



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 KONSTRUKČNÍ ÚPRAVY SESTAVY SACÍHO EJEKTORU PRO MEDICÍNSKÉ POUŽITÍ

DESIGN ADJUSTMENT OF VACUUM EJECTOR ASSEMBLY FOR MEDICAL APPLICATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Petr Boháč

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Tomáš Návrat, Ph.D.

BRNO 2020

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Petr Boháč
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	doc. Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.
Akademický rok:	2019/20

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 konstrukční úpravy sestavy sacího ejektoru pro medicínské použití

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zdroje podtlaku se ve zdravotnictví používají k odsávání biologického materiálu. Z důvodu většího počtu výkonů s měkkými tkáněmi je požadavek na výrobek s nízkým podtlakem. Odsáváním vysokým podtlakem je možné měkké tkáně poškodit. Cílem práce je najít optimální technické a ekonomické řešení modifikace stávajícího zdroje podtlaku. Toto technické řešení bude ověřeno na základě experimentu.

Bakalářská práce bude vypracována ve spolupráci s GCE, s.r.o.

Cíle bakalářské práce:

Požadavkem je návrh úpravy sacího ejektoru pro nízký podtlak.

Vytvoření přehledu a zhodnocení požadavků na sací ejektor. Popis principu vícestupňového sacího ejektoru.

Návrh variant řešení. Zhodnocení výhod a nevýhod navržených řešení. Výběr vhodné varianty.

Detailní rozpracování vybrané varianty. Její realizace a praktické ověření měření.

Seznam doporučené literatury:

ŠKORPÍK, Jiří. Transformační technologie: Proudění plynů a par tryskami [online]. Brno, 2018 [cit. 2019-04-19]. ISBN 1804-8293.

PAVELEK, Milan. Termomechanika. 1. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2011.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá konstrukční úpravou dvoustupňového sacího ejektoru pro medicínální použití s pracovním názvem Medieject II. Navržené úpravy mají dosáhnout snížení hodnoty vytvořeného podtlaku oproti původní hodnotě a tím také umožnit přesnější regulaci vzniklého podtlaku. V první části práce jsou přiblíženy teoretické předpoklady, funkce a požadavky na vícestupňový sací ejektor, který má sloužit v lékařském prostředí. V druhé části práce je popsán analytický výpočet původní varianty, který slouží jako částečná kontrola následných numerických simulací. Třetí část práce se zabývá CFD simulacemi, které jsou využívány jako hlavní metoda pro řešení konstrukčních návrhů. Pomocí simulací proudění jsou navrženy dvě konstrukční úpravy a jejich několik dílčích variant. Následně jsou tyto úpravy podpořeny experimentem. Druhý návrh konstrukční úpravy, bude použit pro výrobu zařízení, které bude splňovat dané požadavky.

Abstract

This bachelor's thesis deals with the design of a two-stage suction ejector for medical use with the working name Medieject II. The proposed modifications are to achieve a reduction in the value of the created vacuum compared to the original value, and thus also enable a more precise regulation of the created vacuum. The first part of the thesis presents the theoretical assumptions, functions and requirements for a multistage suction ejector, which is to serve in a medical environment. The second part describes the analytical calculation of the original variant, which serves as a partial check of subsequent numerical simulations. The third part deals with CFD simulations, which are used as the main solving method for adjustments. Using flow simulations two design modifications and their several partial variants are proposed. Then these modifications are supported by experiment. The second design proposal will be used to manufacture equipment that will fulfill the requirements.

Klíčová slova

dvoustupňový sací ejektor, Lavalova dýza, tryska, Ansys Fluent, Medieject II

Key words

two-stage suction ejector, Laval nozzle, nozzle, Ansys Fluent, Medieject II

Bibliografická citace

BOHÁČ, Petr. *Návrh konstrukční úpravy sestavy sacího ejektoru pro medicínské použití*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124183>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Tomáš Návrat.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „*Návrh konstrukční úpravy sestavy sacího ejektoru pro medicínské použití*“ vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Tomáše Návrata, Ph.D. s použitím odborné literatury a zdrojů uvedených v této práci.

V Brně dne 26. května 2020

.....

Petr Boháč

Poděkování

Tímto děkuji panu doc. Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D. za cenné rady a odborné vedení při zpracování této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat firmě GCE, s.r.o. Chotěboř za poskytnutí materiálů a laboratoří nezbytných k vytvoření této práce a panu Ing. Milanu Kubantovi, Ph.D. za jeho rady.

Obsah

1. Úvod	11
2. Teoretická část.....	12
2.1. Obecný popis proudových čerpadel	12
2.2. Princip ejektoru	12
2.2.1. Výhody a nevýhody ejektoru	13
2.2.2. Proudění v ejektoru	13
2.3. Využití ejektorů.....	14
2.3.1. Pro odvod tepla	14
2.3.2. Pro dopravu látek	15
2.3.3. Zdroj vakua	15
2.4. Regulace výkonu ejektorů.....	16
2.5. Přehled požadavků na sací ejektor v zdravotnické technice	16
2.5.1. Vyhodnocení požadavků na sací ejektor	16
2.6. Popis funkce vícestupňového sacího ejektoru.....	17
2.6.1. Sací ejektor Medieject II.....	18
3. Analytické řešení	20
4. Numerické řešení	23
4.1. Vytvoření výpočtové sítě	23
4.2. Nastavení výpočtového modelu	24
5. První návrh	26
5.1. Výsledky numerických simulací prvního návrhu	27
5.2. Experiment prvního návrhu.....	28
5.3. Zhodnocení prvního návrhu	31
6. Druhý návrh.....	32
6.1. Výsledky numerických simulací druhého návrhu.....	33
6.1.1. Presentace výsledků původní varianty	33
6.1.2. Presentace výsledků první varianty	36
6.2. Experiment druhého návrhu.....	38
6.3. Zhodnocení druhého návrhu	41
7. Zpracování vybrané varianty	42
8. Diskuze	44
9. Závěr.....	45

10. Seznam použitých zdrojů	46
-----------------------------------	----

1. Úvod

Ve zdravotnictví jsou sací ejektory používány pro vytváření vakua, které je následně využíváno k odsávání biologického materiálu, odpadu z operačního pole a ran. V současné době vzrůstá počet zákroků s měkkými tkáněmi, například revize dutiny břišní. Pokud je vytvořený podtlak od sacího ejektoru příliš vysoký, může dojít k vážnému poškození měkké tkáně. V důsledku takového rizika vzniká požadavek na navržení sacího ejektoru, jenž bude vytvářet nízké hodnoty podtlaku.

Cílem této bakalářské práce je zpracování požadavků na sací ejektor ve zdravotnické technice, popsání funkce vícestupňového sacího ejektoru a navržení úprav dvoustupňového sacího ejektoru s pracovním názvem Medieject II, který je zobrazen na obrázku 1. Současný stav zařízení vytváří vakuum o hodnotě -80 kPa, pomocí úprav má být dosaženo snížení maximální hodnoty vytvářeného vakua v rozsahu od -40 kPa do -25 kPa. Při takto nízkých hodnotách podtlaku je regulace výstupní hodnoty vakua přesnější. Regulace probíhá pomocí škrcení hnacího plynu v těle sacího ejektoru.



Obr. 1 Sací ejektor Medieject II (převzato od [11])

2. Teoretická část

2.1. Obecný popis proudových čerpadel

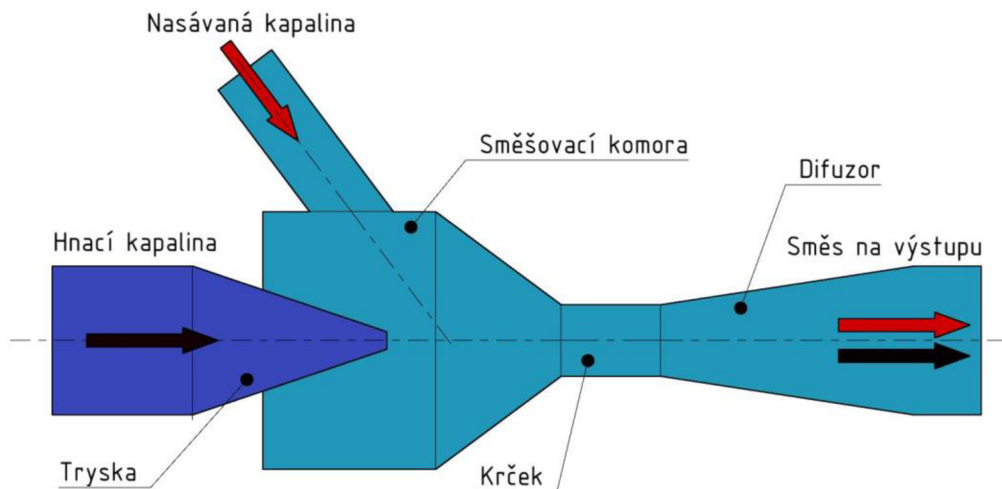
Proudová čerpadla jsou zařízení, která nemají výrazně složitou konstrukci, avšak pracují na velmi zajímavém principu. Tento druh čerpadel není čerpadlem v pravém slova smyslu. Nedochází v nich k rotaci mechanických součástí, jako je tomu u klasických hydrostatických a hydrodynamických čerpadel. Funkce proudových čerpadel je obecně založena na proudu jiné látky, kterou může být kapalina nebo plyn, taková látka je většinou označována jako pomocná nebo hnací. V případě, kdy je hnací látka stejná jako hnaná (čerpaná), jedná se o čerpadlo jednofázové. Pokud se od sebe látky liší chemickým složením nebo skupenstvím, nazýváme takové čerpadlo dvoufázové. Hnací látka předává energii látce hnané a tím ji uvádí do pohybu. Obecně se do kategorie proudových čerpadel řadí vodní trkače, mamutová čerpadla, ejektory a injektory [1]. Vodní trkače jsou využívány například v přírodě k přečerpávání vody do nádrží z blízkých vodních toků.

Proudová čerpadla se vyznačují vysokou spolehlivostí a nízkými výrobními náklady. Taková čerpadla však nemívají vysokou účinnost v porovnání s jinými druhy čerpadel. Jejich hlavní výhodou je, že umí pracovat bez přívodu elektrické energie. Takže pracují na čistě mechanickém principu. V této práci bude podrobný popis věnován hlavně ejektoru a jeho využití k vytváření vakua.

2.2. Princip ejektoru

Ejektor je zařízení, které se využívá k čerpání kapalin, plynů nebo vytváření vakua. Obrázek 2.2 zobrazuje schéma sacího ejektoru, který pracuje na principu využití vysokotlakého média (hnací kapaliny), jenž proudí tryskou ejektoru a navyšuje svoji rychlost na úkor snížení tlaku. Takto urychlené médium vstupuje do směšovací komory, kde uvede do pohybu nasávanou kapalinu. Následně směs obou kapalin proudí do krčku, který přechází do divergující trysky (difuzoru). Ten je zapojen v koncové části ejektoru. Difuzor způsobí snížení rychlosti a navýšení statického tlaku směsi, která může být dále dopravována na místo určení, nebo případně vypuštěna do okolního prostředí nebo atmosféry [2].

Další možností využití energie proudící směsi z krčku může být zapojení dalšího ejektoru, tím vznikne dvoustupňový sací ejektor s vyšší účinností.



Obr. 2.2 Schéma ejektoru

2.2.1. Výhody a nevýhody ejektoru

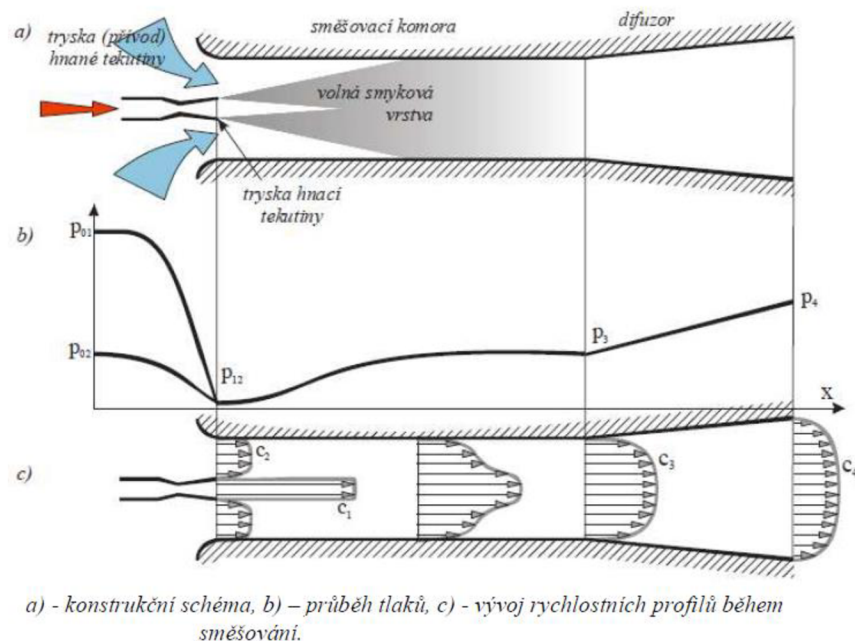
Hlavní výhodou ejektoru je, že jeho stavba neobsahuje pohyblivé součásti, díky tomu může být jeho konstrukce poměrně jednoduchá a velmi spolehlivá. Pokud je zvolen vhodný materiál na výrobu dokáže pracovat s chemicky agresivními látkami nebo i za vysokých teplot, případně s abrazivní látkou [2]. Případná údržba je nenáročná. Provoz samotného ejektoru není závislý na přívodu elektrické energie. Elektrinou však může být poháněn kompresor, jenž stlačuje hnací látku. Při provozu také nedochází ke vzniku vibrací.

