

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Autor: **Bc. Filip Trnka**

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

Praha 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Trnka** Jméno: **Filip** Osobní číslo: **457516**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Aplikovaná mechanika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Porovnání proudových charakteristik v modelech nosní dutiny před a po operaci nádoru hypofýzy

Název diplomové práce anglicky:

The Flow Characteristics Comparison in Nasal Cavity Models with Influence of Pituitary Tumor Surgery

Pokyny pro vypracování:

- Popište fyziologii dýchacích cest a problematiku chirurgického zákroku na hypofýze s využitím nosního přístupu.
- Ze zdrojových CT snímků vytvořte 3D modely a upravte je pro další použití v numerické simulaci.
- Na získaných modelech proveďte numerické simulace stacionárního proudění v rozsahu podmínek klidového dýchání člověka.
- Vyhodnoťte numerické výsledky u obou modelů, výsledky vzájemně porovnejte.
- Zhodnoťte vliv nahrazení nestacionárního proudění prouděním stacionárním.
- Formulujte závěry.

Seznam doporučené literatury:

Dle pokynů vedoucího práce.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D., 12112

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

Datum zadání diplomové práce: **30.10.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: **08.01.2021**

Platnost zadání diplomové práce: _____

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

prof. Ing. Jiří Nožička, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora:	Filip Trnka
Název diplomové práce:	Porovnání proudových charakteristik v modelech nosní dutiny před a po operaci nádoru hypofýzy
Anglický název:	The Flow Characteristics Comparison in Nasal Cavity Models with Influence of Pituitary Tumor Surgery
Akademický rok:	2020/2021
Studijní program:	Strojní inženýrství (N2301)
Studijní obor:	Aplikovaná mechanika (3901T003)
Ústav:	Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky (12112)
Vedoucí diplomové práce:	Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
Bibliografické údaje:	94 stran, 59 obrázků, 18 tabulek

Abstrakt: Tato diplomová práce je zaměřena na numerickou simulaci proudění nosními dutinami. Nosní dutiny jsou používány při operaci adenomů hypofýzy jako přístupové cesty. V této práci jsou porovnávány hodnoty tlakových rozdílů nosních dutin modelů před a po operaci nádoru hypofýzy.

Klíčová slova: Proudění tekutiny, CFD, Nosní dutiny, Adenomy hypofýzy,

Abstract: This diploma thesis is focused on numerical simulation of nasal cavity flow. Nasal cavities are used as an access for pituitary adenoma surgery. In this thesis are compared the values of pressure differences of the nasal cavity models before and after pituitary tumour surgery.

Key words: Fluid flow, CFD, Nasal cavity, Pituitary adenomas

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem: „Porovnání proudových charakteristik v modelech nosní dutiny před a po operaci nádoru hypofýzy“ vypracoval samostatně pod odborným vedením Ing. Hany Schmirlerové, Ph.D. a použil jsem pouze pramenů citovaných v příloženém seznamu použité literatury.

Dále prohlašuji, že nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne:

Podpis:

Poděkování

Na tomto místě bych velice rád poděkoval Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. za odborné rady, vedení, nekončící trpělivost a pomoc při řešení praktické části diplomové práce.

Dále bych chtěl poděkovat mjr. MUDr. Martinovi Májovskému, Ph.D., FEBNS za cenné rady a připomínky při zpracování CT dat a vytváření numerických modelů.

V neposlední řadě bych rád poděkoval celé mé rodině za podporu při studiu. Bez jejich podpory by tato diplomová práce nemohla vzniknout.

Obsah

Seznam použitých symbolů	- 9 -
Úvod.....	- 11 -
Motivace	- 11 -
Cíle práce	- 12 -
1 Anatomické názvosloví.....	- 13 -
2 Dýchací soustava	- 15 -
2.1 Horní dýchací cesty.....	- 16 -
2.1.1 Zevní nos.....	- 16 -
2.1.2 Nosní dutina.....	- 16 -
2.1.3 Nosohltan	- 19 -
2.1.4 Vedlejší nosní dutiny	- 20 -
2.2 Dolní dýchací cesty	- 22 -
2.3 Mechanika dýchání	- 22 -
2.3.1 Měření plicních objemů	- 24 -
3 Adenomy hypofýzy.....	- 27 -
3.1 Léčba adenomů hypofýzy	- 27 -
3.2 Operace adenomů hypofýzy.....	- 28 -
3.3 Pooperační komplikace	- 30 -
4 Teorie mechaniky tekutin	- 31 -
4.1 Stlačitelnost tekutin.....	- 31 -
4.2 Viskozita tekutin	- 32 -
4.2.1 Závislost viskozity tekutin na teplotě	- 33 -
4.3 Rozdělení proudění	- 34 -
4.3.1 Stlačitelné proudění	- 34 -
4.3.2 Závislost na čase	- 34 -
4.3.3 Uspořádanost proudění	- 34 -

4.4	Základní rovnice mechaniky tekutin.....	- 36 -
4.4.1	Rovnice kontinuity.....	- 37 -
4.4.2	Zákon zachování hybnosti	- 39 -
5	Teorie numerické simulace	- 40 -
5.1	Sít' a její buňky.....	- 40 -
5.1.1	Rovinná sít'.....	- 40 -
5.1.2	Objemová sít'	- 42 -
5.1.3	Sít'ování.....	- 44 -
5.2	Okrajové podmínky.....	- 46 -
5.2.1	Vnější okrajové podmínky.....	- 47 -
5.2.2	Vnitřní okrajové podmínky.....	- 48 -
6	Návrh výpočetního modelu.....	- 49 -
6.1	Výpočetní tomografie.....	- 49 -
6.2	Zpracování snímků z CT.....	- 49 -
6.2.1	Vyhlazení objemového tělesa	- 55 -
6.3	Rozběhové části modelu	- 56 -
6.3.1	Rozběhová část před nozdrami	- 56 -
6.3.2	Rozběhová část za nosohltanem	- 58 -
6.4	Předúprava objemového tělesa.....	- 59 -
6.5	Sít'ování modelu.....	- 61 -
6.5.1	Porovnání sítí	- 63 -
6.5.2	Parametry použité sítě.....	- 70 -
6.6	Parametry numerické simulace	- 70 -
6.6.1	Stacionární proudění	- 72 -
6.6.2	Nestacionární proudění	- 73 -
7	Výsledky numerické simulace	- 74 -
7.1	Výsledky stacionárního výpočtu	- 74 -

7.2	Porovnání stacionárních a nestacionárních výsledků.....	- 84 -
8	Závěr	- 87 -
8.1	Návrhy na zdokonalení a navazující práce.....	- 88 -
	Seznam použité literatury	- 89 -
	Seznam obrázků.....	- 91 -
	Seznam tabulek	- 94 -
	Seznam příloh	- 94 -

