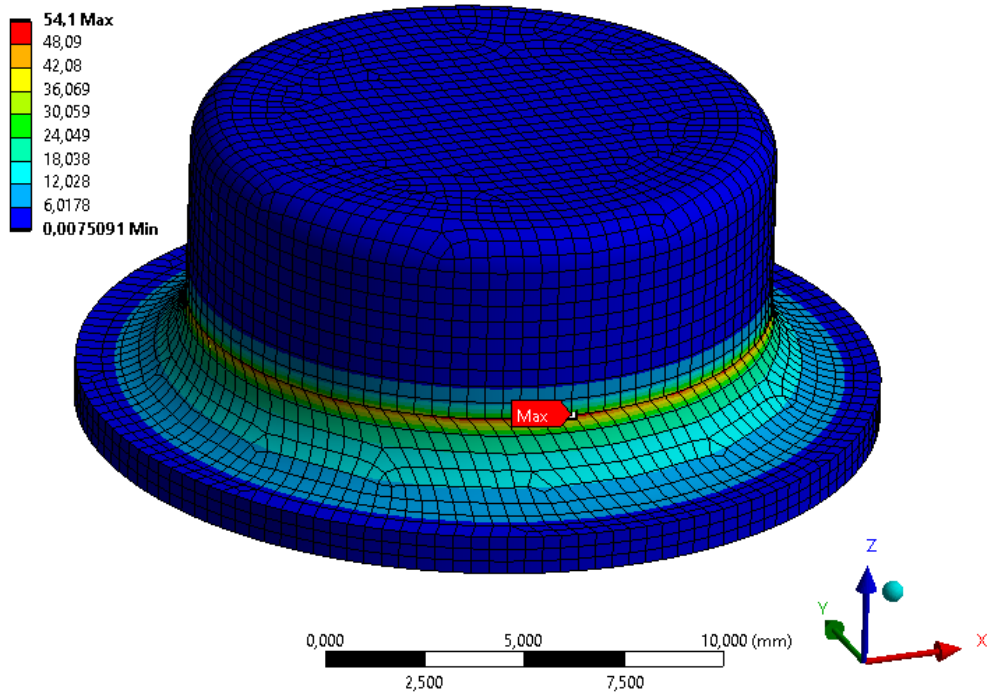


Obr. 6.15: Zobrazenie mriežky pre valček s polomerom zaoblenia a) celý model, b) „submodel“

Z Obr. 6.16 a Obr. 6.17 obrázku sa ukázalo, že maximálne redukované napätie vyšlo v oboch modeloch na rovnakom mieste a teda na začiatku votknutia. Moment potrebný na dosiahnutie maximálnej medze klzu v oboch modeloch vyšiel podobne a teda okolo 5 N·m. Vďaka tomuto poznatku sa dá usúdiť, že v tejto konfigurácii nezáleží, či na valčekoch sa nachádza alebo nenachádza polomer zaoblenia. Z výsledku vyplýva, že pri aplikovaní sily 50 N od hadičky a maximálneho odhadovaného momentu 0,977 N·m by nedošlo k plastickej deformácii valčeka. Treba však poznamenať, že v realite došlo k plastickej deformácii a v modely nie, pretože tieto výpočty boli idealizované a nebolo v nich znázornené mnoho faktorov, ktoré v realite mali veľký vplyv na deformáciu valčeka. Hlavným takýmto faktorom bolo práve teplo vzniknuté trením, ktoré oslabilo steny valčeka a následne, kvôli tomu vznikol defekt v prvom prototypu PČ. Z tohto dôvodu sa došlo k záveru, že konštrukčný uzol valček/rotor pri použiteľnom materiáli nie je z dlhodobého hľadiska vhodný a vyžaduje si kompletnú zmenu konštrukcie.



Obr. 6.16: Maximálne redukované napätie u „submodelu“ s ostrým prechodom.

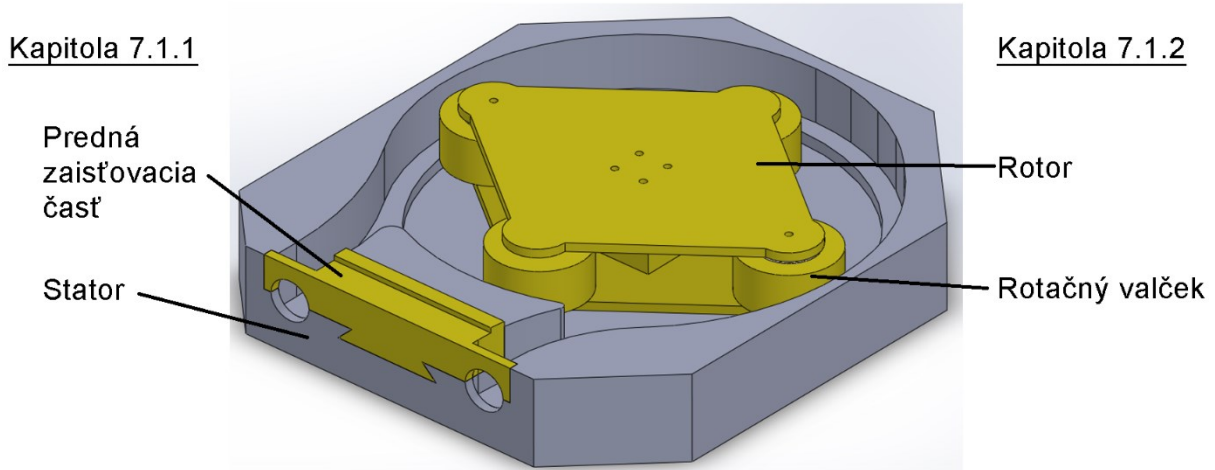


Obr. 6.17: Maximálne redukované napätie u „submodelu“ s polomerom zaoblenia.

7. Druhý prototyp peristaltického čerpadla

7.1 Dizajn

Prvý prototyp PČ dokázal úspešne produkovať požadovaný priemerný tok pri prekonaní hydrostatického tlaku od vodného stĺpca, avšak jeho hlavným problémom bol defekt, ktorý vznikol na rotačnom valčeku. Tento defekt bol následkom mnohých príčin, na ktorých elimináciu a vylepšenie sa táto kapitola zameria.