Je však důležité zmínit i nevýhody a nedostatky, které s ejektory souvisí. Jednou z největších nevýhod je nízká účinnost, ta často nedosahuje ani 30 %. Tím je využití ejektorů značně limitováno. K jejich funkci je potřeba mít dostatečné množství hnacího média, například stlačeného vzduchu [3]. Další nevýhodou je vysoká hlučnost provozu, která je pozorována zejména u supersonických sacích ejektorů.

2.2.2. Proudění v ejektoru

Obrázek 2.2.2 (převzato z [2]) níže detailně popisuje průběh tlaků a postupný vývoj rychlostního profilu vzhledem ke konstrukci ejektoru. Pracovní kapalina o počátečním tlaku p_{01} je urychlena tryskou, poté expanduje do směšovací komory s rychlostí c_1 . Následně síly na okrajích takto urychleného proudu začnou strhávat hnanou kapalinu,

kteřá expanduje z počátečního tlaku p_{02} , a uvádí ji do pohybu. Ve směšovací komoře se oba proudy kapalin mísí a hnací kapalina předává svoji kinetickou energii kapalině hnané, postupně pak dojde k ustálení profilu rychlosti. Část zbylé kinetické energie se přemění na potenciální tlakovou energii. Část energie disipuje do okolí jako teplo, což je způsobeno třením, vznikajícími víry a z velké části samotným míšením kapalin. Difuzor je umístěn v sestavě právě proto, aby zvýšil účinnost tím, že se v něm část kinetické energie směsi přemění zpět na tlakovou, což je zobrazeno jako zvýšení tlaku z pozice p_3 na p_4 . Takový tlak lze využít k zapojení dalšího ejektoru, čímž se také dá zvýšit celková účinnost sestavy.



Obr. 2.2.2 Princip proudění v ejektoru, převzato ze zdroje [2]

2.3. Využití ejektorů

Ejektory mají poměrně širokou škálu uplatnění v místech, kde je k dispozici velké množství hnacího média nebo tam, kde se příliš nedbá na spotřebu hnacího média a jeho pořizovací cenu.

2.3.1. Pro odvod tepla

Jedna z možností využití je jako chlazení pro závodní stroje. Ejektor je umístěn ve výfuku, kde jako pracovní látka figurují spaliny o vysoké teplotě. Konstrukce je navržena tak, aby vytvářený podtlak odváděl teplo z blízkého okolí motoru. Spaliny a odvedené

teplo se vypouští skrz difuzor do atmosféry. Výhoda této konstrukce je hlavně v tom, že je jednoduchá a nespotřebovává žádný výkon motoru. Nicméně je jeho provoz poměrně hlasitý.

2.3.2. Pro dopravu látek

Ejektory jsou také využívány pro přepravu chemicky agresivních či abrazivních látek, jež by mohly běžné čerpadlo s pohyblivými elementy poškodit. Proud hnacího média je přiveden z kompresoru, ve směšovací komoře se mísí s dopravovanou látkou a ta je následně unášena proudem urychleného hnacího média na místo určení ve směsi obou látek.

Dalším využitím může být povrchová úprava obráběcích nástrojů či jiných strojních součástí. Příkladem je povlakování za studena, kde aplikovaná látka má nízkou teplotu a nedošlo by k jejímu uchycení na povrch za běžných podmínek. Látka musí být urychlena ejektorem, který má tvar výstupní trysky jako Lavalova dýza. Ta umožní zvýšit rychlost aplikované látky až nad rychlost zvuku a tím jí dodá potřebné množství kinetické energie k uchycení se na povrch součásti [4].

2.3.3. Zdroj vakua

Zdroj podtlaku je potřebný v mnoha odvětvích průmyslu a také v lékařství. K vytvoření nízkého stupně vakua se využívají mechanické vývěvy, které vytvoří podtlak o hodnotách jednotek kPa.

K vytvoření vyššího stupně vakua o hodnotách desítek kPa se využívají ejektory. Jako hnací látka zde nejčastěji figuruje stlačený vzduch nebo kyslík z tlakové nádoby či přímo z rozvodů. V průmyslu může být vytvořený podtlak využit k uchopení předmětů manipulátorem. V lékařství pak k odsávání biologického materiálu (sliny, krev a další), takovým ejektorem se bude tato práce zabírat podrobněji. V petrochemickém průmyslu je podtlak využíván k destilaci ropy nebo oddělení dvou látek s velmi odlišným bodem varu [5].

Často jsou využívány vícestupňové ejektory, v principu jde o zařazení více ejektorů za sebe do řady čímž dojde k vytvoření ještě vyššího podtlaku a zvýšení účinnosti [6].

2.4. Regulace výkonu ejektorů

Jedním z důvodů, proč je zpracovávána tato bakalářská práce je právě problematika regulace výkonu sacího ejektoru. Samotná regulace je velmi obtížná z hlediska, konstrukce ejektoru, kvůli absenci pohyblivých součástí ejektoru. Součásti tvořící ejektor jsou zpravidla pevně uchyceny a nelze s nimi ve větší míře pohybovat. Regulace je tedy omezena na změnu parametrů (nejčastěji tlaku) na vstupu do samotné trysky ejektoru. Změnou těchto parametrů však nelze zaručit, že se změna projeví úměrně na výstupu. Obecně uváděná regulace vstupního proudu, která je ještě přípustná k zachování funkce ejektoru, je do dvaceti procent od hodnot, pro které byl daný ejektor navržen [7]. Pokud je změna vyšší než uvedená hodnota, může dojít k ztrátě funkce ejektoru. Regulace je také možná změnou průřezu, přes který látka proudí, to však vede na složité konstrukční řešení a tím se vytrácí jednoduchost konstrukce a případně snižuje spolehlivost sestavy ejektoru [8].

2.5. Přehled požadavků na sací ejektor v zdravotnické technice

U sacího ejektoru, který slouží v medicíně, je hlavním požadavkem vysoká míra spolehlivosti. Dalšími požadavky jsou kompaktní rozměry a jednoduchý způsob ovládání, což umožní použití sacího ejektoru i v situacích, kdy je potřeba rychlý zdravotnický zásah s omezenými prostředky pro jeho provoz, proto je také výhodou, pokud jako hnací látka může sloužit jak stlačený vzduch, tak i kyslík v závislosti na momentální dostupnosti.

Mezi další nároky patří nízká hlasitost provozu, která by mohla nepříznivě ovlivnit průběh daného zákroku. Požadavkem je také regulace vytvořeného podtlaku na požadované hodnoty. Samozřejmostí jsou nízké provozní náklady a příznivá pořizovací cena.

2.5.1. Vyhodnocení požadavků na sací ejektor

Jak již bylo zmíněno, sací ejektor se vyznačuje vysokou spolehlivostí a také nízkými požadavky na údržbu. Nicméně taková spolehlivost může být narušena výškovým umístěním, kde by například ve vysoké nadmořské výšce hnací médium mělo vyšší tlakový rozdíl vůči atmosféře, než na který je konstruováno, a mohlo by dojít ke ztrátě funkce nebo k poklesu hodnoty vytvářeného podtlaku. Chování ejektoru tedy

nebude dostatečně dobře regulovatelné. K takové situaci by mohlo například dojít při zásahu horské služby ve vrtulníku nebo v nemocnicích poblíž horských oblastí. Pokud nastane zmíněná situace je nutné využít jiný zdroj podtlaku.

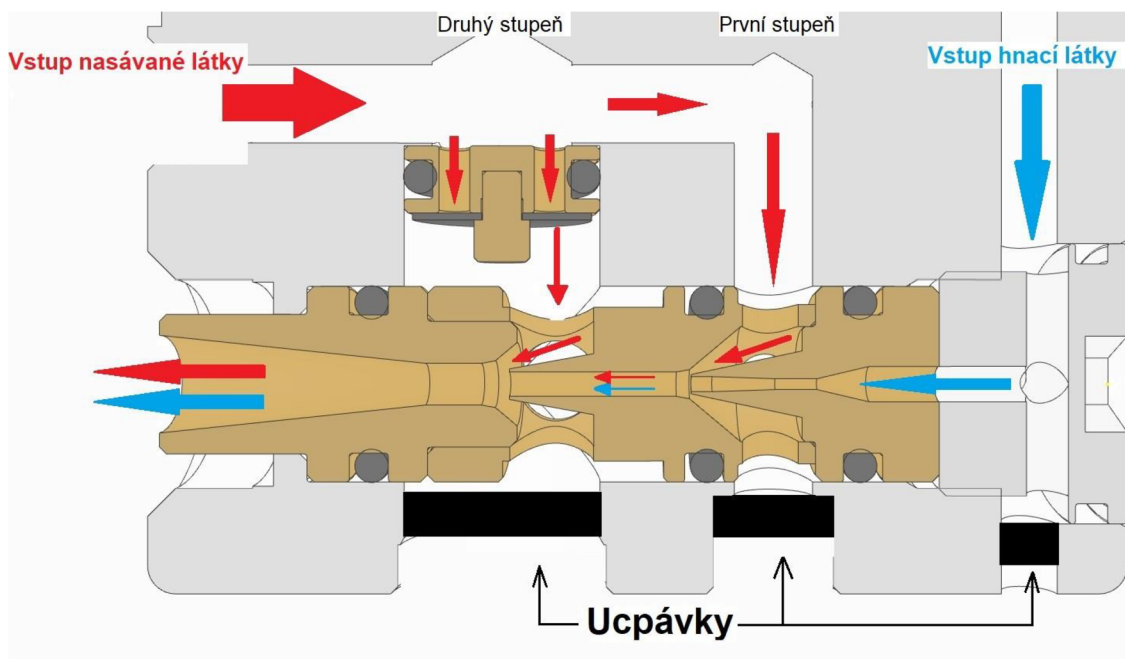
Lze ho zakomponovat do poměrně malých zařízení, u kterých se však musí dodržovat v lékařském prostředí vyšší nároky na okolní čistotu. V blízkém okolí přístroje a s ním spojeným zařízením by se nemělo vyskytovat velké množství prachu či jiných nečistot jako jsou olej a tuk. Přítomnost takového mazadla by mohla způsobit prudkou oxidační reakci s kyslíkem a potom i nebezpečný výbuch. Na což navazuje možnost volby hnací látky dle dostupnosti buď stlačený vzduch, nebo kyslík.

Hlučnost provozu ejektoru může být snížena tlumičem, který se zapojí na výstupu ze zařízení hned za difuzor. Regulace výstupního podtlaku je ovšem značně omezena a často musí být konstrukce ejektoru navržena na určitý rozsah, ve kterém má pracovat.

2.6. Popis funkce vícestupňového sacího ejektoru

Principem je zařazení dvou či více ejektorů v řadě za sebe, aby došlo ke zvýšení účinnosti celého zařízení a co nejvíce se využila potenciální tlaková energie. Hnací látka ve znázorněném příkladu vstupuje do Lavalovy dýzy, kde je nejprve urychlena na rychlost zvuku v její střední části. Následně v divergující části hnací látka dosáhne nadzvukových rychlostí a tím získá velké množství kinetické energie. Takovým způsobem vytvořený proud začne strhávat látku hnanou a tím ji nasávat v prvním stupni ejektoru. Poté už smíšený proud vstupuje do druhého stupně ejektoru, kde dojde k přísátí dalšího množství hnané látky. Na obrázku 2.6 je i umístěna klapka, která díky pohyblivé membráně zabraňuje zpětnému proudění přes první stupeň ejektoru. K takovému proudění dochází při běžném provozu ejektoru. Následně takto smíšený proud vstupuje do difuzoru umístěného v poslední části ejektoru a zde je vypuštěn do atmosféry. Je možné za sebe zařadit i více podobně navrhnutých ejektorů k navýšení účinnosti.

Tím se ale i zvýší složitost zařízení na výrobu, a tedy i jeho náklady. Je proto potřebné zvážit a navrhnout každý ejektor na konkrétní situaci využití.



Obr. 2.6 Schéma dvoustupňového sacího ejektoru

2.6.1. Sací ejektor Medieject II

Zařízení, kterým se tato bakalářská práce bude zabývat, nese pracovní název Medieject II. Jedná se o dvoustupňový sací ejektor, který je používán ve zdravotnické technice, kde se využívá jako zdroj podtlaku. Takový podtlak je využíván k odsávání biologického materiálu.

Veškeré uváděné hodnoty tlaku jsou vztaženy k referenční hodnotě atmosférického tlaku. Zařízení pracuje se vstupním tlakem hnací látky v rozmezí 0,35 – 0,50 MPa, takový tlak je běžně dostupný v lékařském prostředí v podobě stačeného vzduchu nebo kyslíku. Současný stav zařízení vytváří maximální vakuum o hodnotě -80 kPa. Takto vysoké vakuum může poškodit měkkou tkáň, se kterou se často pracuje. Regulace výstupního podtlaku je možná, avšak ne vždy je situace vhodná k nastavení požadované hodnoty. Vzhledem k tomu vznikl požadavek na úpravu současného sacího ejektoru.