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a_0, a_1, a_2	[-]	Koeficienty Fourierovy transformace
b_1, b_2	[-]	Koeficienty Fourierovy transformace
L	[m]	Charakteristický rozměr
m	[kg]	Hmotnost
\dot{m}	[kg/s]	Hmotnostní tok
p	[Pa]	Tlak
p_0	[Pa]	Tlak v klidovém stavu
Δp	[Pa]	Změna tlaku
Re	[1]	Reynoldsovo číslo
Re_k	[1]	Reynoldsovo kritické číslo
s	[m]	Posunutí
t	[s]	Čas
T	[K]	Teplota
u	[m/s]	Rychlost ve směru osy x
v	[m/s]	Rychlost ve směru osy y
V	[m ³]	Objem
V_0	[m ³]	Objem v klidovém stavu
ΔV	[m ³]	Změna objemu
\dot{V}	[m ³ /s]	Objemový průtok
w	[m/s]	Rychlost ve směru osy z
x, y, z	[m]	Osy kartézského souřadného systému
δ	[m ² /N]	Součinitel stlačitelnosti
η	[Pa*s]	Dynamická viskozita
ν	[m ² /s]	Kinematická viskozita
ρ	[kg/m ³]	Hustota tekutiny
ρ_0	[kg/m ³]	Hustota v klidovém stavu
\bar{v}	[m/s]	Střední objemová rychlost tekutiny

Symbol	Jednotka	Význam
ω	[1/s]	Uhlová rychlost signálu
dB	[-]	Derivace obecné veličiny B
∂B	[-]	Parciální derivace obecné veličiny B

Úvod

Motivace

Nádorová onemocnění představují významný zdravotní problém. Jedním z těchto onemocnění je i adenom hypofýzy, tedy nádor z podvěsku mozkového. Přestože se jedná o biologicky nezhoubný nádor, může bez adekvátní léčby vést až ke smrti pacienta. Při tomto onemocnění dochází k ovlivnění tvorby hormonů. Například může docházet ke změně tvorby růstového hormonu, gonadotropinů (hormony ovlivňující vývoj a regulaci reprodukčních orgánů), nebo adrenokortikotropinů (hormony ovlivňující funkce nadledvin). Nadprodukce (případně malá produkce) těchto hormonů může mít dopad na vznik dalších onemocnění, jako je například gigantismus nebo Cushingova choroba [1].

Operace podvěsku mozkového a odstranění nádoru hypofýzy je jedním z možných způsobů, jak toto onkologické onemocnění léčit. Jedním z pracovišť, které tuto operaci vykonává, je Neurochirurgická a neuroonkologická klinika 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Ústřední vojenské nemocnice, kde se tímto onemocněním zabývá tým vedený prof. MUDr. Davidem Netukou, Ph.D.

Tato diplomová práce, je zaměřena na numerickou simulaci proudění vzduchu nosními dutinami a stanovení tlakových ztrát nosních dutin. Porovnávají jsou proudění před a po operaci podvěsku mozkového. Při této operaci se nosní dutiny používají jako přístupová cesta k operovanému místu, a proto dochází ke změně geometrického tvaru nosní dutiny. Jaký vliv má geometrická změna nosních dutin na proudění vzduchu a fyziologické funkce (především funkce čichu) není přesně známo.

Cíle práce

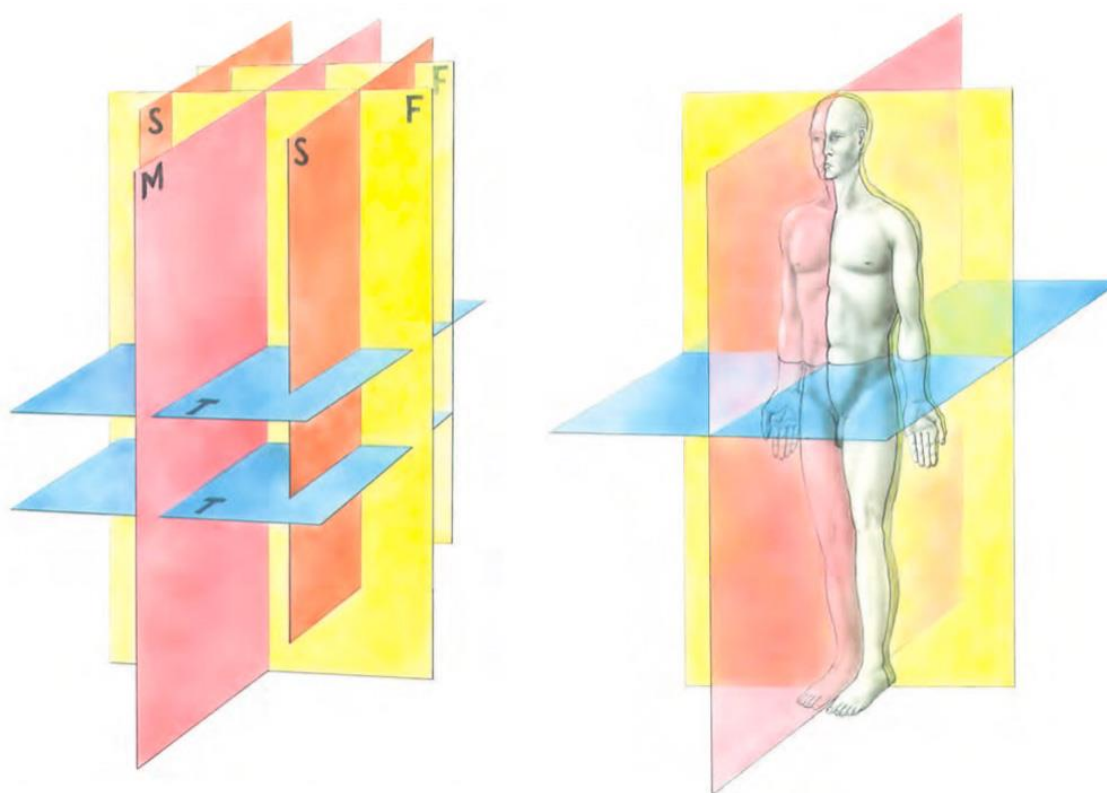
Cílem práce je porovnat proudění vzduchu nosními dutinami před a po operaci podvěsku mozkového. Především získat informaci o změně tlakové ztráty v závislosti na objemovém průtoku dutinami a porovnání této závislosti před a po operaci. Důležitými body jsou:

- Popsání fyziologie dýchacích cest a problematika chirurgického zákroku
- Vytvoření modelů z CT snímků a upravení pro numerickou simulaci
- V režimu klidového dýchání člověka provést simulaci stacionárního proudění na vytvořených modelech
- Vyhodnocení numerických výsledků obou modelů
- Zhodnocení vlivu nahrazení stacionárního proudění nestacionárním prouděním

1 Anatomické názvosloví

Popisování rovin a směrů je v anatomické terminologii označováno latinskými názvy. Popis rovin a směrů je určován v základní anatomické poloze těla, kterou je vzpřímený postoj s polohou dlaní směřujících dopředu. Tedy polohou, kdy malíček na obou rukách směřuje k tělu. Rozlišujeme základní roviny [2]:

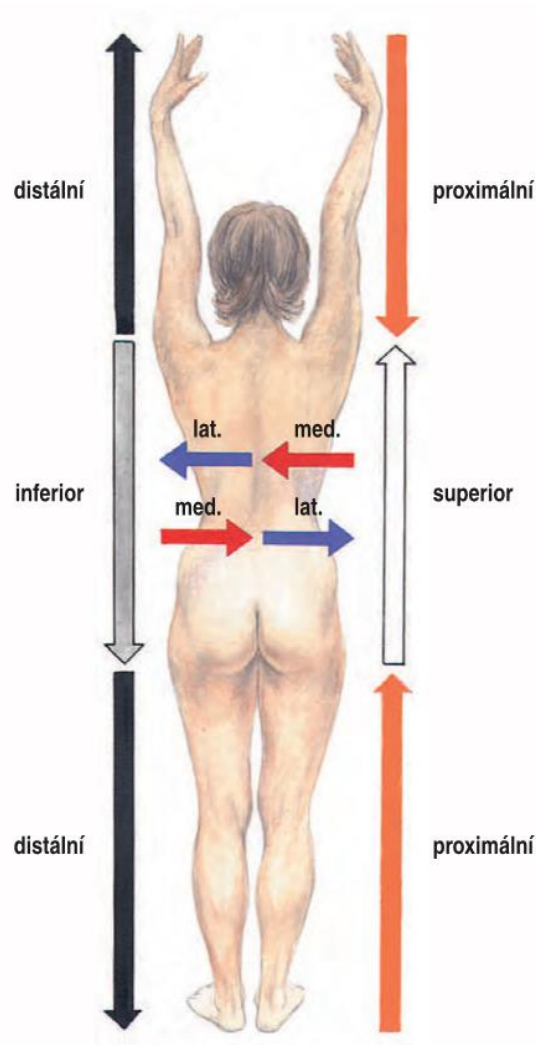
- Mediální (M),
- Sagitální (S),
- Frontální (F),
- Transverzální (T).



Obrázek 1 - Prostorové znázornění rovin těla – převzato [2]

Mediální rovina je rovinou předozadní a prochází středem těla. Tělo, je touto rovinou rozděleno na dvě symetrické části. Předozadní roviny, které jsou rovnoběžné s rovinou mediální se nazývají sagitálními rovinami. Frontální roviny jsou kolmé na sagitální roviny a procházejí tělem zleva doprava. Vodorovné roviny, tedy kolmé na roviny frontální i sagitální jsou roviny transverzální [2].

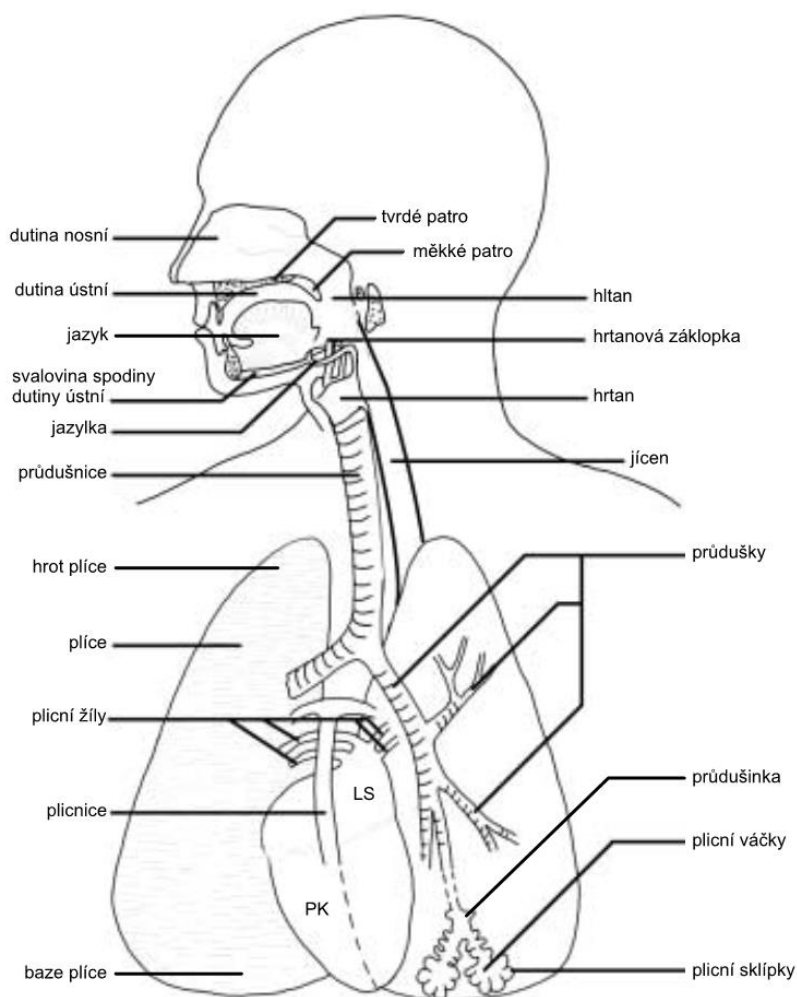
Kromě rovin jsou rozlišovány v anatomickém názvosloví i základní směry. Na trupu těla rozlišujeme směry nazývány superior a inferior. Superior znamená latinsky horní a někdy je nahrazován pojmem cranialis, což znamená směrem k hlavě (cranium = lebka). Naopak inferior znamená dolní. Caudalis (cauda = ocas) znamená v latinském jazyce směrem k dolnímu konci těla, někdy je užíván místo pojmu inferior. Dalšími směry jsou anterior, který v češtině znamená přední, a posterior, v překladu zadní. I pro tyto dva směry existuje náhrada. Pro přední směr je to ventralis (venter = břicho) a pro zadní směr dorsalis (dorsum = záda). Pojmy medialis a lateralis jsou spojovány významově s rovinou mediální. Medialis v překladu znamená vnitřní a určuje směr blíže k mediální rovině. Naproti tomu směr od mediální roviny, nebo vnější je označován pojmem lateralis. Na končetinách jsou používány dalších označení. Kromě výše popsaných to jsou směry proximální a distální. Proximalis v překladu znamená bližší k trupu a distalis dále od trupu [2].