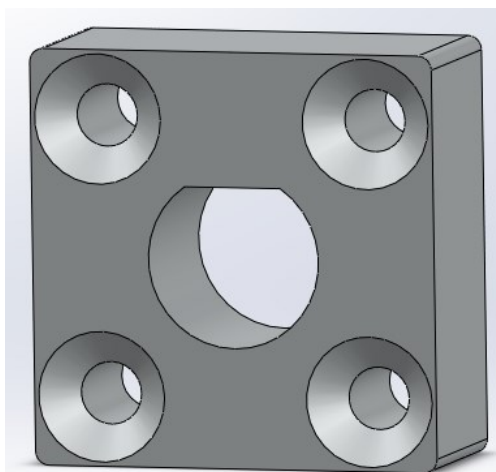
Obr. 7.1: Model druhého prototypu PČ.

7.1.1 Stator

Aj napriek nedostatkom prvého prototypu statora budeme tento stator používať naďalej (viď Obr. 7.1). Dôvodom na toto rozhodnutie je hlavne jeho veľkosť, ktorá nie len by zaberala znova veľa času na tlač, ale aj mnoho zbytočného materiálu. Prvý prototyp statora bol dostatočne upravený priskrutkovaním dodatočných bočných plieškov, ktoré zabráňovali vysúvaniu hadičky v axiálnom smere zo statora a, preto nie je nutný nový návrh a následne jeho výroba.

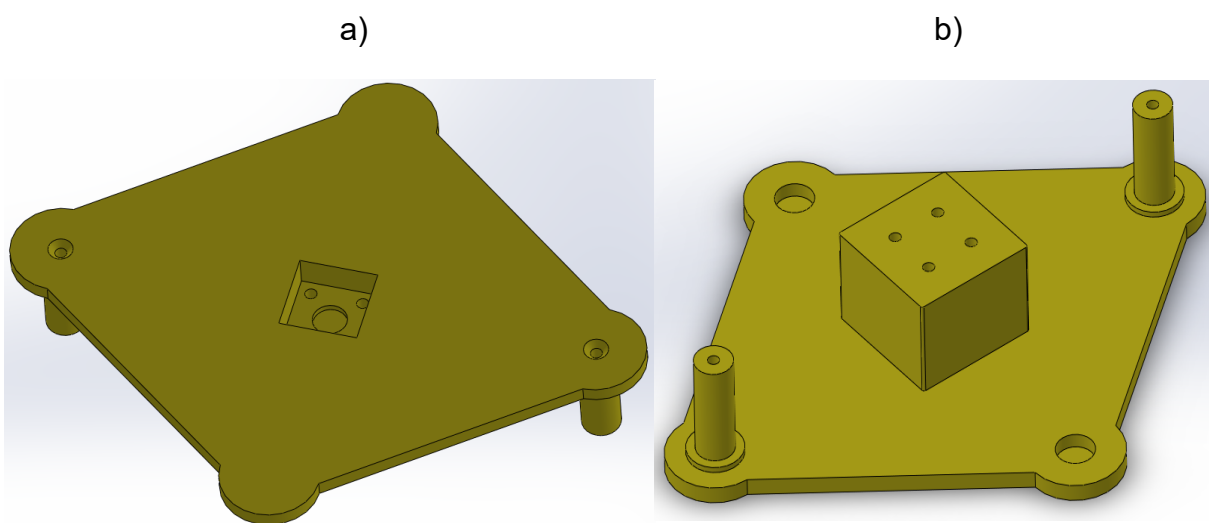
7.1.2 Rotor

Hlavným problémom prvého prototypu PČ bol práve rotor, preto pre vylepšenie funkčnosti a životnosti PČ sa treba zamerať na jeho nedostatky. Prvou veľkou zmenou na statore je kovová časť, ktorá je priamo nalisovaná na krokovom motore. Táto kovová časť zabezpečuje lepší styk hriadeľa krokového motora s rotorom a teda dokonalejší prenos momentu. Z Obr. 7.2 je vidieť, že má štvorcový tvar s piatimi dierami z čoho štyri sú určené pre skrutky. Tieto skrutky, s hlavičkami umiestnenými zo spodnej strany rotora, spoja celý rotor dokopy a zabránia pohybu v axiálnom smere. V strede je diera určená na hriadeľ krokového motora s miernym presahom. Prenos momentu z hriadeľa krokového motora je zabezpečený tvarovými prvkami.



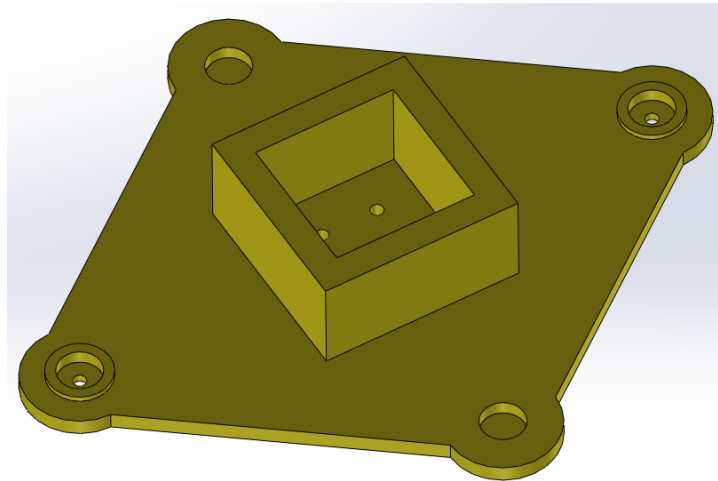
Obr. 7.2: Kovová časť k nalisovaniu na krokový motor.

Spodok dolnej časti rotoru (viď Obr. 7.3a) musel byť prispôsobený kovovej časti PČ tak, že pôvodná diera bola zväčšená a upravená pre tvar odpovedajúci kovovej časti, pre ktoré bolo navrhnuté uloženie s miernym presahom. Z vrchnej strany (viď Obr. 7.3b) bola upravená stredová časť na tvar štvorca obdobne a boli pridané diery pre štyri skrutky. Zmenou si prešli aktívne ramená dolnej časti rotoru, kde boli pridané valcové výstupky, na ktoré sa umiestnili upravené valčeky. V strede týchto výstupkoch je navrhnutá diera spájajúca hornú a dolnú časť rotoru. Pasívne ramená rotora ostali bez zmeny. Okrem týchto zmien ostala dolná časť rotoru bez zmeny oproti prvému prototypu PČ.