Zařízení pracuje se stlačeným vzduchem nebo kyslíkem jakožto hnací látkou. Za jeho difuzor je připojen tlumič, jenž značně snižuje hlučnost provozu ejektoru, ale také snižuje maximální vytvářené vakuum v závislosti na vstupním tlaku. Snižování vytvořené

hodnoty vakua je v rozsahu -5 kPa až -10 kPa. Tyto hodnoty byly zjištěny experimentálně.

Nově navržený sací ejektor by měl vytvářet vakuum o maximálních hodnotách v rozsahu od -40 kPa do -25 kPa.

3. Analytické řešení

Pro tento druh řešení bude nutné zavést určitá zjednodušení. Proudění v ejektoru bude uvažováno jako adiabatické a předpokladem bude i rovnoměrný rychlostní profil. Dalším předpokladem je, že se jedná o ustálené a jednorozměrné proudění.

Vstupní hodnoty:

Proudící látkou je uvažován vzduch, pro který platí následující hodnoty.

$$R_m = 8,31 \frac{\text{J}}{\text{mol}\cdot\text{K}} \quad (\text{Molární plynová konstanta})$$

$$\kappa = 1,40 - \quad (\text{Poissonova konstanta})$$

$$M_m = 28,96 \frac{\text{g}}{\text{mol}} \quad (\text{Molární hmotnost})$$

Vypočteme plynovou konstantu.

$$r = \frac{R_m}{M_m} = \frac{8,31}{28,96 \cdot 10^{-3}} = 286,95 \frac{\text{J}}{\text{K}\cdot\text{kg}} \quad (1)$$

Absolutní vstupní tlak p_0 , který vstupuje do ejektoru, je uvažován bez ztrát ve vyvrtaných rozvodech přístroje. Relativní vstupní tlak vztažený k atmosféře má hodnotu 0,5 MPa. K této hodnotě je tedy připočten tlak atmosférický a součet vyjádřen jako p_0 .

$$p_0 = 601\,325 \text{ Pa}$$

Vstupní teplota plynu je 20 °C. Převáděno na jednotky Kelvina.

$$T_0 = 293,15 \text{ K}$$

Tlak, do kterého stlačený vzduch o tlaku p_0 vstupuje, je uvažován jako atmosférický tlak p_2 .

$$p_2 = 101\,325 \text{ Pa}$$

Z hodnot tlaků vypočítáme kritický tlakový poměr β_{kr} .

$$\beta_{kr} = \frac{p_{kr}}{p_0} = \left(\frac{2}{\kappa+1}\right)^{\frac{\kappa}{\kappa-1}} = \left(\frac{2}{1,4+1}\right)^{\frac{1,4}{1,4-1}} = 0,53 - \quad (2)$$

Z toho plyne, že kritický tlak p_{kr} se rovná.

$$p_{kr} = \beta_{kr} \cdot p_0 = 0,528 \cdot 601\,325 = 318\,702,25 \text{ Pa} \quad (3)$$

Pokud $\beta_{kr} < \beta$ jedná se o podkritické proudění a nejvyšší dosažená rychlost nepřesahuje rychlost zvuku, když ale $\beta_{kr} > \beta$ jedná se o nadkritické proudění, které svými rychlostmi dosahuje rychlosti vyšší než je rychlost zvuku. V případě, že $\beta_{kr} = \beta$, jedná se o proudění kritické, tudíž proudění o rychlosti zvuku.

Tlakový poměr β vypočítáme jako podíl tlaku, do kterého plyn vstupuje a tlaku vstupujícího.

$$\beta = \frac{p_2}{p_0} = \frac{101\,325}{601\,325} = 0,17 \quad (4)$$

Kritický tlakový poměr je větší než tlakový poměr. Bude se tedy jednat o proudění nadkritické.

Pro vypočítání maximální rychlosti w_2 použijeme již odvozený vztah pro takto idealizovaný případ proudění.

$$w_2 = \sqrt{2 \cdot \frac{\kappa}{\kappa-1} \cdot r \cdot T_0 \cdot \left(1 - \left(\frac{p_2}{p_0}\right)^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}\right)} =$$

$$\sqrt{2 \cdot \frac{1,4}{1,4-1} \cdot 286,95 \cdot 293,15 \cdot \left(1 - \left(\frac{101\,325}{601\,325}\right)^{\frac{1,4-1}{1,4}}\right)} = 484,58 \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad (5)$$

Následně vypočítáme kritickou rychlost proudění w_{kr} .

$$w_{kr} = \sqrt{2 \cdot \frac{\kappa}{\kappa-1} \cdot r \cdot T_0 \cdot \left(1 - \left(\frac{p_{kr}}{p_0}\right)^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}\right)} =$$

$$\sqrt{2 \cdot \frac{1,4}{1,4-1} \cdot 286,95 \cdot 293,15 \cdot \left(1 - \left(\frac{318\,702,25}{601\,325}\right)^{\frac{1,4-1}{1,4}}\right)} = 312,54 \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad (6)$$

Této rychlosti w_{kr} proudění nabývá v oblasti konvergentní části dýzy, dále dýza začíná pozvolně přecházet v divergentní tvar a tím vzrůstá rychlost proudění až na w_2 .

K výpočtu hmotnostního toku je potřeba nejprve vypočítat kritickou hustotu ρ_{kr} a kritický průřez S_{kr} . K výpočtu kritické hustoty musíme nejprve vypočítat kritickou teplotu T_{kr} .

$$T_{kr} = \left(\frac{p_{kr}}{p_0}\right)^{\frac{\kappa-1}{\kappa}} = \left(\frac{318\,702,25}{601\,325}\right)^{\frac{1,4-1}{1,4}} = 244,52 \text{ K} \quad (7)$$

Potom kritická hustota plynu ρ_{kr} bude.

$$\rho_{kr} = \frac{p_{kr} \cdot M}{T_{kr} \cdot R_m} = \frac{318\,702,25 \cdot 28,96 \cdot 10^{-3}}{244,52 \cdot 8,31} = 4,54 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \quad (8)$$

Průměr kritické části dýzy je $d_{kr} = 0,75$ mm.

Vypočítáme kritický průřez S_{kr} .

$$S_{kr} = \frac{\pi \cdot d_{kr}^2}{4} = \frac{\pi \cdot 0,00075^2}{4} = 4,42 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \quad (9)$$

Vypočítáme hmotnostní tok \dot{m} .

$$\dot{m} = \rho_{kr} \cdot w_{kr} \cdot S_{kr} = 4,54 \cdot 312,54 \cdot 4,42 \cdot 10^{-7} = 6,27 \cdot 10^{-4} \frac{\text{kg}}{\text{s}} \quad (10)$$

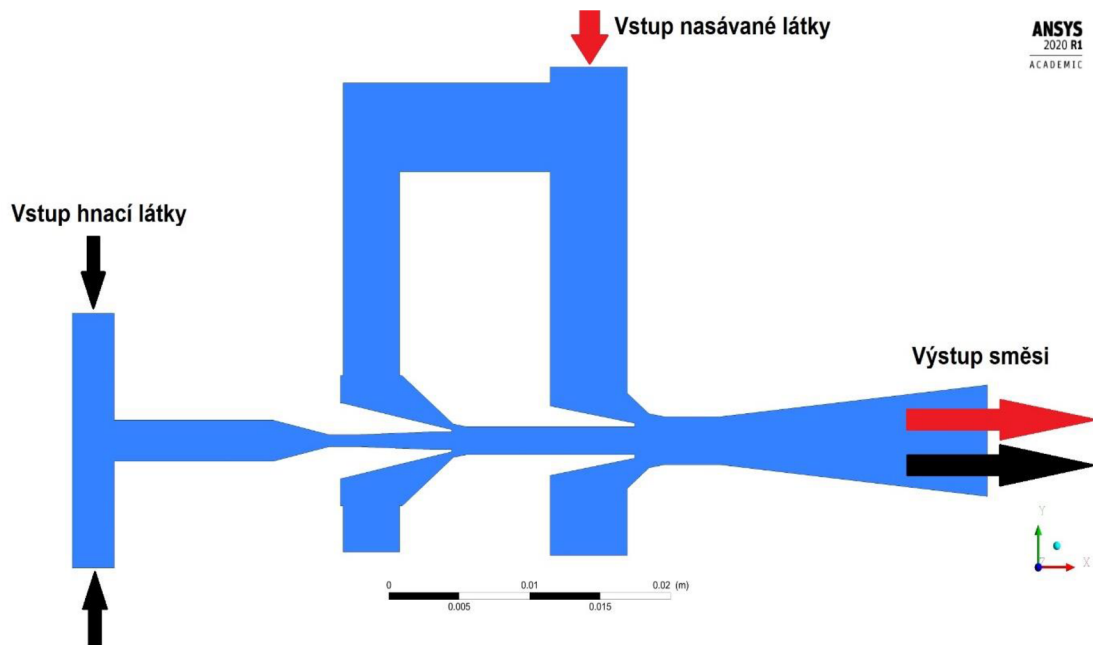
Hmotnostní tok je v celé uvažované oblasti proudění zachován.

Takto vypočtené hodnoty platí pouze do oblasti konce Lavalovy dýzy v prvním stupni sacího ejektoru. Lze je použít jako kontrolní body pro numerické výpočty a experiment.

4. Numerické řešení

V této bakalářské práci bude také prezentován numerický výpočet pomocí programu Ansys Fluent. Výpočtové modelování je zde využito k vizualizaci proudění v celém těle sacího ejektoru a jeho posouzení. Pomocí upravených modelů původního sestavení ejektoru bude zjištěna řada závislostí, které dopomohou vytvořit žádaný výrobek. Síť výpočtového modelu byla vytvořena v programu AnsysMeshing. Proudění je modelováno jako 2D díky využití částečné symetrie výrobku.

Obrázek 4. znázorňuje model původní geometrie zařízení Medieject II a pomocí něj byly vytvořeny konstrukční návrhy úprav. Úpravy se soustředí především na geometrii Lavalovy dýzy v prvním stupni sacího ejektoru.

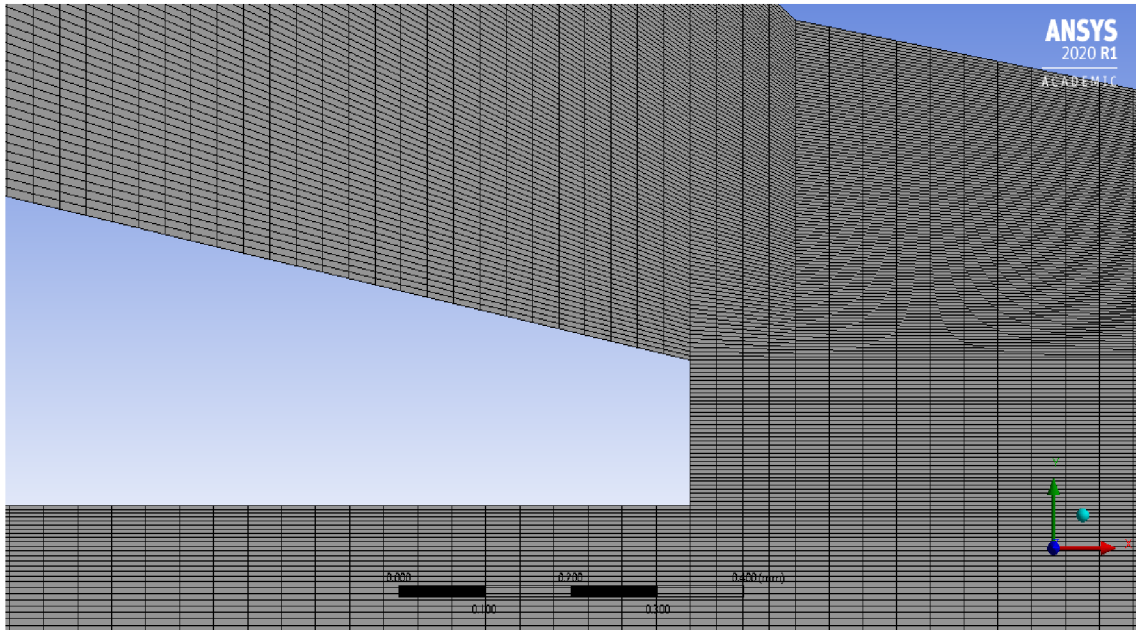


Obr. 4 Znárodnění vnitřní geometrie dvoustupňového sacího ejektoru

4.1. Vytvoření výpočtové sítě

Na obrázku 4.1 je znázorněna ukázka jemnosti výpočetní sítě v oblasti konce Lavalovy dýzy. Pro vytvořenou geometrii byly použity prvky s vlastnostmi CFD, Fluent. Primární velikost prvků je 0,04 mm, ke stěnám bylo použito funkce Edge Sizing na zhuštění sítě v požadovaných oblastech. Jako metoda síťování byla zvolena Multizone Quad/Tri, kde free face mesh type byl nastaven jako All Quad. Byly označeny hrany geometrie k pozdějšímu nastavení okrajových podmínek výpočtu. Celkový počet prvků

v použitých geometriích se pohybuje v rozmezí 497 000 až 502 000 s limitním počtem prvků vzhledem k studentské licenci programu.