Obrázek 2 - Označení hlavních směrů – převzato [2]

2 Dýchací soustava

Dýchání je jeden z životně důležitých procesů v lidském těle. K výměně dýchacích plynů mezi plícemi a vnějším prostředím slouží dýchací soustava. Výměna plynů mezi plícemi a vnějším prostředím má dvě fáze, které jsou cyklicky opakovány. První fáze je nazývána vdech (inspirium) a druhá fáze je nazývána výdech (expirium). Kromě primární funkce výměny dýchacích plynů má dýchací soustava také několik dalších funkcí. Patří mezi ně čich, mechanická obrana organismu a ochrana organismu proti vniknutí infekce. Dýchací soustava je složena z horních a dolních dýchacích cest [3].



Obrázek 3 - Schéma dýchací soustavy – převzato [3]

2.1 Horní dýchací cesty

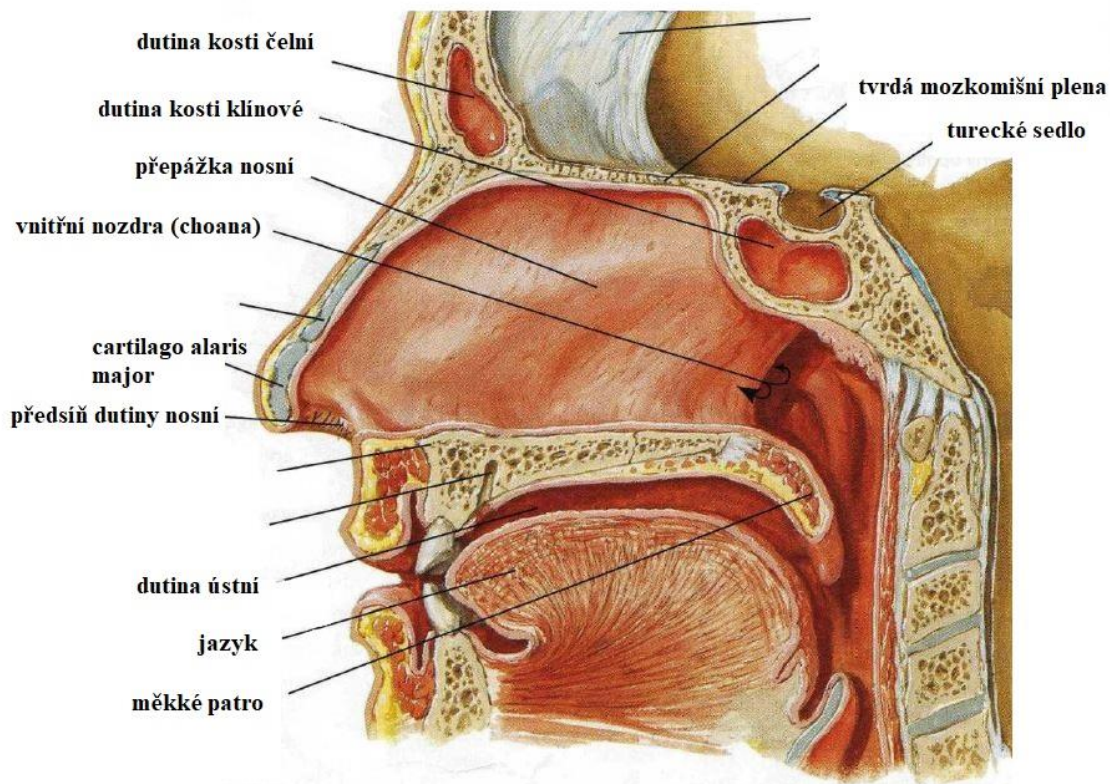
Horní dýchací cesty jsou z anatomického hlediska tvořeny zevním nosem, nosní dutinou, vedlejšími nosními dutinami a nosohltanem. Vzduchu je při vdechu nasáván do dýchacích cest nejprve skrz zevní nos. Následně proudí dutinou nosní, respektive nosními průchody do nosohltanu. Vedlejší nosní dutiny jsou napojeny ze stran do nosních dutin. Detailnější popis jednotlivých částí horních dýchacích cest bude pospán v samostatných podkapitolách [4], [5].

2.1.1 Zevní nos

Zevní nos je tvořen kostmi, měkkými tkáněmi a chrupavkami, které vytváří typický tvar zevního nosu. Tímto tvarem je trojboká pyramida. Vzduch do horních dýchacích cest vstupuje nosními dírkami, které jsou párové a rozdělené nosní přepážkou. Nosní přepážka je v oblasti zevního nosu tvořena chrupavkou, která obepíná nosní dírky (cartilago alaris major). Dále nosní přepážka pokračuje chrupavkou (cartilago septi nasi), která je v zadní části napojena na kostěnou část. Ploténka kosti čichové (lamina perpendicularis ossis ethmoidalis) a část kosti radličné (vomer) tvoří kostěnou část nosní přepážky [4].