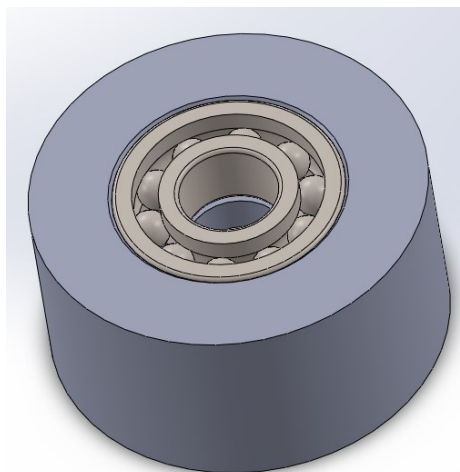
Obr. 7.3: Dolná časť rotoru pohľad na a) spodnú stranu, b) hornú stranu

Pre bezproblémové spojenie hornej aj dolnej časti rotoru bola taktiež upravená stredná časť hornej časti rotoru (viď Obr. 7.4) prispôbena jej druhej časti, ktoré mali medzi sebou uloženie s miernym presahom. Okrem toho tam boli pridané štyri diery pre skrutky, ktoré sa tiahnu cez celý rotor a zabraňujú pohybu v axiálnom smere. Na jeho aktívnych ramenách sú do dier pre hriadeľ valčeka pridané diery pre skrutky. Tieto skrutky zabezpečujú pevné spojenie najvzdialenejších bodov rotoru od stredu rotácie. Z vrchnej strany rotoru bola odstránená valcová časť s rebrami (viď Obr. 6.4a), kvôli faktu, že prehýbanie plôch rotoru bolo zamedzené skrutkami na aktívnych ramenách rotoru.



Obr. 7.4: Horná časť rotora, pohľad zo spodku.

Rotačné valčeky pri druhom prototypu PČ boli rozdelené na dva druhy. Prvý druh (pasívne valčeky) ostali rovnaké ako valčeky z prvého prototypu (viď Obr. 6.5). Druhý druh (aktívne valčeky) sa zmenili kvôli vzniknutej deformácii. Miesto rotácie valčeku v uloženiach v hornej a dolnej časti rotora, valček rotuje na guľôčkových ložiskách, pre ktoré boli navrhnuté diery v strede valčeka (viď Obr. 7.5). Ložiská uložené s miernym presahom vo valčeku sa nasunú na spodnú časť rotora a uzatvoria sa hornou časťou. Dôvodom na zmenu iba aktívnych valčekov bola snaha zbytočne nepredimenzovať model, pretože pasívne valčeky, ktoré len udržiavajú tvar hadičky v čerpadle, nie sú tak namáhané ako aktívne valčeky.



Obr. 7.5: Aktívny valček

7.2 Výsledok

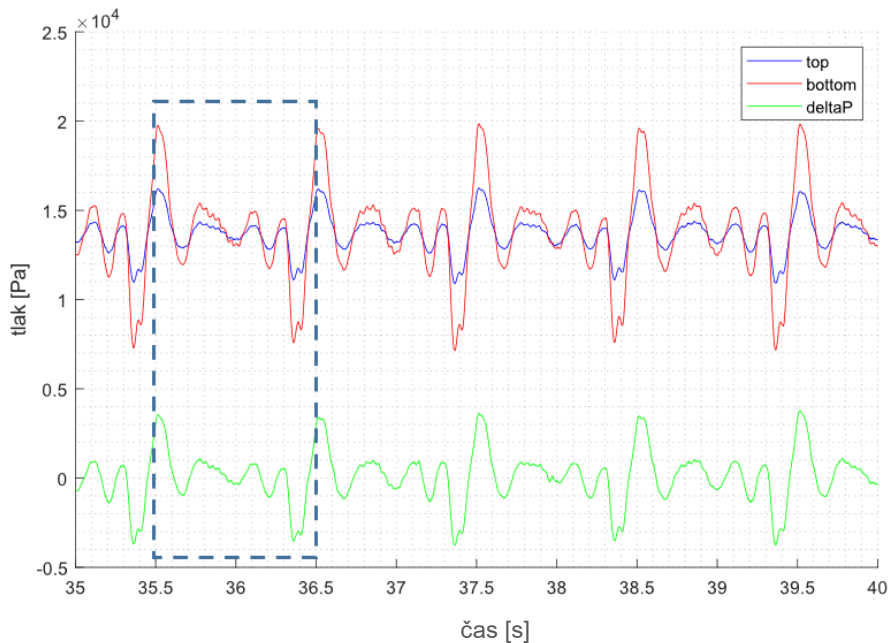
Všetky časti okrem statora (viď kap. 7.1.1) boli nanovo vytlačené pomocou 3D tlačiarne. Do vytlačených aktívnych valčekov boli vložené z každej strany ložiská, pričom tieto valčeky boli nasunuté na dolnú časť rotora a uzavreté hornou časťou rotora. Zo zadnej strany statora bol prichytený skrutkami M8 krokový motor. Na tento krokový motor bola nalisovaná kovová časť. Na kovovú časť bol nasunutý zhotovený rotor čerpadla pripevnený pomocou skrutiek M8. Hotový prototyp PČ (viď Obr. 7.6) bol uložený pod nádrže s vodou do testovacej sústavy z Obr. 5.2a, kde bolo zariadenie nasadené na hadičku. Testovacie zariadenie bolo následne naplnené vodou s výškovým rozdielom 1,36 m (~13 300 Pa).



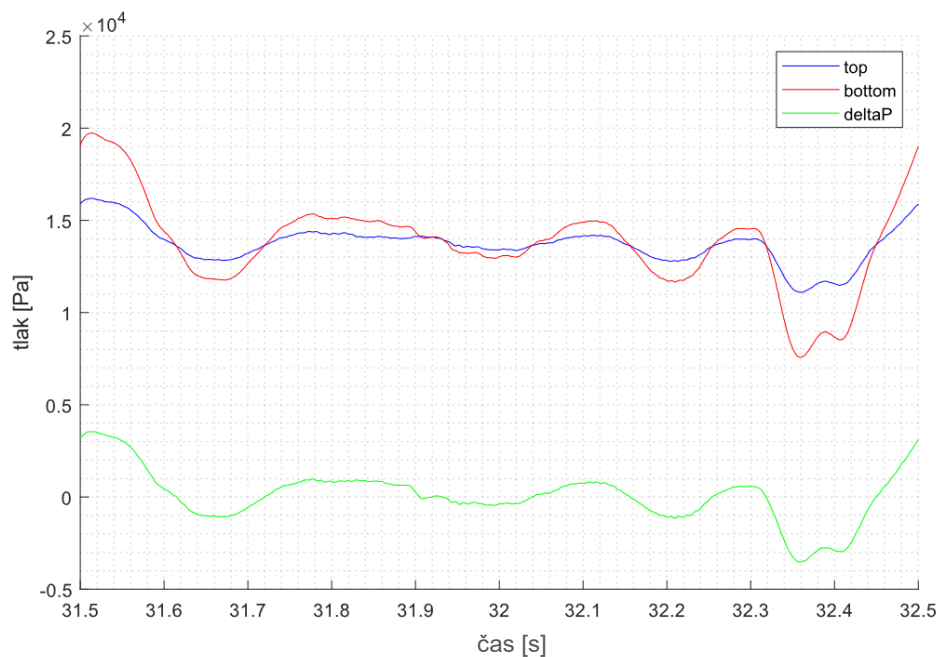
Obr. 7.6: Druhý prototyp PČ.