Obr. 4.1 Ukázka výpočetní sítě

4.2. Nastavení výpočtového modelu

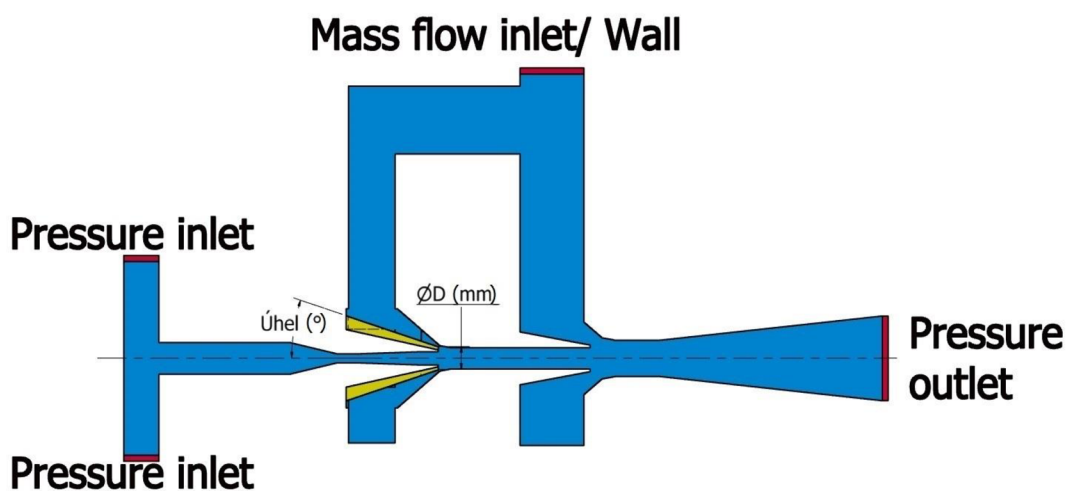
Model simulace byl nastaven jako Pressure-based, tedy jako nestlačitelné látky. Časové nastavení bylo zvoleno v čase proměnné tedy Transient. Časový krok byl nastavený jako 0,01 sekundy. Dále byla použita energetická rovnice a model turbulence jako **SST $k-\omega$** . Tento model je vhodný pro numerické simulace proudění v ejektorech, ve kterých je dosaženo vysokých rychlostí proudění [9] [10]. Dále v modelu turbulence v záložce viscous bylo zahrnuto viscous heating, production limiter a compressibility effects. Jako proudící látka byl vybrán vzduch s nastavením ideálního plynu. Byly zanedbány silové gravitační účinky.

Okrajové podmínky takto vytvořených modelů pracují s předpokladem, že nedochází k žádným tlakovým ztrátám ve vrtání přístroje. Vytvořené modely mají tedy nastavený na vstupu relativní tlak vztahený k atmosféře na hodnoty 0.35 a 0.50 MPa. Takový tlak stlačeného vzduchu nebo kyslíku je běžně dostupný v nemocničním prostředí. Relativní tlak na výstupu je nulový, není tedy uvažován vliv tlumiče. Turbulence intensity je nastaven na vstupu 5 % a výstupu 10 %, tato hodnota ve velké míře ovlivňuje stabilitu řešení. K dosažení konvergence řešení bylo v prvním návrhu

využito nastavení okrajové podmínky mass-flow inlet, kde byl vstupní hmotnostní tok nastaven na minimální hodnoty v řádech $\mu\text{g/s}$.

5. První návrh

V prvním uvažovaném návrhu byla snaha docílit nižšího vytvářeného podtlaku absencí zpětné klapky, která zabraňuje zpětnému proudění nasávaného plynu mezi druhým a prvním stupněm sacího ejektoru. Dále byly vytvořeny návrhy, jež upravují vnější rozměr upravované dýzy. Na obrázku 5.1 je graficky znázorněna zamýšlená rozměrová úprava. Byly vytvořeny celkem 4 rozdílné geometrie popsané v tabulce 5.2, ve kterých docházelo k zvětšení průměru vnějšího konce dýzy a navýšení vnějšího úhlu. Tímto způsobem došlo k zúžení prostoru, kterým je hnaná látka odsávána. Ve výpočtových modelech byly tyto návrhy zpracovány a byl předpokládán nižší výsledný vytvořený podtlak. Výpočtové modely se zpětnou klapkou neuvažují z důvodu její složité konstrukce a chování při proudění plynu. Vnitřní geometrie dýzy byla zachována.



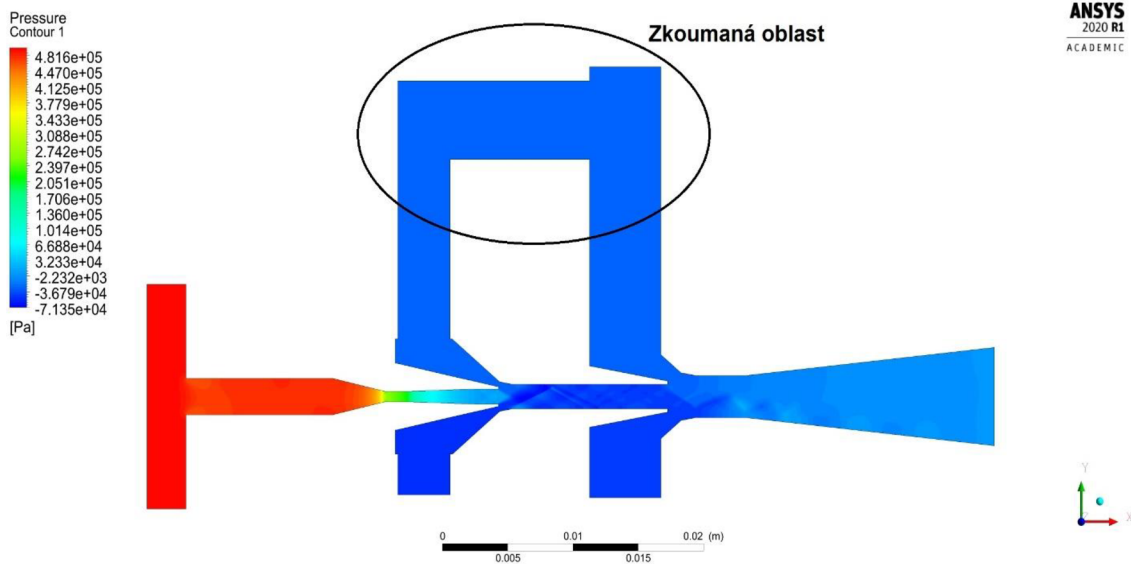
Obr. 5.1 Označení okrajových podmínek a zvýrazněná geometrická úprava

Tab. 5.2 Varianty upravených rozměrů

	ØD mm	Úhel °
Původní rozměr	1,40	24,00
První varianta	1,75	32,00
Druhá varianta	1,90	36,00
Třetí varianta	2,05	40,00

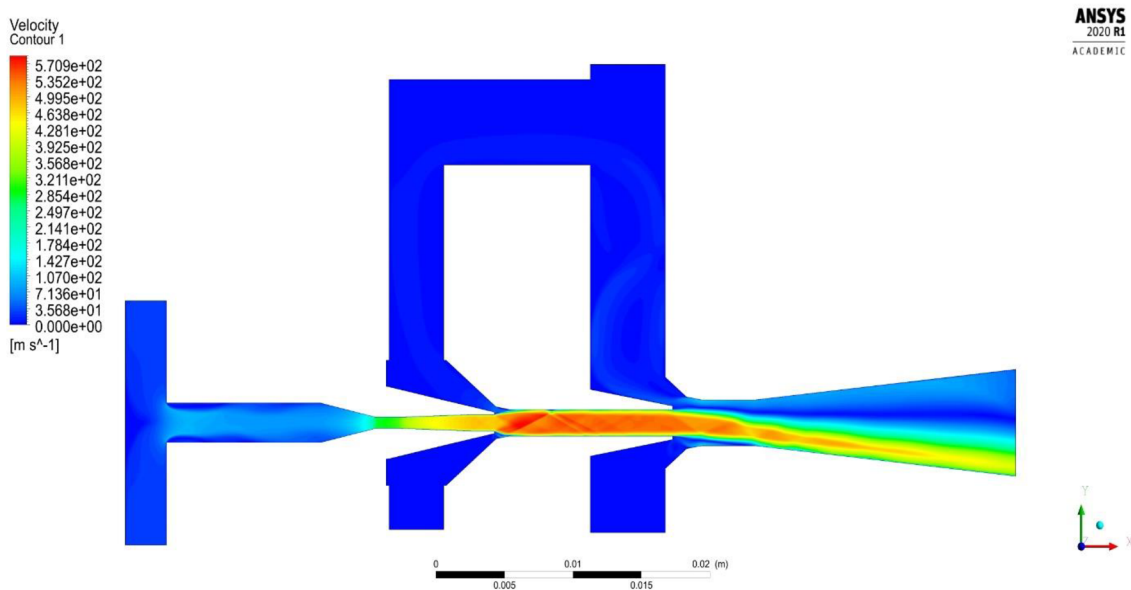
5.1. Výsledky numerických simulací prvního návrhu

Na obrázku je prezentován numerický model, jenž nejvíce odpovídal svými výsledky daným požadavkům na úpravu sacího ejektoru. Jedná se o geometrii s **rozměry vnějšího průměru $D = 1.75$ mm** a tedy **první variantu**.



Obr. 5.1.1 Zobrazení průběhu tlaku

Výsledné vakuum ve zkoumané oblasti, která je znázorněna na obrázku 5.1.1, má hodnotu -42 kPa při relativním vstupním tlaku 0.50 MPa. Hodnoty jsou vztaženy k atmosférickému tlaku. Z takového výsledku je tedy očekáván snížený maximální vytvořený podtlak zařízení.



Obr. 5.1.2 Zobrazení průběhu rychlosti proudění

Dále je ilustrativně znázorněn průběh rychlosti proudění na obrázku 5.1.2 v numerickém modelu. Rychlosti v nejužším a koncovém bodě dýzy odpovídají s přesností 5 % ve srovnání s analytickým výpočtem. Je zde také vidět, že proud se strhává k dolní straně difuzoru, takové chování lze odůvodnit tím, že se jedná o nestacionární proudění a dochází ke kmitání proudu od horní ke spodní části difuzoru. Takový průběh rychlosti je tedy zachycený v konkrétním časovém okamžiku a bude se měnit.

5.2. Experiment prvního návrhu

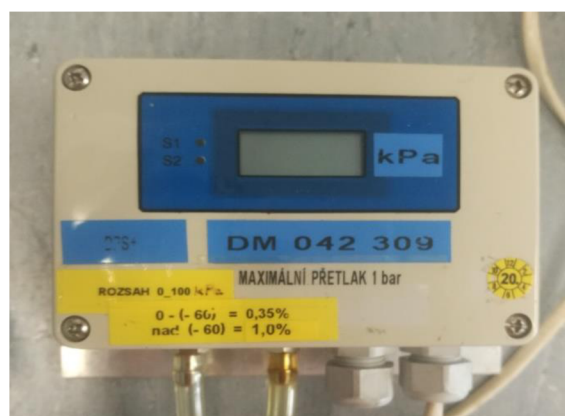
Veškeré geometrické návrhy byly zhotoveny a podrobeny měření při experimentu v zařízeních pro to určených ve společnosti GCE, s.r.o..

Měření probíhalo s průtokoměrem TSI 4000 na obrázku 5.2.1, který měří průtok v litrech za minutu s přesností 3 %.



Obr. 5.2.1 Průtokoměr TSI 4000

Dále bylo zapojeno do měřicí trati zařízení na obrázku 5.2.2, jenž snímá podtlak v jednotkách kPa s přesností 1 %.



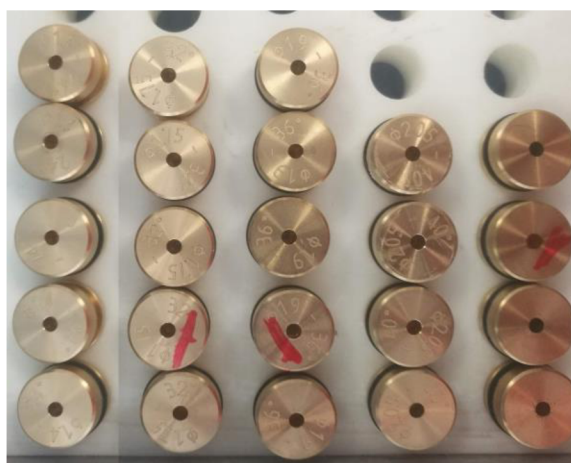
Obr. 5.2.2 Snímač vytvořeného podtlaku

Průtok byl měřen za difuzorem, kde byla zjištěna spotřeba stlačeného vzduchu. Vytvářený podtlak byl měřen na výstupu z přístroje, který je k tomu určen.

Na obrázku 5.2.4 jsou zobrazeny vyrobené dýzy k prvnímu návrhu. V jedné výrobní dávce byly také vyrobeny původní rozměry dané upravované části, aby bylo umožněno nejprve ověřit správnost funkce přístroje a tím vyloučit možné chyby měření ze strany konstrukce. Použité součásti byly také zkontrolovány pod světelným mikroskopem. Rozměrové tolerance vyrobených součástí mají přesnost $\pm 0,02$ mm ve vrtaných otvorech. Na obrázku 5.2.3 je vyfotografováno sestavení ejektoru ze tří samostatných částí.