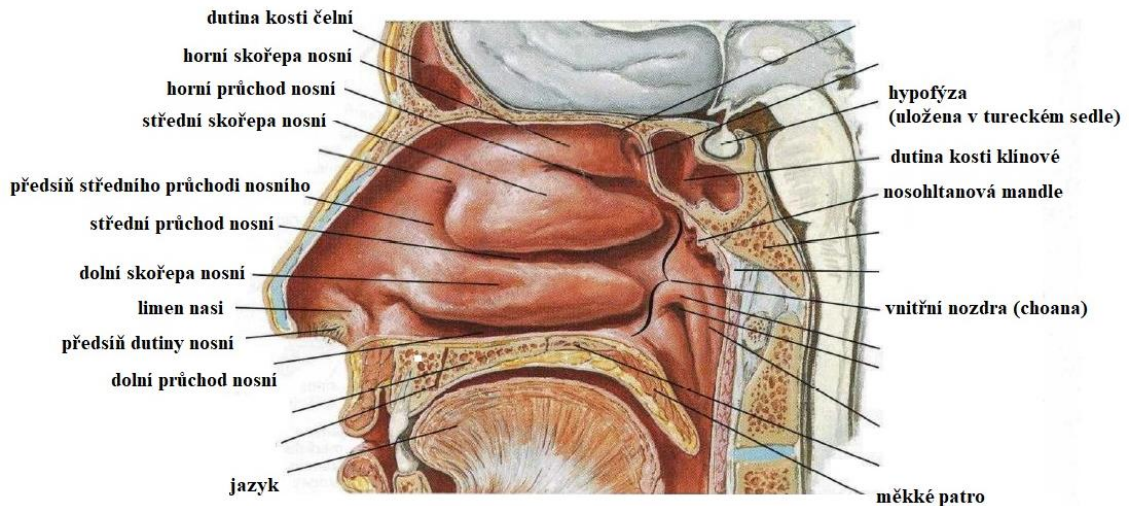
2.1.2 Nosní dutina

Dutina nosní je rozdělena na předsíň dutiny nosní a vlastní nosní dutinu. Oblast za nosními dírkami je nazývána předsíň dutiny nosní. V této oblasti vyrůstají nosní chloupky, které mají obrannou funkci proti vniknutí mechanických nečistot. Prachové částice jsou zachytávány chloupky a hlenem, vytvářeným na povrchu sliznice [4].

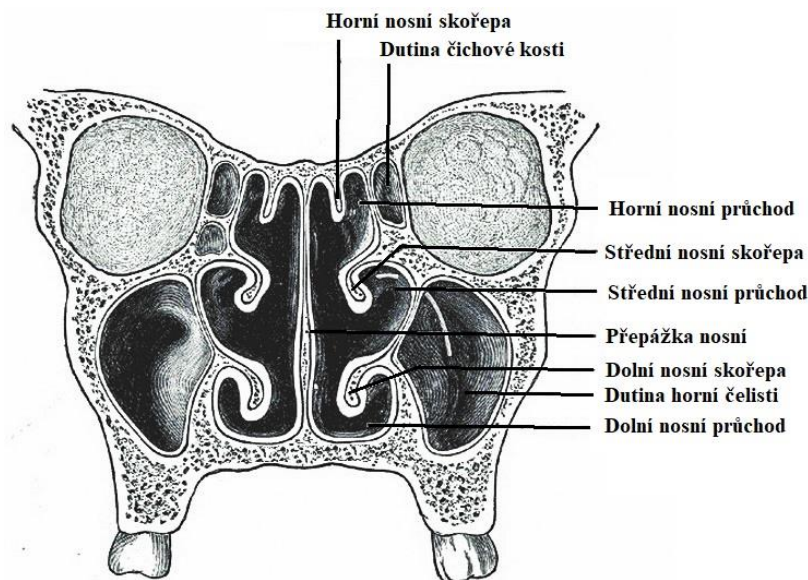


Obrázek 4 - Nosní dutina (stěna nosní přepážky) - převzato a upraveno [6]

Vlastní dutina nosní je, stejně jako nozdry, rozdělena přepážkou nosní na dvě části. Obě části nosní dutiny jsou ze stran ohraničeny přepážkou nosní a laterální stěnou. Shora je nosní dutina ohraničena částí kosti čichové a zespoda spodní stěnou (tvořena několika kostmi, mimo jiné i tvrdým patrem). Z laterální stěny vystupují tři skořepy nosní. Horní skořepa nosní je nejmenší, a je posunuta dorzálním směrem do nosní dutiny. Dále pak střední skořepa nosní, tvořena částí čichové kosti, a dolní skořepa nosní, která se táhne od předsíně nosní až k vnitřním nozdrám. Spojení mezi dutinou nosní a nosohltanem se zprostředkovávají vnitřní nozdry (choany). Nosní dutina je rozdělena skořepami nosními na několik průchodů. Nad střední skořepou je vytvořen horní průchod nosní. Prostor mezi střední a dolní skořepou je nazýván středním průchodem nosním a dolní průchod nosní je označení pro prostor mezi tvrdým patrem a dolní skořepou [4].

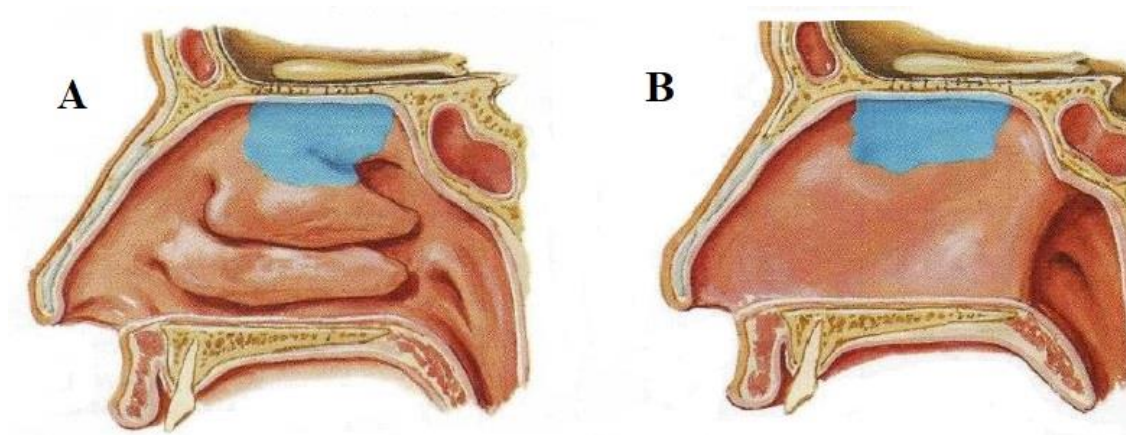


Obrázek 5 - Nosní dutina (laterální stěna) - převzato a upraveno [6]



Obrázek 6 - Schéma nosu a vedlejších nosních dutin (frontální řez) - převzato a upraveno [7]

Jednou z hlavních funkcí horních dýchacích cest je čich. Za tuto funkci jsou zodpovědné čichové receptory, které se nacházejí v čichové oblasti. Ta se nachází na stropu nosní dutiny a horní skořepě, viz obrázek 7. Celková velikost čichové oblasti, nacházející se v levé i pravé části nosní dutiny, je 5 cm^2 [4].



Obrázek 7 - Čichová oblast nosní dutiny (A – laterální stěna nosní, B – nosní přepážka) - převzato a upraveno [6]

Čich a ochrana dýchacích cest proti mechanickým nečistotám, nejsou jedinými fyziologickými funkcemi nosní dutiny. Dalšími funkcemi jsou [5]:

- Zvlhčení vzduchu,
- ohřev vzduchu,
- tvorba hlasu.

Vzduch je zvlhčován od sliznice. Dochází k nárůstu vlhkosti až na 95 % před tím, než se vdechovaný vzduch dostane do oblasti nosohltanu. Vlhkost vzduchu je důležitá pro správnou funkci hlenu zachycující malé částice a současně k jeho odtoku [5].