Pri prvých testoch bol výkon krokového motora, obdobne ako pri prvom prototypy nastavený na 50%. Následne ako bolo pozorované, že rotor bez viditeľnej komplikácie zvláda danú záťaž tak výkon krokového motora bol nastavený na 100%. Otáčky PČ boli nastavené na 30 min^{-1} a výsledný tok bol určený pomocou Gibsonovej metódy. Výsledky meraní ukázali, že prietok úspešne dosiahol priemernej hodnoty 5 l/min. Všetky merania boli ako v predošlej kapitole vykonávané odborným pracovníkom ÚMTMB, pričom pri tomto druhom prototypy boli spravené aj grafy okamžitého priebehu tlakov a tokov, v ktorých môžeme podrobnejšie pozorovať vývoj tlaku a toku počas funkcie PČ.

Na Obr. 7.7 môžeme sledovať vývoj tlaku za čas pri konštantných otáčkach motora. Z grafu zobrazujúceho vývoj tlaku sa dá pozorovať ako sa zvýši tlak na začiatku otáčky pri stlačení hadičky a následne na konci otáčky, keď sa hadička postupne uvoľňuje sa znižuje tlak, kvôli vzniknutému podtlaku. Detail na jeden tlakový pulz je zobrazený na Obr. 7.8.

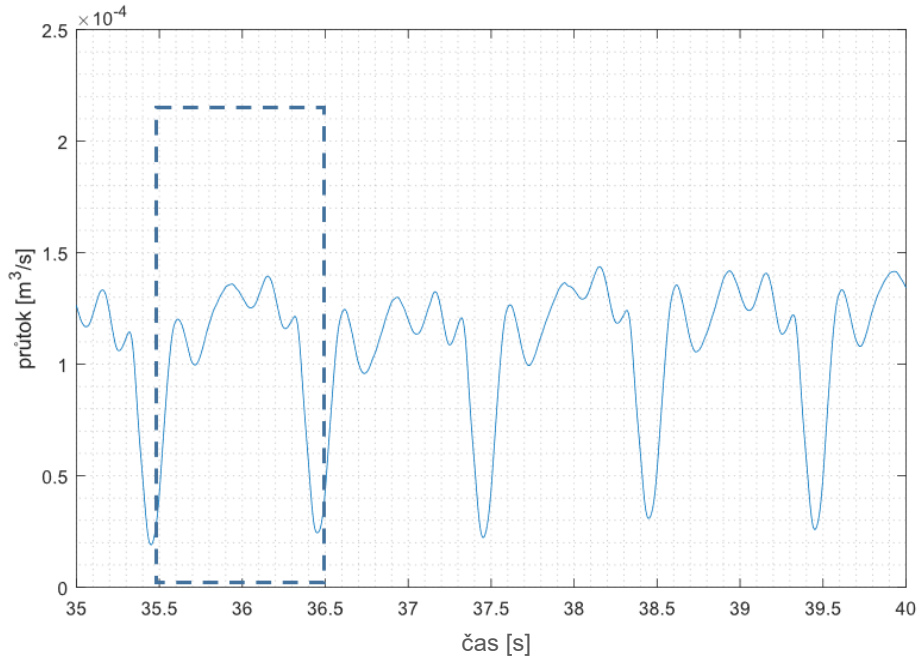


Obr. 7.7: Priebeh tlaku druhého prototypu PČ pri konštantných otáčkach.

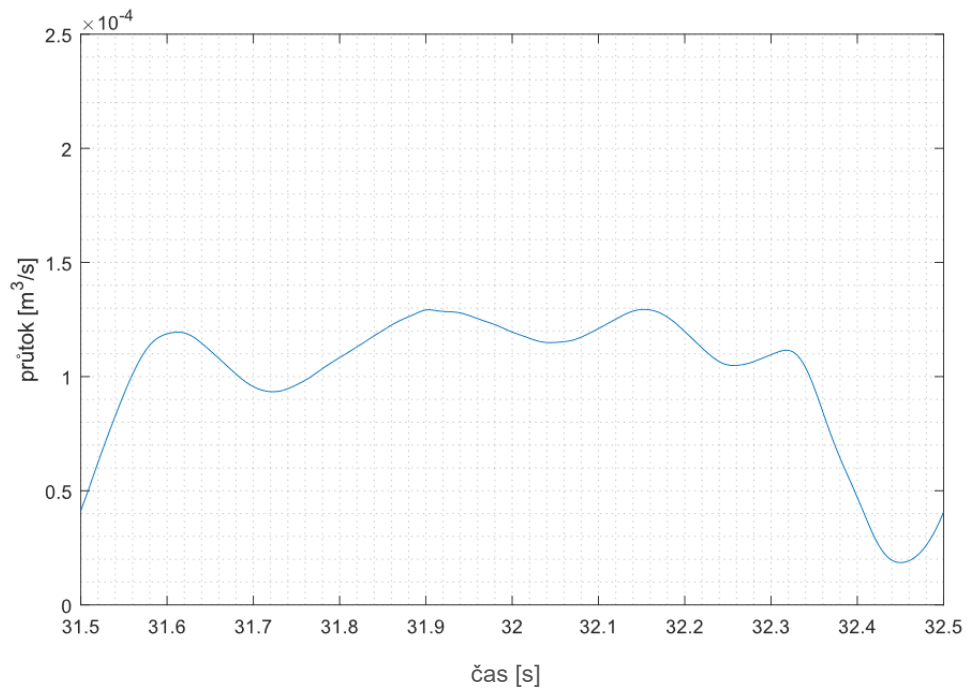


Obr. 7.8: Detail jedného tlakového pulzu pri konštantných otáčkach.

Pri grafe zobrazujúci priebeh prietoku za čas (vid' Obr. 7.9) zase môžeme pozorovať ako sa na konci otáčky zníži tok pri uvoľňovaní tlaku valčeka na hadičku a potom na začiatku ďalšej otáčky sa postupne tok zvyšuje ako druhý valček začne tlačiť na hadičku. Detail na jeden prietokový pulz je zobrazený na Obr. 7.10.