Obr. 5.2.3 Sestavení ejektoru

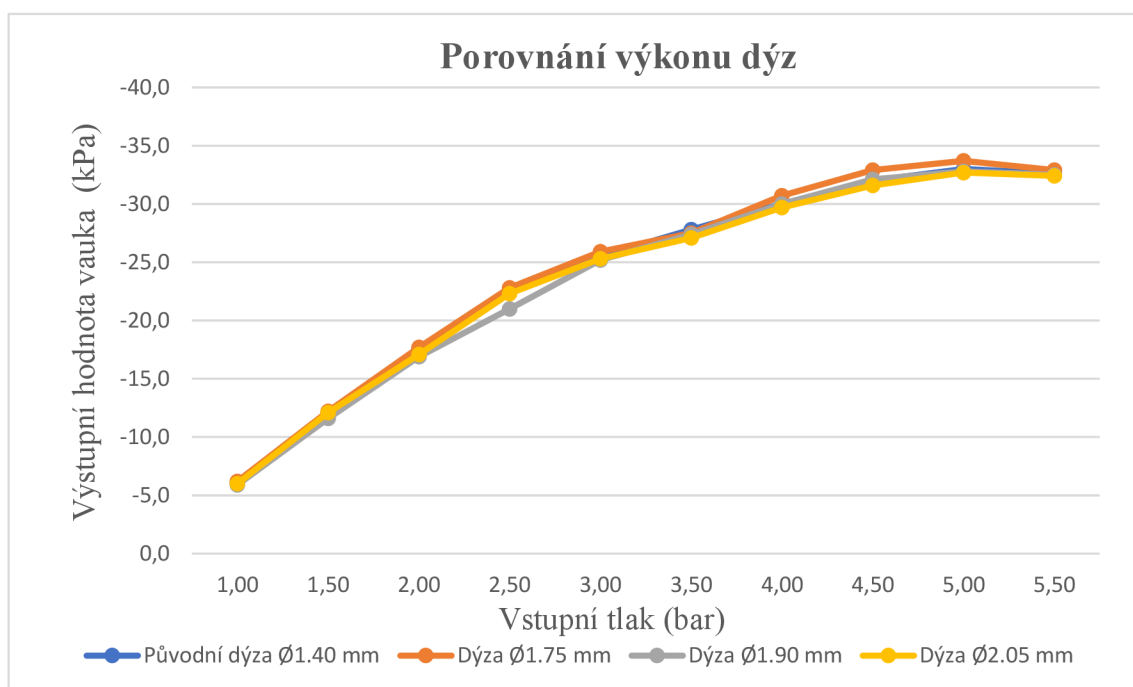


Obr. 5.2.4 Vyrobené součásti k prvnímu návrhu

Vstupní tlak do ejektoru byl regulován v barech a výstupní vakuum měřeno v jednotkách kPa, proto je vstupní tlak udáván v jednotkách bar. Změřeny byly následující charakteristiky. Uváděné hodnoty tlaku jsou vztaženy k referenční hodnotě atmosférického tlaku. Měření probíhalo ve městě Chotěboř v nadmořské výšce 550 m n.m. Následující hodnoty vakua jsou změřeny se zapojeným tlumičem do sestavy.

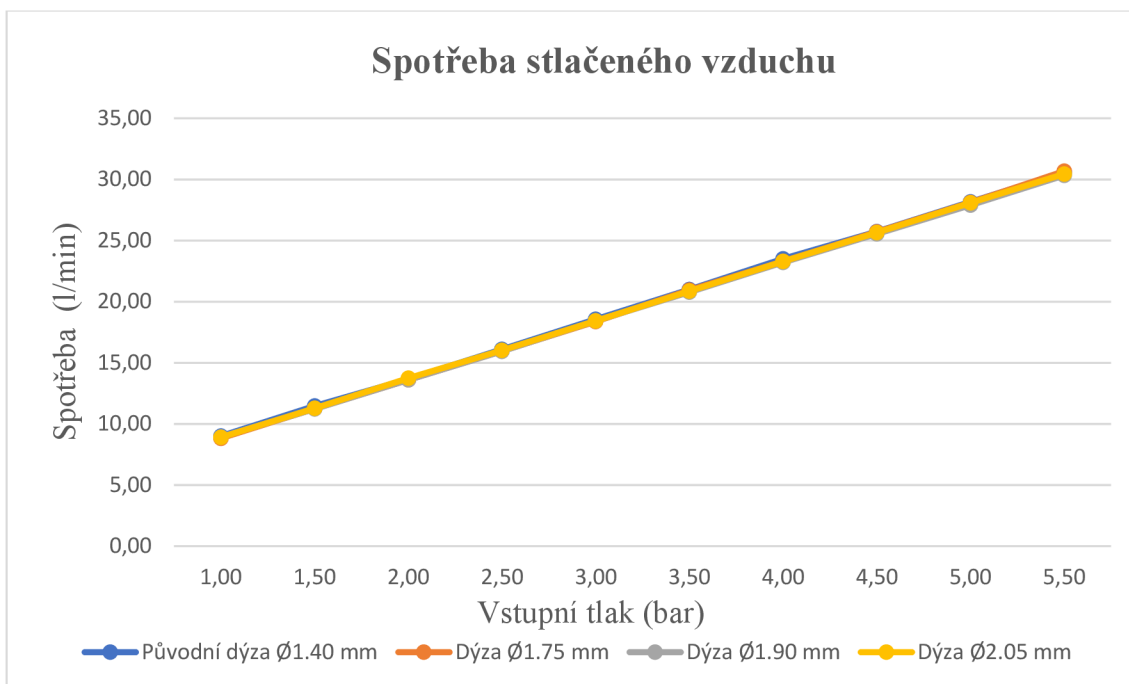
Tab. 5.2.5 Výsledky výkonu dýz v závislosti na vstupním tlaku a geometrii

Původní dýza Ø1,4 mm	Výstupní hodnota vakua (kPa)									
	-6,0	-12,0	-17,5	-22,5	-25,5	-27,8	-30,0	-32,0	-33,0	-32,6
Dýza Ø1,75 mm	-6,2	-12,2	-17,7	-22,8	-25,9	-27,5	-30,7	-32,9	-33,7	-32,9
Dýza Ø1,90 mm	-5,9	-11,6	-16,9	-21,0	-25,2	-27,4	-30,0	-32,1	-32,8	-32,5
Dýza Ø2,05 mm	-6,0	-12,1	-17,1	-22,3	-25,3	-27,1	-29,7	-31,6	-32,7	-32,4
Vstupní tlak (bar)	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00	4,50	5,00	5,50



Obr. 5.2.6 Graf průběhu vytvářeného vakua v závislosti na vstupním tlaku

Z grafu 5.2.6 jsou jednoznačně patrné informace o tom, že téměř nezávisí na vnější geometrii dýz. Rozdíly mají minimální rozptyl a maximální dosažená hodnota podtlaku je -33,7 kPa s geometrií o rozměru 1,75 mm a vstupním relativním tlaku 0,50 MPa. Absence zpětné klapky tedy má razantní vliv na maximální hodnotu vytvořeného podtlaku. Nedošlo tedy k potvrzení předpokladů z numerických simulací. V tabulce 5.2.5 jsou uvedeny změřené hodnoty vakua.



Obr. 5.2.7 Graf průběhu spotřeby stlačeného vzduchu

Obrázek 5.2.7 zobrazuje spotřebu stlačeného vzduchu, ta se dá považovat za neměnnou hodnotu vzhledem k úpravě vnější geometrie. Je tomu tak z důvodu neměnných vnitřních rozměrů u všech návrhů. Mírné rozdíly v hodnotách jsou způsobeny chybou měření.

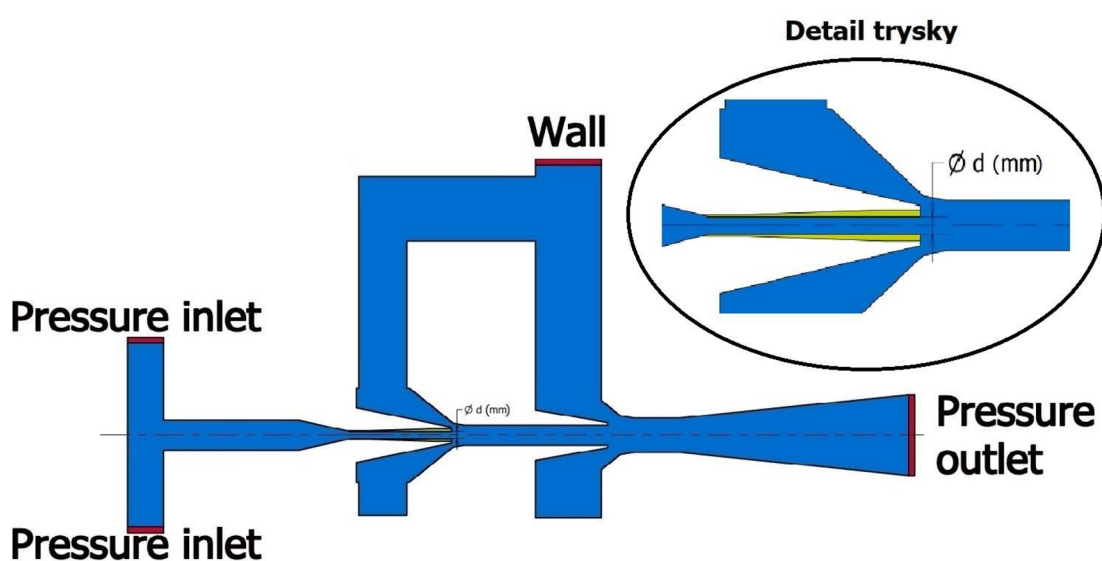
5.3. Zhodnocení prvního návrhu

Z grafů je možné vidět, že vytvořená změna vnější geometrie nemá velký vliv na vytvářený podtlak, jak bylo předpokládáno na základě numerického výpočtu. Absence zpětné klapky v druhém stupni sacího ejektoru způsobuje extrémní ztráty na výsledném vytvářeném podtlaku. Dochází tedy k silnému proudění směsi látek mezi druhým a prvním stupněm sacího ejektoru. Tímto způsobem je sice dosaženo nízkých hodnot podtlaku, ale regulace stále není umožněna na uspokojující úrovni. Řešení je použitelné, avšak jeho využití není ekonomické vzhledem k stejné spotřebě stlačeného vzduchu jako má původní varianta přístroje.

6. Druhý návrh

Tento zkoumaný návrh po předchozím zjištění z prvního experimentu byl upraven následujícím způsobem. V prvním stupni sacího ejektoru je Lavalova dýza nahrazena jednodušší tryskou. Tryska si zachovává původní vnější geometrii, je upraven pouze její vnitřní průměr. V tomto numerickém modelu stále ve výpočtu není uvažováno s klapkou, která brání zpětnému proudění.

Na obrázku 6 je zobrazena vytvořená úprava geometrie a označené okrajové podmínky numerického výpočtu. V tabulce 6.1 jsou rozměry navržených vnitřních průměrů trysek.



Obr. 6 Označení okrajových podmínek a zvýrazněná geometrická úprava s rozměry

Tab. 6.1 Navržené vnitřní průměry trysek

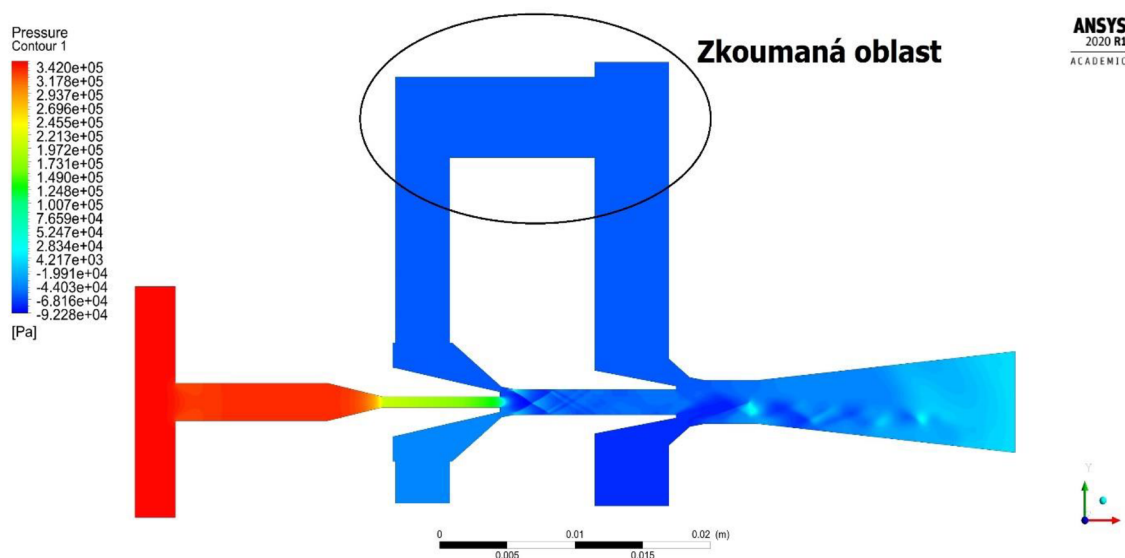
	Ød mm
Původní rozměr	0,75
První varianta	0,60
Druhá varianta	0,55
Třetí varianta	0,50

6.1. Výsledky numerických simulací druhého návrhu

Byly vytvořeny dva výpočtové modely s různou geometrií, první z nich odpovídá původnímu vnitřnímu průměru $d = 0,75$ mm a druhý s vnitřním průměrem $d = 0,60$ mm. Vstupní tlaky jsou nastaveny na 0,35 a 0,50 MPa. Zbylé dva návrhy byly testovány jen experimentálně.