Sliznicí pokrývající nosní skořepy prochází arteria sphenopalatina. Touto tepnou proudí krev směrem od nosohltanu dopředu k předsíni nosní. Při vdechu proudí vzduch do dýchacích cest opačným směrem a je od této sliznice ohříván. Tímto dochází k protiproudému ohřevu vzduchu vstupujícího do nosní dutiny, kde je díky této tepelné výměně udržována teplota mezi 31-37 °C [5].

Další důležitou funkcí nosních dutin a současně i vedlejších nosních dutin, je modulace zvuku. Dutiny slouží jako rezonanční prostory a spolu s ústní dutinou mají vliv na barvu hlasu. Aerodynamika nosní dutiny je nápomocná k modifikaci vysokofrekvenčních zvuků a souhlásek [4], [5].

2.1.3 Nosohltan

Nosohltan je vnitřními nozdrami napojen na nosní dutinu a končí v ústní části hltanu, kde dochází ke křížení trávicích a dýchacích cest. Pro nosohltan je typický nálevkovitý tvar. Eustachova trubice, sloužící k vyrovnávání tlaku v oblasti středního ucha, ústí z obou stran do nosohltanu [3].

Na zadní straně nosohltanu se nachází hltanová mandle, která je tvořena mízní tkání. Proto je jednou z hlavních fyziologických funkcí nosohltanu ochrana dýchacích cest. Mízní tkáň zachytává a bojuje s mikroorganismy, které se dostávají do těla spolu se vzduchem. Současně jsou dýchací cesty chráněny mandlí proti infekci ze středoušní oblasti, protože se infekce do nosohltanu může dostat Eustachovou trubicí [3].

2.1.4 Vedlejší nosní dutiny

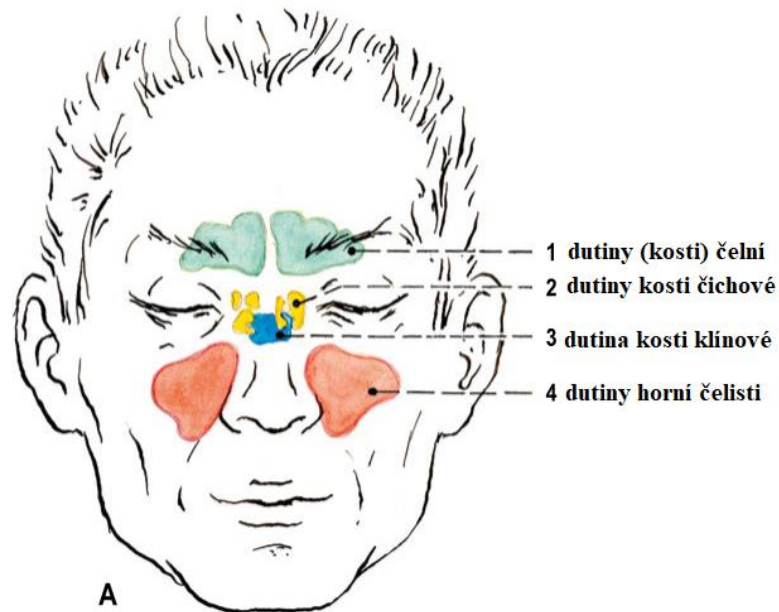
Vedlejší nosní dutiny jsou párové prostory v různých částech lebky. Nesou název kostí, ve kterých se vyskytují. Jsou tvořeny dutinami horní čelisti, dutinami kosti čelní, dutinami kosti čichové a dutinou kosti klínové [4].

Dutiny horní čelisti jsou umístěny v horní čelisti a zasahují až k lůžkům některých zubů. Proto v některých případech dochází při trhání zubů k vytvoření otvoru do dutin. Největšími dutinami vedlejších nosních dutin jsou dutiny horní čelisti. Jejich průměrný objem je 25 cm^3 . Průchod mezi dutinami horní čelisti a nosní dutinou je překrýván střední nosní skořepou [4].

V kosti čelní se nacházejí druhé největší vedlejší nosní dutiny. Tyto dutiny se nazývají podle této kosti. Jejich objem se individuálně liší, ale v literatuře je uváděn průměrný objem 15 cm^3 . Dutiny kosti čelní jsou spojeny otvorem se středním průchodem nosním [4].

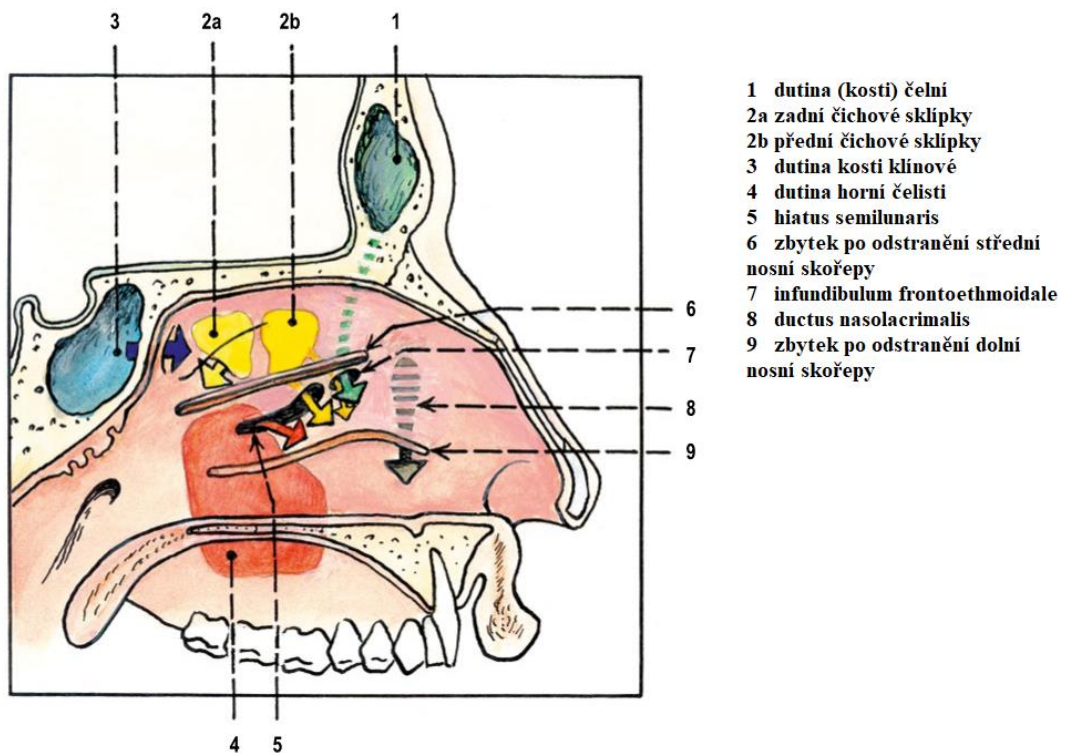
Dutiny kosti čichové se skládají z většího počtu menších dutin, které jsou různě spojeny v labyrint dutinek. Více než polovina dutinek je tvořena předními čichovými sklípky, které ústí do stejného místa s dutinami horní čelisti. Zbytek dutin kosti čichové je tvořen zadními čichovými sklípky a otvor do nosní dutiny se vyskytuje v oblasti horního nosního průchodu [4].