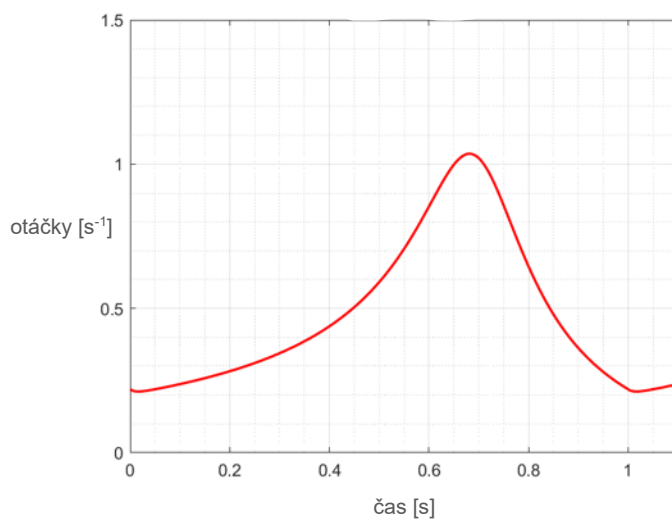


Obr. 7.9: Priebeh prietoku druhého prototypu PČ pri konštantných otáčkach.

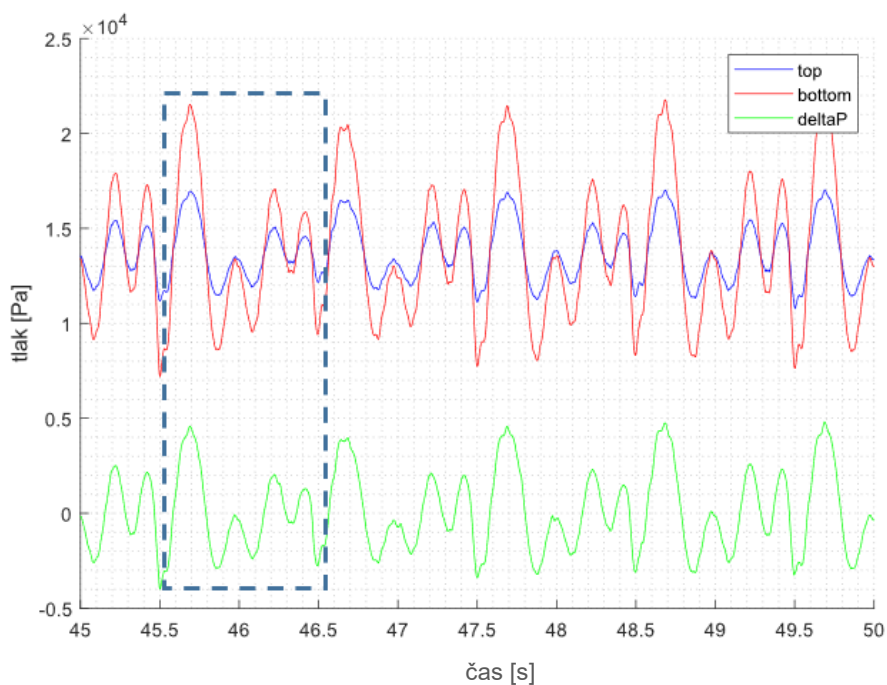


Obr. 7.10: Detail jedného prietokového pulzu pri konštantných otáčkach.

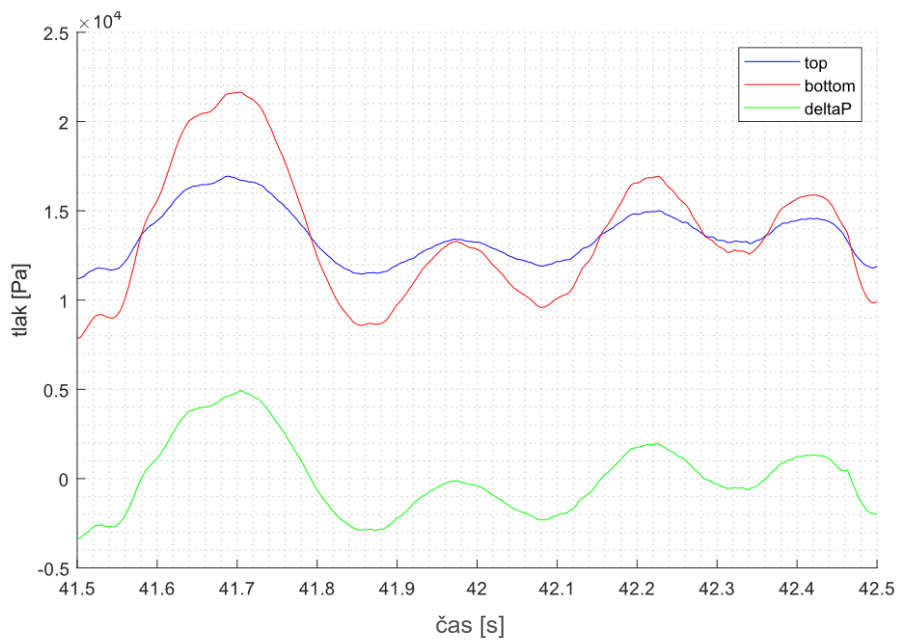
Na Obr. 7.12 a Obr. 7.14 sú zobrazené analogické prípady ako z predchádzajúcej ukážky, avšak pri použití nekonštantných otáčok motoru pri zachovaní ich priemernej hodnoty počas periódy (viď Obr. 7.11). Bližšie detaily jedného tlakového a prietokového pulzu sú zobrazené na Obr. 7.13 a Obr. 7.15.