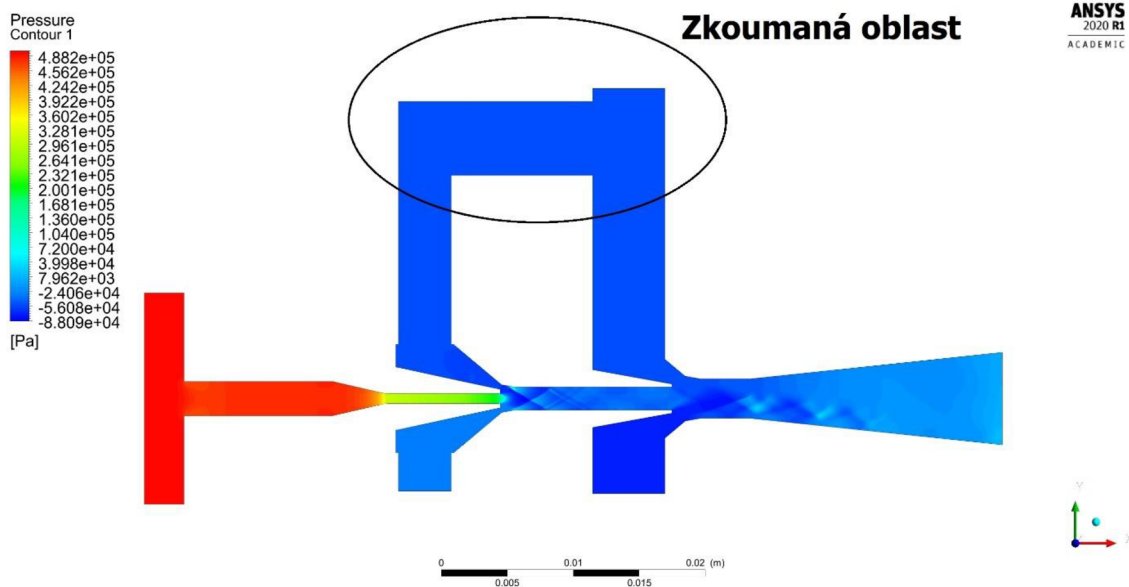
6.1.1. Prezentace výsledků původní varianty

Původní varianta má tedy **vnitřní průměr trysky $d = 0,75$ mm** v prvním stupni ejektoru. Relativní vstupní tlaky do modelu jsou nastaveny na hodnoty 0,35 a 0,50 MPa.



Obr. 6.1.1.1 Zobrazení průběhu tlaků se vstupním tlakem 0,35 MPa

Na obrázku 6.1.1.1 je zobrazen průběh tlaků a jeho hodnota ve zkoumané oblasti dosahuje **hodnoty -60,5 kPa**. Referenční hodnotou je atmosférický tlak. Vstupní tlak má hodnotu 0,35 MPa.

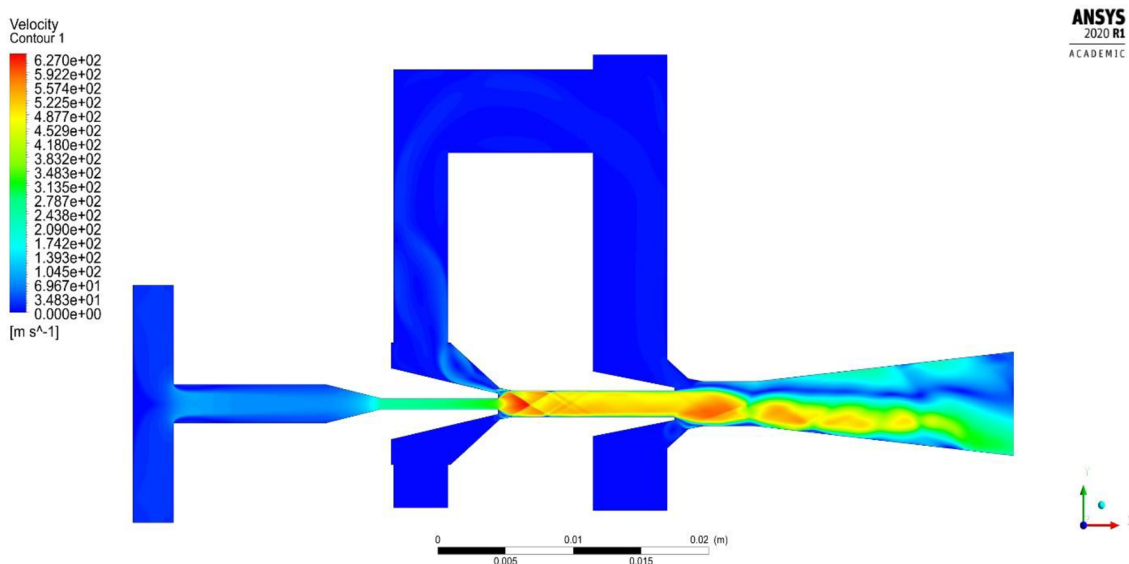


Obr. 6.1.1.2 Zobrazení průběhu tlaků se vstupním tlakem 0,50 MPa

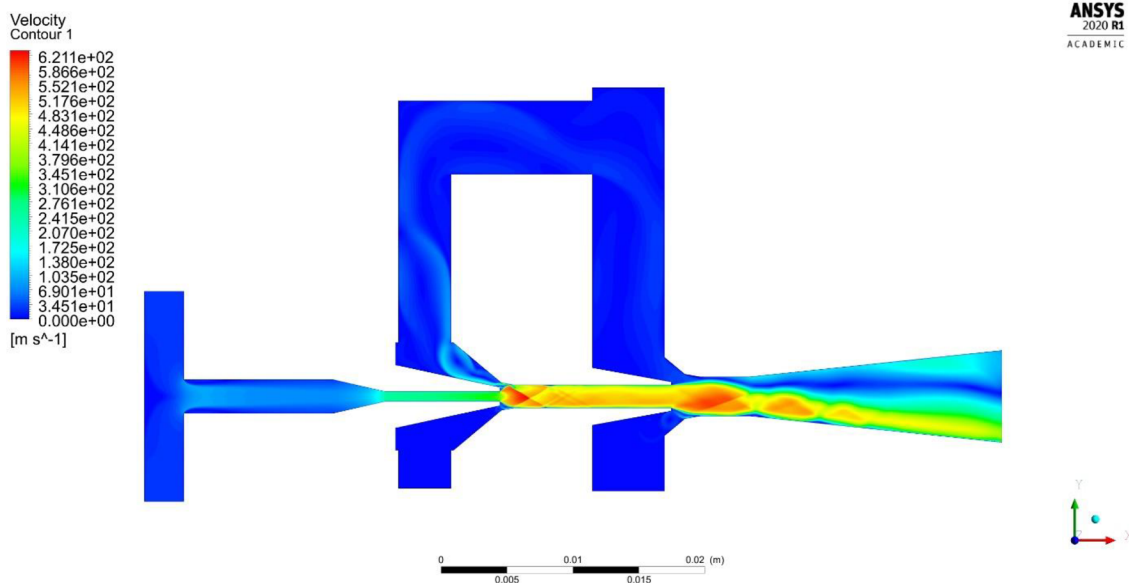
Na obrázku 6.1.1.2 je zobrazen průběh tlaků a jeho hodnota ve zkoumané oblasti dosahuje **hodnoty -59,2 kPa**. Referenční hodnotou je atmosférický tlak. Vstupní tlak má hodnotu 0,50 MPa.

Je tedy očekáváno, že maximální vytvořený vakuum od trysky s tímto průměrem bude dosahovat hodnot okolo -60 kPa.

Dále jsou zobrazeny průběhy rychlostí na obrázcích 6.1.1.3 a 6.1.1.4 .



Obr. 6.1.1.3 Zobrazení průběhu rychlosti se vstupním tlakem 0,35 MPa

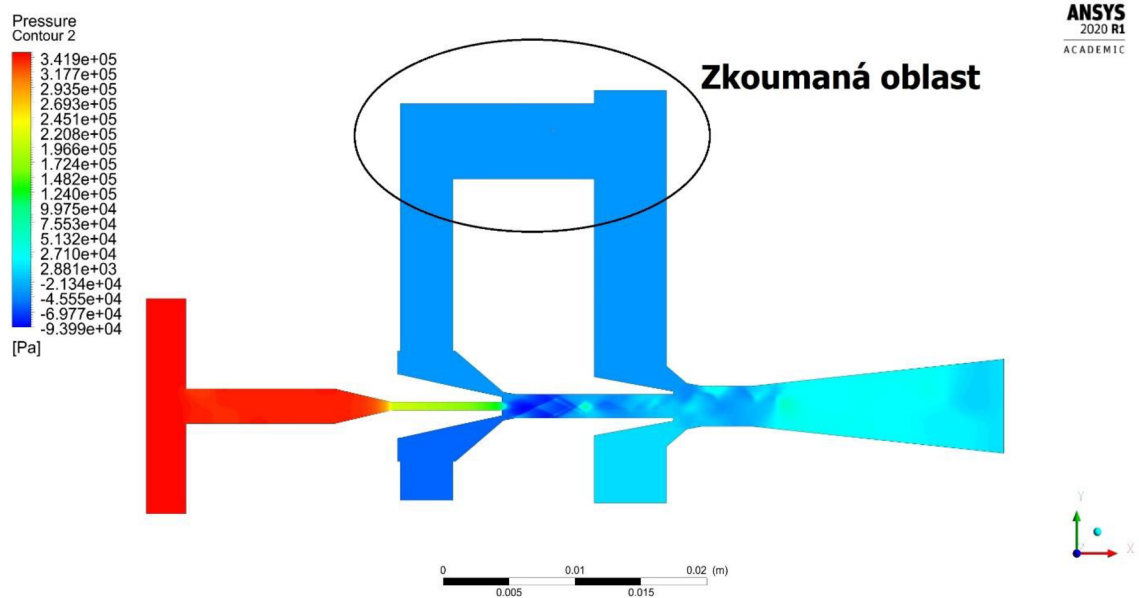


Obr. 6.1.1.4 Zobrazení průběhu rychlosti se vstupním tlakem 0,50 MPa

Jak je možné vidět, výsledný profil rychlosti odpovídá teoretickým předpokladům. Tedy plyn dosahuje v nejužším průřezu rychlosti zvuku jako své maximální hodnoty rychlosti v daném průřezu. Po výstupu z trysky dochází k navýšení rychlosti, které je způsobeno skokovým rozšířením průřezu. Dále zde dochází k viditelnému víření plynu ihned za výstupem z první trysky. Také je zde viditelné zpětné proudění plynu z druhého do prvního stupně sacího ejektoru, ke kterému dochází kvůli absenci zpětné klapky v numerickém modelu. Na obrázku 6.1.1.4 je více patrné zmiňované zpětné proudění. Tímto jevem je možné odůvodnit nižší hodnotu vytvořeného podtlaku i s vyšším vstupním tlakem.

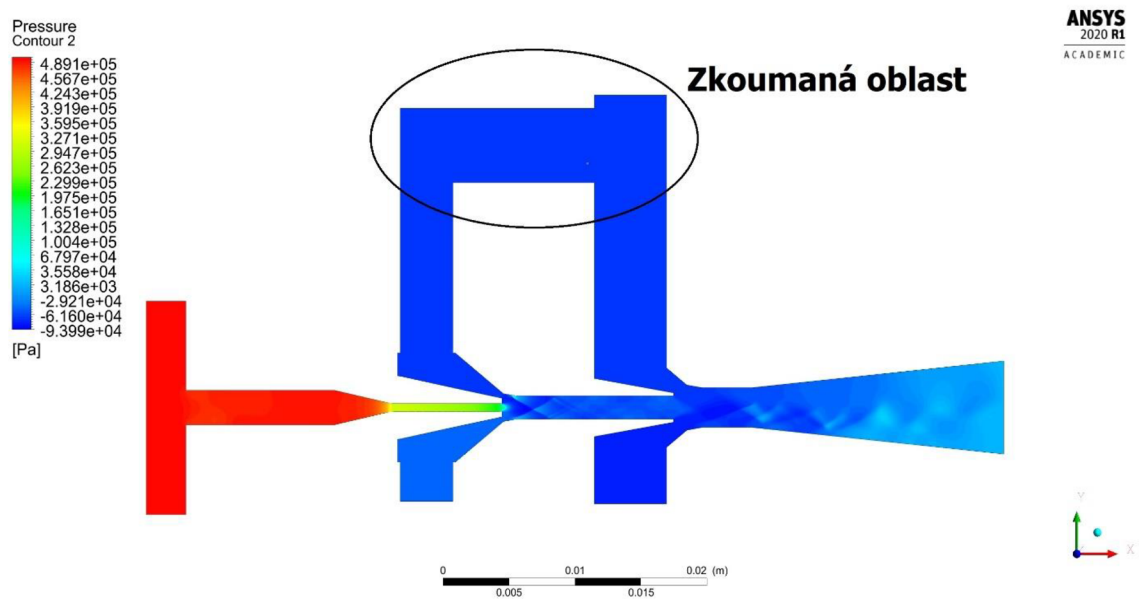
6.1.2. Prezentace výsledků první varianty

Původní varianta má tedy **vnitřní průměr trysky $d = 0,60 \text{ mm}$** v prvním stupni ejektoru. Relativní vstupní tlaky do modelu jsou nastaveny na hodnoty 0,35 a 0,50 MPa.