Dutina kosti klínové je umístěna nad nosohltanem v klínové kosti. Velikost těchto párových dutin, které jsou oddělené nesymetricky sagitální přepážkou, je ovlivněn velikostí kosti klínové. Objem této dutiny nepřesahuje 6 cm^3 . Otvory, kterými je dutina spojena s nosní dutinou se nachází po stranách zadní části horního nosního průchodu [4].



Obrázek 8 - Projekce vedlejších nosních dutin (poloha v předozadní projekci) – převzato a upraveno [4]

Spojení, mezi nosními dutinami a vedlejšími nosními dutinami bylo popsáno výše v odstavcích o jednotlivých vedlejších dutinách. Vnitřní povrch dutin je pokryt sliznicí, která pokrývá i vnitřní povrch spojujících kanálků. Tím dochází k ještě většímu zmenšení průřezu kanálků. Důsledek této skutečnosti bude rozebrán v další části této diplomové práce [4].



Obrázek 9 - Projekce ústí vedlejších nosních dutin do nosní dutiny – převzato a upraveno [4]

Jak bylo popsáno v kapitole 2.1.2 *Nosní dutina*, vedlejší nosní dutiny mají nesporný vliv na modulaci hlasu a snížení hmotnosti hlavy. Funkce vedlejších nosních dutin, jsou v případě vlivu na zvlhčování vzduchu nebo architektury lebky sporné [4].

2.2 Dolní dýchací cesty

Dolní dýchací cesty jsou tvořeny hrtanem, jež je oddělen hrtanovou záklopkou od hltanu. Na hrtan je navázána průdušnice, chrupavčitá trubice, která se větví na dvě párové trubice nazývané se průdušky. Průdušky ústí do plic, které jsou vlastními dýchacími orgány. Vlastní plicní tkáň je tvořena soustavou průdušinek, plicních sklípků, cév, nervů a vaziva [3], [4].

Důležitou funkcí dolních dýchacích cest je vytváření hlasu. Napětí hlasivkových vazů je ovlivňováno svaly hrtanu. Při průchodu vzduchu hlasivkami dochází k vibracím hlasivkových vazů a tvorbě zvuku. Kromě tvorby hlasu, mají dolní dýchací cesty vliv na tvorbu samohlásek a souhlásek. Vznikají především v hltanu a v dutině ústní, a to různou polohou jazyka, zúžením prostoru mezi zuby a tvarem ústní dutiny. Základní funkcí dolních dýchacích cest je dýchání. Otevření hlasivek má vliv na množství procházejícího vzduchu. Další důležitou funkcí dolních dýchacích cest, je vstřebání kyslíku z dýchacích plynů do krve a odvod oxidu uhličitého. Tato výměna mezi krví a vzduchem probíhá v plicních sklípcích [3], [4].

2.3 Mechanika dýchání

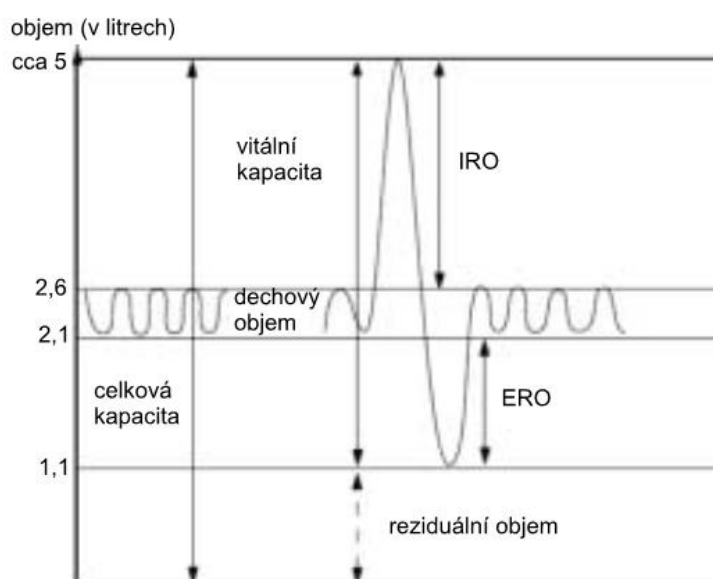
Dýchání je ovlivněno dýchacími svaly. Ty se dělí na vdechové a výdechové svaly, které se dále dělí na hlavní a pomocné dýchací svaly. Hlavní dýchací svaly se podílejí na klidovém dýchání. Pomocnými dýchacími svaly se nazývají svaly, které napomáhají dýchání především při zvýšené aktivitě nebo dýchacích obtížích. Vdechové svaly působí při vdechu na žebra, která zdvihají a na bránici, která se posouvá dolů a zplošťuje. Působením těchto svalů je hrudní dutina zvětšována. Hlavními vdechovými svaly jsou vnější mezižeberní svaly a bránice. Pomocnými vdechovými svaly jsou malý prsní sval a svaly zad. Výdechové svaly naopak působí na žebra a bránici opačným směrem a dochází ke zmenšování hrudní dutiny při aktivním výdechu. Hlavními výdechovými svaly jsou vnitřní mezižeberní svaly a pomocnými jsou břišní svaly [3], [4].

Vdech začíná aktivním roztažením hrudní dutiny stahem vdechových svalů. Plíce se zvětšují zároveň s rozšiřováním hrudní dutiny a dochází k poklesu tlaku v plicích pod hodnotu tlaku atmosférického. Vzniká tlakový spád a vzduch je nasáván do plic. Tato část dechového cyklu končí vyrovnáním tlakového rozdílu mezi tlakem v plicích a atmosférickým tlakem. Výdechová část je oproti vdechové přibližně třikrát pomalejší (v klidových podmínkách). Je to způsobeno rychlou akcí příčně pruhovaného svalstva při vdechu. Výdechová část začíná relaxací vdechových svalů. Dochází ke stlačování hrudní dutiny a současně i plic, protože se vdechem roztažené elastické struktury hrudní dutiny stahují do přirozených délek. Ve stlačovaných plicích roste tlak nad hodnotu atmosférického tlaku a dochází k vytlačování obsahu plic. Výdech končí aktivním stlačením hrudní dutiny výdechovými svaly, kdy dochází k vyrovnání tlaku v plicích s atmosférickým tlakem [3], [4].