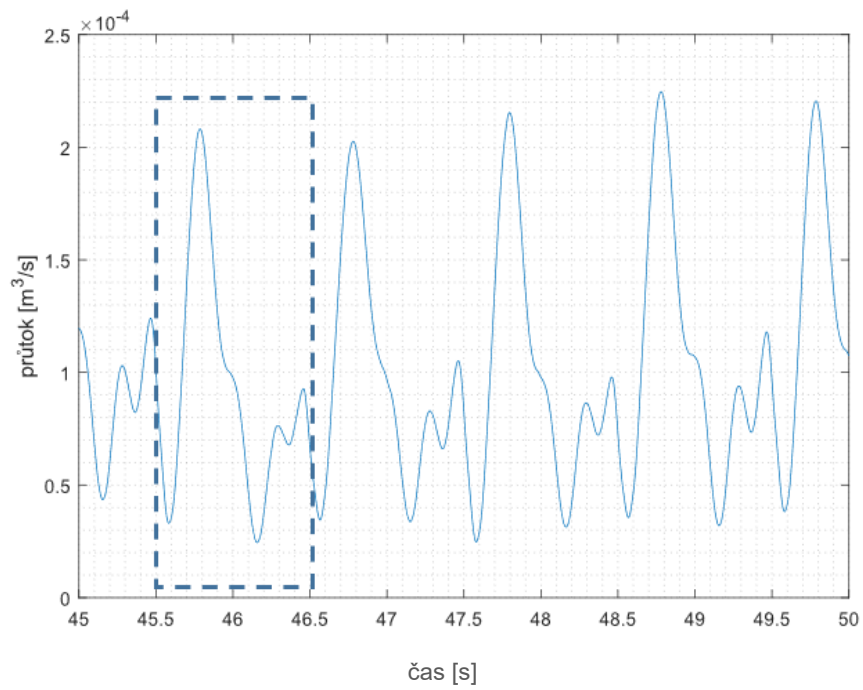
Obr. 7.11: Vývoj otáčok s časom.



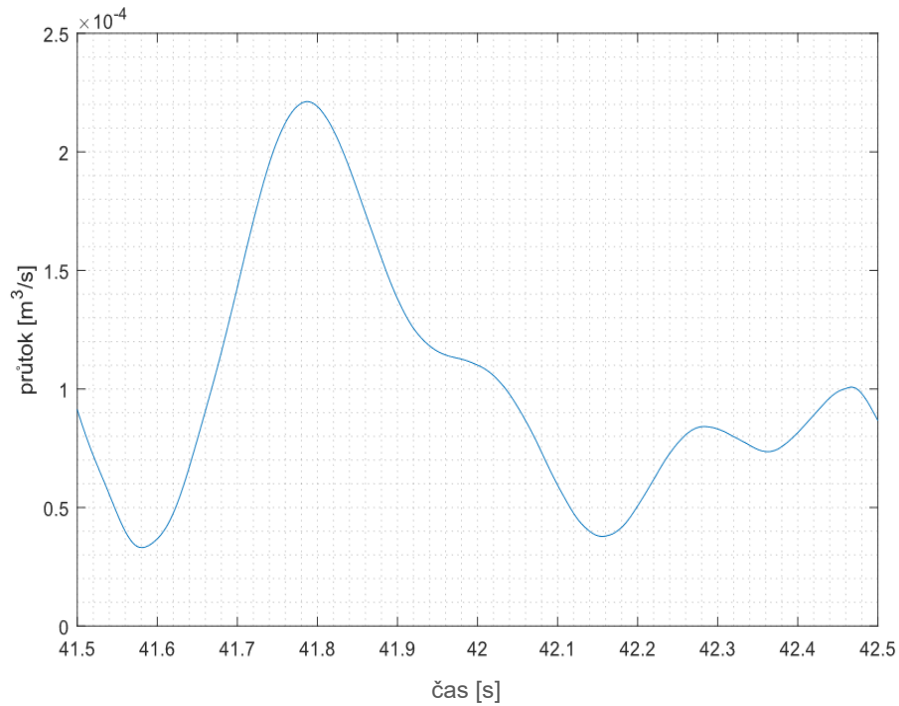
Obr. 7.12: Priebeh tlaku druhého prototypu PČ pri nekonštantných otáčkach.



Obr. 7.13: Detail jedného tlakového pulzu pri nekonštantných otáčkach.



Obr. 7.14: Priebeh prietoku druhého prototypu PČ pri nekonštantných otáčkach.



Obr. 7.15: Detail jedného prietokového pulzu pri nekonštantných otáčkach.

Pri aplikácii nekonštantných otáčok je možné pozorovať, že pri riadených otáčkach krokového motoru sa dokázal druhý prototyp PČ priblížiť tvarom prietokovej vlny k fyziologickej prietokovej vlny [35].

8. Záver

Cieľom tejto práce bolo vytvorenie návrhu PČ, a následná realizácia tohto návrhu pomocou 3D tlačiarne. Tento návrh vychádzal z myšlienky aplikácie na in vitro experimentoch a to konkrétne v systéme „flow phantom“. V tomto systéme malo PČ simulovať funkciu ľudského srdca a teda dosahovať jeho výstupne parametre. Kvôli tomu bolo potrebné urobiť detailnú analýzu všetkých konštrukčných riešení a vybrať také riešenie, aby nie len dokázalo napodobniť funkciu ľudského srdca, ale bolo aj realizovateľné pomocou 3D tlačiarne.

Tieto podmienky splňovalo rotačné PČ, vďaka jeho jednoduchému, a zároveň dômyselnému dizajnu, doplnené o rotor s dvomi pevnými ramenami, v ktorých sú zasadené rotačné valčeky. Pre stator bol zvolený nesymetrický dizajn, čo znamená, že jeho vnútorný priemer steny sa ku konci otáčky postupne zväčšoval. Nesymetrická stena statora znižuje oscilácie tlaku na výstupe svojim jemným zväčšovaním oklúzie pri konci otáčky a tak zaisťuje jednoduchšiu reguláciu výstupnej vlny pomocou riadených otáčok. Tento dizajn bol navrhnutý pre mäkkú silikónovú hadičku, kvôli menšej náročnosti pre krokový motor čerpadla, a tiež kvôli faktu, že prečerpávanou kvapalinou bola voda.

Pre približný odhad potrebného momentu krokového motora k prekonaniu odporu hadičky a hydrostatického tlaku od vodného stĺpca bol navrhnutý experiment. Vďaka tomuto experimentu bolo zistené, že až 79% celkového točivého momentu krokového motora sa využije na prekonanie odporu od hadičky. Konkrétna hodnota momentov z meraní s jedným valčekom za použitia prázdnej hadičky bola 0,428 N·m, a za použitia natlakovanej hadičky bola 0,542 N·m. Avšak tieto hodnoty boli dosiahnuté iba pri rotore s jedným valčekom a bolo nutné urobiť úvahu pri možnosti aplikácie týchto hodnôt na PČ s dvomi valčekmi, z ktorej bolo zistené, že moment potrebný na prekonanie prázdnej hadičky by činil 0,856 N·m a na prekonanie natlakovanej hadičky 0,97 N·m.