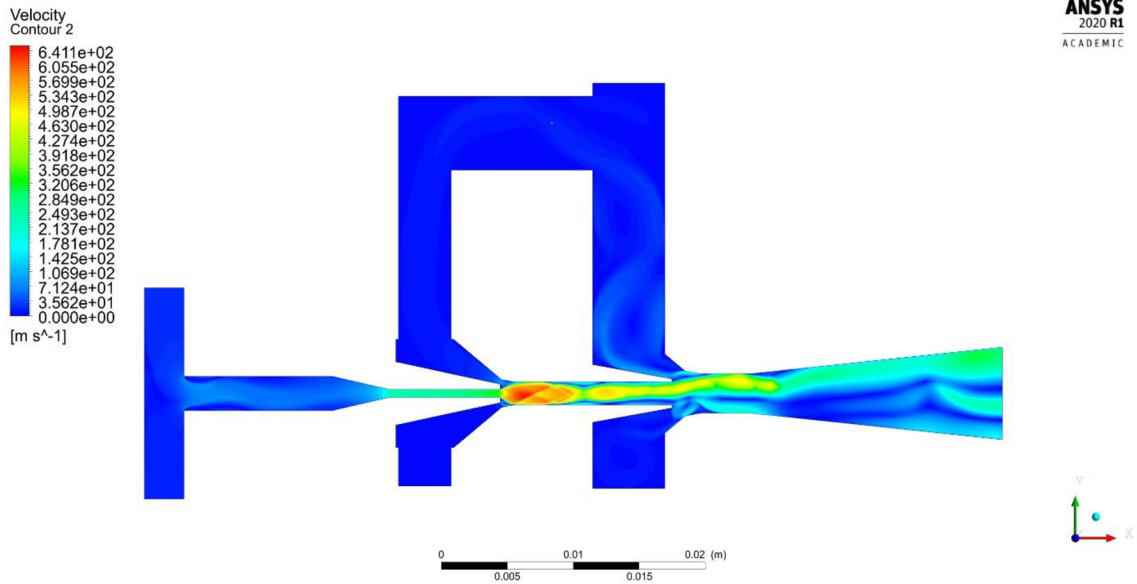
Obr. 6.1.2.1 Zobrazení průběhu tlaků se vstupním tlakem 0,35 MPa

Na obrázku 6.1.2.1 je zobrazen průběh tlaků a jeho hodnota ve zkoumané oblasti dosahuje **hodnoty $-39,5 \text{ kPa}$** . Vstupní tlak je nastaven na hodnotu 0,35 MPa. Referenční hodnotou je atmosférický tlak.

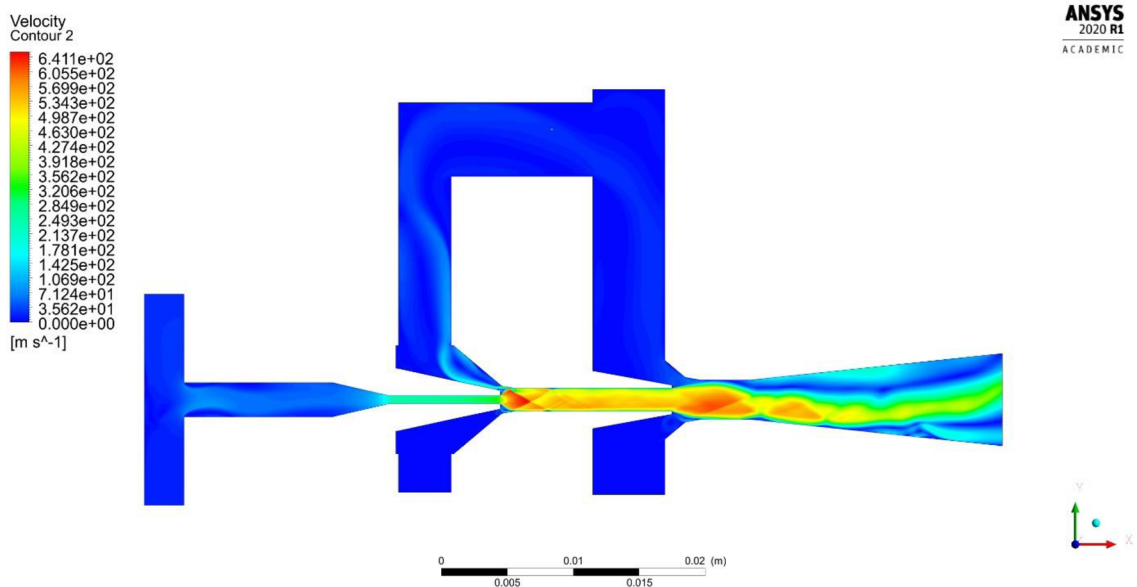


Obr. 6.1.2.2 Zobrazení průběhu tlaků se vstupním tlakem 0,50 MPa

Na obrázku 6.1.2.2 je zobrazen průběh tlaků a jeho hodnota ve zkoumané oblasti dosahuje **hodnoty -65,5 kPa**. Vstupní tlak je nastaven na hodnotu 0,50 MPa. Referenční hodnotou je atmosférický tlak.



Obr. 6.1.2.3 Zobrazení průběhu rychlosti se vstupním tlakem 0,35 MPa



Obr. 6.1.2.4 Zobrazení průběhu rychlosti se vstupním tlakem 0,50 MPa

Obrázky 6.1.2.3 a 6.1.2.4 zobrazují průběhy rychlostí. Rychlosti jsou srovnatelné s tryskou o vnitřním průměru $d = 0,75$ mm a nedochází zde k žádné výrazné změně. Obecně v porovnání s původní Lavalovou dýzou je výstupní rychlost proudícího plynu

z difuzoru nižší. Je tedy očekáváno, že při experimentálním ověření dojde i ke snížení hlučnosti provozu výrobku. Opět je zde viditelné zpětné proudění mezi stupni.

Průběhy tlaků už jsou ovšem velmi rozdílné. Při vstupním tlaku 0,35 MPa je hodnota vytvořeného vakua rovna -39,5 kPa, taková hodnota by byla ideální pro požadovanou úpravu sacího ejektoru. Nicméně vakuum vytvořené při vstupním tlaku 0.5 MPa má vyšší hodnotu a to -65,5 kPa. Pokud bude hodnota experimentálně ověřena, je zde možnost nadbytečně vytvořený podtlak snížit podtlakovou pojistkou vhodně umístěnou do konstrukce výrobku.

6.2. Experiment druhého návrhu

Pro toto měření byly zhotoveny celkem čtyři různé geometrie trysek. Dvě z těchto geometrií jsou podpořeny numerickými simulacemi v přechozí části práce. Zbývající dva návrhy byly zhotoveny bez předpokladů z numerických simulací. Měření probíhalo za stejných podmínek a s použitím stejných měřicích zařízení jako v případě experimentálního řešení prvního návrhu.

Na obrázku 6.2.1 jsou zobrazeny vyrobené součásti. Všechny návrhy byly zhotoveny v jedné výrobní dávce od každého rozměru po deseti kusech. Vyrobené trysky jsou velmi drobné součásti s velmi malými dírami, jejichž rozměry sahají až k hranici technologických možností firmy. Proto všechny použité součásti byly důkladně zkontrolovány pod světelným mikroskopem.

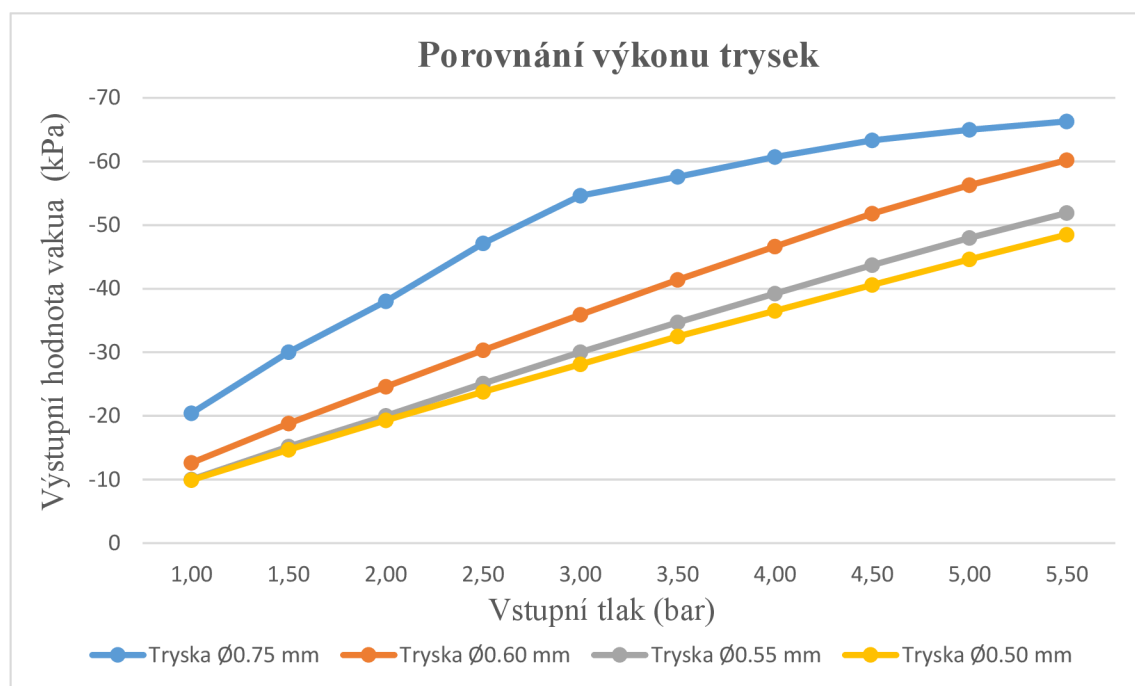


Obr. 6.2.1 Vyrobené součásti k druhému návrhu

Hodnoty byly jako v předchozím případě měřeny v kPa a vstupní tlak byl regulován v barech, z tohoto důvodu jsou výsledky uváděny v barech. Měření hodnoty vakua probíhalo se zapojeným tlumičem do sestavy sacího ejektoru. Naměřeny byly následující hodnoty.

Tab. 6.2.2 Výsledky výkonu trysek v závislosti na vstupním tlaku a geometrii

	Výstupní hodnota vakua (kPa)									
Tryska Ø0,75 mm	-20,4	-30,0	-38,0	-47,1	-54,6	-57,6	-60,7	-63,3	-65,0	-66,3
Tryska Ø0,60 mm	-12,6	-18,8	-24,6	-30,3	-35,9	-41,4	-46,6	-51,8	-56,3	-60,2
Tryska Ø0,55 mm	-10,0	-15,2	-20,0	-25,1	-30,0	-34,7	-39,2	-43,7	-48,0	-51,9
Tryska Ø0,50 mm	-9,9	-14,7	-19,3	-23,8	-28,1	-32,5	-36,5	-40,6	-44,6	-48,5
Vstupní tlak (bar)	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00	4,50	5,00	5,50

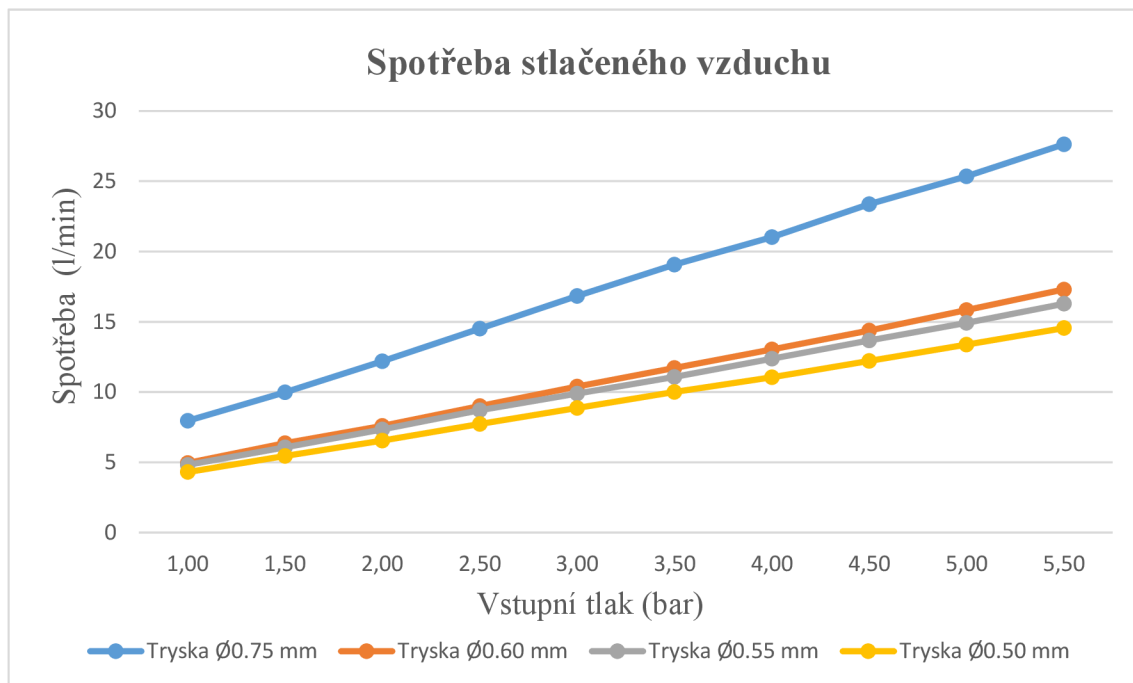


Obr. 6.2.3 Graf průběhu vytvářeného podtlaku v závislosti na vstupním tlaku

Z tabulky 6.2.2 a obrázku 6.2.3 je patrné, že trysky s vnitřním průměrem nižším než $d = 0,75$ mm vytváří podtlak s jistou lineární závislostí na vstupním tlaku. Tato zjištěná závislost umožní výběr ideální varianty pro spotřebitele.