Prvý prototyp PČ priamo vychádza z návrhu, ktorý bol zvolený vďaka analýze z rešeršnej časti. Na výrobu PČ bol použitý materiál PLA najmä kvôli jeho mechanickým vlastnostiam, jednoduchosti tlače a samozrejme cene. K pokusom na PČ bol zvolený pohon v podobe krokového motora od firmy Trinamic s maximálnym točivým momentom 7 N·m. Tento motor bol zvolený čiastočne predimenzovaný na základe experimentálne zisteného maximálneho momentu potrebného na pretlačenie odporu od hadičky s hodnotou 0,97 N·m. Zvolený krokový motor bol predimenzovaný najmä, kvôli možnému zvýšeniu záťaže, čo by viedlo k vynechávaniu krokov. Okrem toho môže nastať zvýšenie potrebného momentu pri výraznom zvýšení otáčok rotora za účelom modulovať výstupný pulz, kvôli faktu, že pri zvyšovaní otáčok motora klesá jeho moment. Pri pokusoch čerpadlo úspešne prekonalo vodný stĺpec o hydrostatickom tlaku $\sim 13\,300$ Pa pri otáčkach 30 min^{-1} , pričom dosiahlo požadovanej priemernej hodnoty toku 5 l/min. Avšak napriek úspechu na čerpadle sa po približne 6 hodinách chodu objavila deformácia v oblasti dotyku valčeka so spodnou časťou rotora na aktívnych ramenách. Táto deformácia zabránila funkčnosti PČ, pričom vznikla najmä ako dôsledok absencie maziva a nízkej teplotnej odolnosti materiálu, ktorá bola zvýšená dôsledkom vysokého trenia.

Nakoľko konštrukcia prvého prototypu PČ úspešne dosiahla požadované parametre, bola zvolená aj pre druhý prototyp PČ s čiastočnými úpravami vylepšujúcimi jeho životnosť. Najväčšou zmenou dizajnu si prešiel rotor, ktorý bol tlačný znova, kvôli defektu vzniknutému pri jeho predchodcovi. Stator druhého prototypu PČ nebol znova tlačný nakoľko jeho nedostatky sa opravili drobnými úpravami. Testovanie zhotoveného druhého prototypu prebiehalo obdobne ako pri prvom prototypu, pričom všetky parametre ostali zachované z prechádzajúceho prototypu. Výsledky meraní ukázali, že druhý prototyp PČ dosiahol rovnaký priemerný prietok ako prvý prototyp a teda 5 l/min. Na rozdiel od svojho predchodcu na tomto prototypu nebolo pozorovateľné žiadne opotrebenie ani po niekoľkých hodinách experimentov a teda okrem splnenia požiadaviek zadania tejto práce dosiahol aj uspokojujúcu životnosť.

Táto práca bola zameriavaná na skonštruovanie funkčného prototypu PČ za pomoci 3D tlače. Aj napriek úspešnému docieleniu požadovaných parametrov takto zhotovené PČ bola len určitá časť k dokonalému simulovaniu ľudského srdca. Rovnako ako pri aplikáciách in vivo aj štúdiách in vitro je nutné zobrať do úvahy aj spomínané fyziologické pulzy. Nutnosť napodobnenia fyziologických pulzov je dôležitá najmä pri aplikáciách PČ in vivo, napríklad ako hlavná arteriálna pumpa použitá pri CPB (cardiopulmonary bypass), kde sa pri nesprávnom nastavení ohrozuje život človeka [7]. Tieto fyziologické pulzy by sa práve dali dokonalo napodobniť vďaka riadeniu otáčok regulovaných pomocou krokového motora, ktorých snaha o regulovanie sa dala pozorovať v kap. 7.2. Avšak výsledky ešte nie sú dokonalé a správne nastavenie týchto otáčok si vyžaduje do budúcnosti bližšiu štúdiu.

9. Zoznam použitých skratiek a symbolov

3D	trojdimenzionálny
ASA	akrylonitril-styrén-akrylát
CPB	cardiopulmonary bypass
FDM	Fused deposition modelling
MSP	medzí stav pružnosti
PČ	peristaltické čerpadlo
PDMS	polydimetylsiloxán
PET	polyetyléntereftalát
PET-G	polyetyléntereftalát s modifikovaným glykolom
PLA	kyselina polymliečna
PVC	polymér: polyvinylchlorid
UV	ultrafialové žiarenie

F_B	sila pôsobiaca od lana [N]
F_{g3}	tiažová sila od závažia [N]
g	tiažové zrýchlenie na zemi [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
h	výška vodného stĺpca [m]
m	hmotnosť závažia [kg]
n	otáčky rotora [s^{-1}]
M	moment potrebný pre rotáciu rotora [$\text{N}\cdot\text{m}$]
M_v	odhadovaný moment pôsobiaci na jeden valček [$\text{N}\cdot\text{m}$]
p	hydrostatický tlak od vodného stĺpca [Pa]
P	výkon krokového motora [W]
r_k	polomer kladky [m]
r_r	najväčší polomer rotora [m]
r_t	rameno rotácie, na ktoré pôsobí sila od závažia [m]
r_v	polomer valčeka [m]
s	minimálna medzera medzi valčekom a krytom [m]
t	hrúbka steny hadičky [m]
v_o	obvodová rýchlosť rotora [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
y	miera oklúzie [%]
α	uhol medzi ramenom a pôsobiacou silou [$^\circ$]
ρ	hustota vody [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
ω_1	uhlová rýchlosť rotora [s^{-1}]
ω_2	uhlová rýchlosť valčeka [s^{-1}]

10. Použitá literatúra

- [1] “Peristaltis,” 2021 [online]. [cit. 2021-03-08]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Peristalsis&oldid=1006247047>.
- [2] “Peristaltika,” 2013 [online]. [cit. 2021-02-11]. Dostupné z: <https://sk.wikipedia.org/w/index.php?title=Peristaltika&oldid=5247027>.
- [3] Paul Gillam, “The Human Alimentary canal,” 2015 [online]. [cit. 2021-02-11]. Dostupné z: <https://pmgbiology.com/tag/2-26/>.
- [4] Wikipedia, “Peristaltic pump,” *Wikipedia*. Wikipedia, The Free Encyclopedia., 2021, [Online]. [cit. 2020-02-13]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Peristaltic_pump&oldid=1006608904.
- [5] KLESPITZ, Jozsef a Levente KOVACS. Peristaltic pumps — A review on working and control possibilities. In: *2014 IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMII)* [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 191-194 [cit. 2021-2-5]. ISBN 978-1-4799-3442-3. Dostupné z: doi:10.1109/SAMI.2014.6822404
- [6] K. L. Hoffmeier, D. Hoffmann, and K.-H. Feller, “A first inherently pulsation free peristaltic pump,” *Ilmenau Sci. Colloq.*, vol. 58, no. September, p. 11, 2014, [Online]. [cit. 2021-2-6] Dostupné z: https://www.db-thueringen.de/rsc/viewer/dbt_derivate_00030860/ilm1-2014iwk-178.pdf?page=1.
- [7] R. Saczkowski, M. Maklin, T. Mesana, M. Boodhwani, and M. Ruel, “Centrifugal Pump and Roller Pump in Adult Cardiac Surgery: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials,” *Artif. Organs*, vol. 36, no. 8, pp. 668–676, 2012, doi: 10.1111/j.1525-1594.2012.01497.x.
- [8] A. Chong *et al.*, “A novel roller pump for physiological flow,” *Artif. Organs*, vol. 44, no. 8, pp. 818–826, 2020, doi: 10.1111/aor.13670.
- [9] ALLOUSH, M. M., M. LIERMANN, A. ZEDAN a G. F. OWEIS. A Novel Pulse Damper for Endothelial Cell Flow Bioreactors. *Cardiovascular Engineering and Technology* [online]. 2019, 10(1), 95-111 [cit. 2021-7-20]. ISSN 1869-408X. Dostupné z: doi:10.1007/s13239-018-00394-y
- [10] BHATIA, Saurabh a Tanmoy BERA. Classical and Nonclassical Techniques for Secondary Metabolite Production in Plant Cell Culture. *Modern Applications of Plant Biotechnology in Pharmaceutical Sciences* [online]. Elsevier, 2015, 2015, s. 231-291 [cit. 2021-3-11]. ISBN 9780128022214. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-802221-4.00007-8
- [11] “Bioreaktor,” 2021 [online]. [cit. 2021-07-25]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Bioreaktor&oldid=20189039>.
- [12] Hoskins P.R. (2017) Flow Phantoms. In: Hoskins P., Lawford P., Doyle B. (eds) *Cardiovascular Biomechanics*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-46407-7_12

- [13] Ji, Bingyang a Akif ??NDAR. An Evaluation of the Benefits of Pulsatile versus Nonpulsatile Perfusion during Cardiopulmonary Bypass Procedures in Pediatric and Adult Cardiac Patients. *ASAIO Journal* [online]. 2006, 52(4), 357-361. ISSN 1058-2916. Dostupné z: doi:10.1097/01.mat.0000225266.80021.9b
- [14] "Cardiac output," 2021 [online]. [cit. 2021-07-24]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_output.
- [15] SILBERNAGL, Stefan a Florian LANG. *Atlas patofyziologie*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024735559.
- [16] HOLDSWORTH, D. W., D. W. RICKEY, M. DRANGOVA, D. J. M. MILLER a A. FENSTER. Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1991, 29(6), 565-570 [cit. 2021-5-7]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/BF02446086
- [17] HOSKINS, P R, T ANDERSON a W N MCDICKEN. A computer controlled flow phantom for generation of physiological Doppler waveforms. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 1989, 34(11), 1709-1717 [cit. 2021-4-18]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/34/11/018
- [18] TSAI, William a Ömer SAVAŞ. Flow pumping system for physiological waveforms. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2010, 48(2), 197-201 [cit. 2021-7-20]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-009-0573-6
- [19] LAW, Y. F., R. S. C. COBBOLD, K. W. JOHNSTON a P. A. J. BASCOM. Computer-controlled pulsatile pump system for physiological flow simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1987, 25(5), 590-595 [cit. 2021-2-5]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/BF02441756
- [20] D. Li, "Linear Peristaltic Pump," *Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics*. 2008, doi: <https://doi.org/10.1007/978-0-387-48998-8>.
- [21] J. M. Berg, N. S. Foundation, and T. Dallas, "Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics," *Encycl. Microfluid. Nanofluidics*, no. January, 2015, doi: 10.1007/978-1-4614-5491-5.
- [22] D. Li, "Rotary peristaltic pump.," *Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics*. 2008, doi: 10.1007/978-1-4614-5491-5_200225.
- [23] E. N. Aitavade, S. D. Patil, A. N. Kadam, and T. S. Mulla, "An Overview of Peristaltic Pump Suitable For Handling of Various Slurries and Liquids," *IOSR J. Mech. Civ. Eng. (IOSR-JMCE)*, vol. 6, no. 3, pp. 19–24, 2020, [Online]. Dostupné z: www.iosrjournals.org.
- [24] "Tygon Tubing," 2020 [online]. [cit. 2021-06-24]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Tygon_tubing&oldid=979794348.
- [25] DUDEK, P. FDM 3D Printing Technology in Manufacturing Composite Elements. *Archives of Metallurgy and Materials* [online]. 2013, 58(4), 1415-1418 [cit. 2021-4-20]. ISSN 1733-3490. Dostupné z: doi:10.2478/amm-2013-0186

- [26] U. M. Tiskáren, "Příručka 3d tiskaře." [online]. [cit. 2021-05-20]. Dostupné z: https://www.prusa3d.com/downloads/manual/prusa3d_manual_mk3s_cz.pdf#_ga=2.175724578.1659390449.1621622025-190570480.1616687137
- [27] "Filament properties table," 2021 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.simplify3d.com/support/materials-guide/properties-table/>.
- [28] "porovnanie PET vs PET-G," 2021 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.treatstock.com/guide/article/118-express-guide-of-fdm-3d-printing-materials#What is TPU?>
- [29] "Rozdiel medzi ABS, PLA, PETG," 2020 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.materialpro3d.sk/blog/rozdiel-medzi-abs--pla--petg/>.
- [30] "ASA," 2021 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.simplify3d.com/support/materials-guide/asa/>.
- [31] "materiál Flex," 2021 2021 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.simplify3d.com/support/materials-guide/flexible/>.
- [32] "Nylon," 2021 [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <https://www.makerbot.com/stories/design/nylon-3d-printing/>.
- [33] SKF, "SKF composite plain bearings," 2012, [Online]. [cit. 2021-02-20]. Dostupné z: Available: <http://www.skf.com/binary/68-107917/SKF-composite-plain-bearings---11004-EN.pdf>.
- [34] "Gyroid infill tests," 2019 [online]. [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://www.cartesiancreations.com.au/gyroid-infill-tests/>.
- [35] MACKENZIE, I.S. Assessment of arterial stiffness in clinical practice. *QJM* [online]. 95(2), 67-74 [cit. 2021-8-10]. ISSN 14602393. Dostupné z: doi:10.1093/qjmed/95.2.67

11. Zoznam príloh

3D model 2. prototypu peristaltického čerpadla