Tab. 6.2.4 Výsledky spotřeby stlačeného vzduchu v závislosti na vstupním tlaku a geometrii

	Spotřeba stlačeného vzduchu (l/min)									
Tryska Ø0,75 mm	7,95	9,98	12,20	14,52	16,83	19,07	21,03	23,37	25,34	27,63
Tryska Ø0,60 mm	4,95	6,35	7,60	9,00	10,38	11,70	13,04	14,37	15,83	17,30
Tryska Ø0,55 mm	4,82	6,07	7,33	8,70	9,90	11,07	12,37	13,67	14,93	16,28
Tryska Ø0,50 mm	4,30	5,45	6,54	7,73	8,87	10,00	11,05	12,22	13,37	14,55
Vstupní tlak (bar)	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00	4,50	5,00	5,50



Obr. 6.2.5 Graf průběhu spotřeby stlačeného vzduchu

Naměřené hodnoty z tabulky 6.2.4 vynesené do grafu 6.2.5 ukazují, že spotřeba stlačeného vzduchu je závislá na vstupním tlaku a nejužším průřezu, přes který plyn proudí, v tomto případě vnitřnímu průměru trysky sacího ejektoru. Čím je nižší nejmenší průřez, přes který plyn proudí, tím je menší maximální množství proteklého plynu při vzniklých rychlostech.

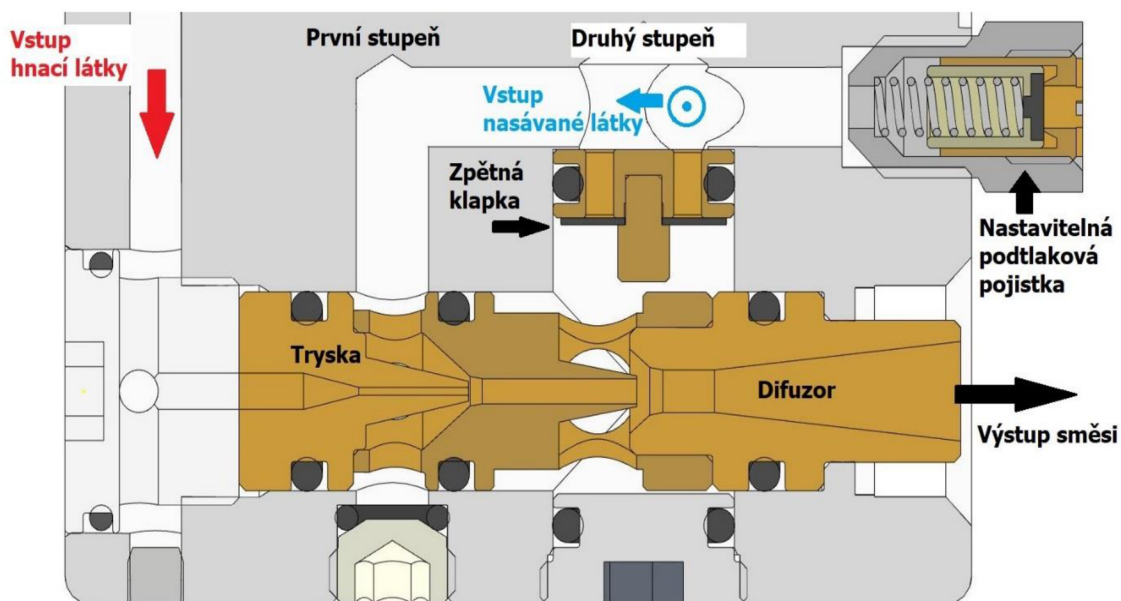
6.3. Zhodnocení druhého návrhu

Vytvořená úprava sacího ejektoru umožní snížení maximálního vytvořeného podtlaku. Vzhledem k více variantám je také umožněn výběr trysky s požadovanými vlastnostmi pro daného spotřebitele. Přebytečně vytvořený podtlak bude vyřešen podtlakovou pojistkou umístěnou do vrtání přístroje. Pojistka má nastavitelnou hodnotu podtlaku, který ji otevře a tím umožní vyrovnání hodnoty podtlaku na požadovanou hodnotu.

Došlo také ke snížení hlučnosti provozu přístroje, přesná hodnota však měřena nebyla. Dalším pozitivem tohoto způsobu řešení je snížená spotřeba hnacího plynu, a to v závislosti na použitém vnitřním průměru trysky. Tryska je také technologicky jednodušší na výrobu než původní Lavalova dýza. Regulace vytvářeného podtlaku je díky lineárnímu průběhu výkonu trysek přesnější.

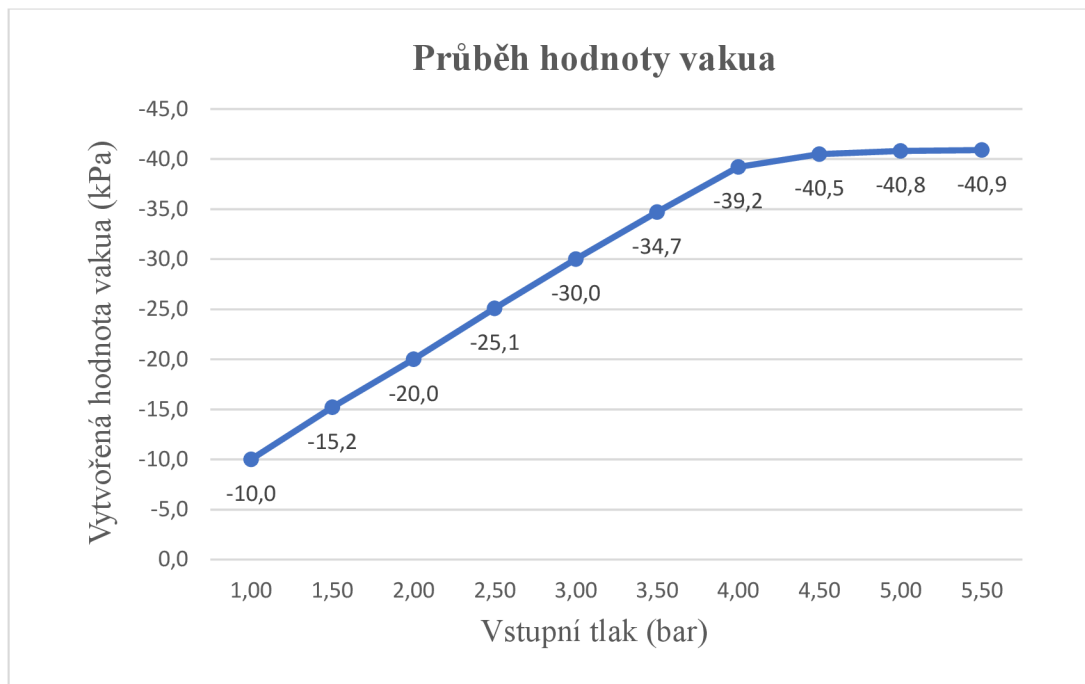
7. Zpracování vybrané varianty

Jako nejvhodnější varianta byla vybrána **tryska** s vnitřním průměrem $d = 0.55 \text{ mm}$ z **druhého návrhu**. Pro její správnou funkci byla do těla výrobku přidána podtlaková pojistka s nastavitelnou hodnotou hraničního podtlaku pomocí pružiny. Pojistka byla umístěna na místo původní ucpávky kvůli jednoduchosti a snadné dostupnosti. Na obrázku 7.1 jsou zobrazeny použité úpravy výrobku.



Obr. 7.1 Řez upraveným výrobkem

Podtlaková pojistka je regulována pomocí nastavitelného stlačení pružiny. Působí v rozsahu tlaků -40 kPa až -48 kPa za normálních podmínek v nemocničním prostředí, tedy vstupní tlak hnacího plynu od $0,35$ do $0,50 \text{ MPa}$. Namáhání i využití pojistky je minimální vzhledem k maximální hodnotě vytvořeného vakua (-48 kPa) při této konfiguraci. Je tedy předpokládána stejná doba životnosti pojistky jako celého přístroje.



Obr. 7.2 Graf průběhu vytvářeného podtlaku s nastavitelnou pojistkou

Z měření lze udělat závěr, že navržená úprava je úspěšná z hlediska požadovaných vlastností, a tedy použitelná pro výrobu. Pojistka pracuje dle očekávání a její funkce nijak nenarušuje provoz výrobku.

8. Diskuze

Z výsledků druhého experimentu vyplynulo, že varianty s tryskami, které mají vnitřní průměr menší než $d = 0.75$ mm, jsou použitelné pro požadovanou úpravu na vytvoření nižšího vakua o hodnotách -40 kPa a méně v kombinaci s podtlakovou pojistkou. Vzhledem k několika variantám je možné zvolit vyhovující rozměr trysky pro dané použití a tím se přizpůsobit požadavkům zákazníka.

Při CFD simulacích i experimentu bylo vytvořeno více úprav. Ty pracovaly s předpoklady uzavření prvního nebo druhého stupně sacího ejektoru. Toho bylo docíleno pomocí ucpání odsávacího prostoru. Při ucpání prvního stupně sací ejektor vytvářel jen minimální hodnoty podtlaku, které nebyly dostačující pro požadované použití. Pokud byl uzavřen druhý stupeň, hodnoty vytvářeného podtlaku se téměř nezměnily, došlo jen ke snížení odsávaného množství plynu. Výsledky těchto návrhů se neshodovaly s požadavky na úpravu, a proto nejsou v této práci prezentovány.

Jedna z dalších možných úprav je možnost umístění překážky za konec difuzoru sacího ejektoru. Vhodná velikost překážky by mohla způsobit adekvátní snížení hodnoty vytvářeného vakua. Překážka by mohla být například podložka s nižším vnitřním průměrem, než je průměr koncové části difuzoru. Takový návrh by byl vhodný i pro zpracování další práce na zkoumané téma.

9. Závěr

V první části práce jsou zpracovány a vyhodnoceny požadavky na sací ejektor ve zdravotnické technice a dále je popsána funkce vícestupňového sacího ejektoru. Hlavním cílem této bakalářské práce bylo navrhnout úpravy dvoustupňového sacího ejektoru Medieject II, tak aby bylo dosaženo snížení maximální hodnoty vytvářeného vakua, a tím umožněna přesnější regulace vzniklého podtlaku.

Pomocí numerických simulací a experimentu bylo dosaženo optimálního technického a ekonomického řešení požadovaných úprav. V této práci je detailně rozpracována vybraná varianta řešení, která nahrazuje původní Lavalovu dýzu technologicky jednodušší tryskou s odlišným vnitřním průměrem. Do konstrukce zařízení je doplněna podtlaková pojistka, která zajišťuje správnou funkci ejektoru. Navržené úpravy splňují požadované zadání.

10. Seznam použitých zdrojů

- [1] HIBŠ, M.: Proudové přístroje. Druhé, přepracované vydání. Praha: SNTL, 1981. 184 s.
- [2] Dvořák V.: Proudové procesy v ejektoru. Disertační práce, TU v Liberci, 2003.
- [3] Dvořák V.: Výzkum a optimalizace proudění v ejektorech. Habilitační práce, TU v Liberci, 2010.
- [4] Šildberger R.: Optimalizace parametrů nástřiku elektrickým obloukem. Diplomová práce.
- [5] Hudeček O.: Proudové vývěvy – ejektory a jejich použití v praxi [online]. [cit. 2017-01-01]
- [6] Dejč M. E.: Technická dynamika plynů. Praha, 1967.
- [7] BÍLEK, M.: *Modelování proudění v ejektoru*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 75 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jaroslav Štigler, Ph.D.
- [8] ZEJDA, V. Ejektory a jejich využití v průmyslu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Vondál, Ph.D.
- [9] Fluent, “ANSYS FLUENT User ’ s Guide,” 2011
- [10] J. Kolář and V. Dvořák, “Verification of K- ω SST Turbulence Model for Supersonic Internal Flows,” Waset.Org, 2011
- [11] GCE, s.r.o. Chotěboř.