Plicní objemy mohou být rozděleny na dynamické a statické. Na obrázku 10 jsou zobrazeny statické objemy. Dechovým objemem (DO, cca 500ml) je myšlen objem, který je člověk schopný vdechnout a vydechnout při klidovém dýchání. S tímto termínem je spojen termín mrtvý prostor, jímž je označen prostor dýchacích cest, kde nedochází k využití přibližně 150ml dýchacích plynů. Tento objem dýchacích plynů se tedy nepodílí na výměně s krví a není užitečný. Inspirační rezervní objem (IRO, cca 2 – 3l) je objemem vzduchu, který je možné vdechnout aktivním zapojením pomocných vdechových svalů po klidovém vdechu. Objem vzduchu, který je možné maximálním úsilím vydechnout po klidovém výdechu, se nazývá expirační rezervní objem (ERO, cca 1l). Pojem reziduální objem (cca 1l) je označen objem vzduchu, který není možné vydechnout po expiračním rezervním objemu. Tento objem se z plic dostává pouze v případě pneumotoraxu¹. Vitální kapacita plic (VK) má pouze informativní význam. Hodnota VK je složena z dechového objemu, inspiračního rezervního objemu a expiračního rezervního objemu. Součtem vitální kapacity plic a reziduálního objemu plic, dostáváme velikost celkové kapacity plic. Všechny objemy jsou orientační, protože jsou závislé na věku, pohlaví i poloze těla při měření [3].

¹ „pneumotorax – přítomnost vzduchu v pohrudniční (pleurální) dutině, s následným smrštěním (kolapsem) plic, zhoršením dýchání a nebezpečím nedostatku kyslíku v organismu“ [8]

Mezi dynamické plicní objemy řadíme minutovou ventilaci, maximální minutovou ventilaci a usilovný výdech vitální kapacity. Pro tuto diplomovou práci je důležitý především pojem minutová ventilace. Hodnota minutové ventilace je získaná součinem dechové frekvence a dechového objemu. Dechová frekvence se pohybuje mezi 12 až 15 vdechy za minutu a hodnota dechového objemu je 500ml, viz předchozí odstavec. Výpočtem je možné získat hodnotu 6 až 7,5l za minutu při klidovém dýchání. Pokud odečteme od dechového objemu mrtvý prostor, dostáváme hodnotu 4,2 až 5,25l. Název této hodnoty, je alveolární minutová ventilace. Je to objem dýchacího plynu, který se podílí na výměně s krví [3].



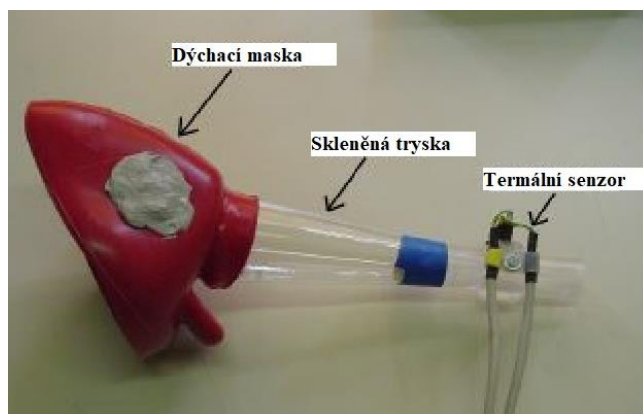
Obrázek 10 - Statické plicní objemy a kapacity – převzato [3]

2.3.1 Měření plicních objemů

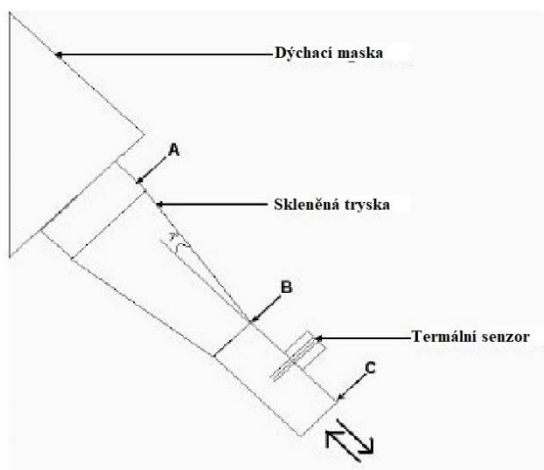
Jednou z metod měření plicních objemů je spirometrie. Spirometrie je metoda, která měří statické i dynamické plicní objemy. V závislosti na čase je měřen objem vydechaného a vdechovaného vzduchu. Metoda je neinvazivním vyšetřením závislým na plné spolupráci vyšetřovaného pacienta. Nejprve se pacientovi připevní kolíček na nos. Poté měření probíhá dýcháním pacienta, dle instrukcí obsluhujícího personálu, do trubice, která vede do spirometrického přístroje. Výsledkem vyšetření je grafický záznam závislosti vdechovaného a vydechaného objemu vzduchu v čase. Druhý graf přináší informaci o objemovém průtoku vzduchu v závislosti na objemu plic [9], [10].

Další metodou pro měření vdechovaných a vydechovaných objemů, může být metoda CTA (Constant temperature hot wire anemometry). Tato metoda patří mezi drátkové metody, jejichž principem je ochlazování rozžhaveného drátku proudícím vzduchem. Žhavený drátek je upevněn v elektrickém obvodu a je ohříván elektrickým proudem. Tepelný tok, procházející žhaveným drátkem je známý. Ochlazování pak přímo závisí na rychlosti proudícího média, v tomto případě vzduchu. Pokud vzduch proudí trubicí o známých rozměrech, jako v publikaci [12], je možné z měření CTA získat závislost objemového průtoku v čase [11], [12].

Data pro numerickou simulaci byla brána ze studie [12]. Tato práce byla zaměřena na metodu CTA, kdy byla pro měření vytvořena dýchací maska, která pokrývala ústa i nos. Na konci této masky byl připevněn žhavený drátek pro měření objemového průtoku vzduchu, viz obrázek 11. Maska byla navržena se skleněnou tryskou s úhlem 7° (viz obrázek 12), aby byl vzduch usměrňován a nedocházelo k jeho separaci. Úhel byl také navržen pro ochranu žhaveného drátku před velkým množstvím vydechovaného aerosolu [12].

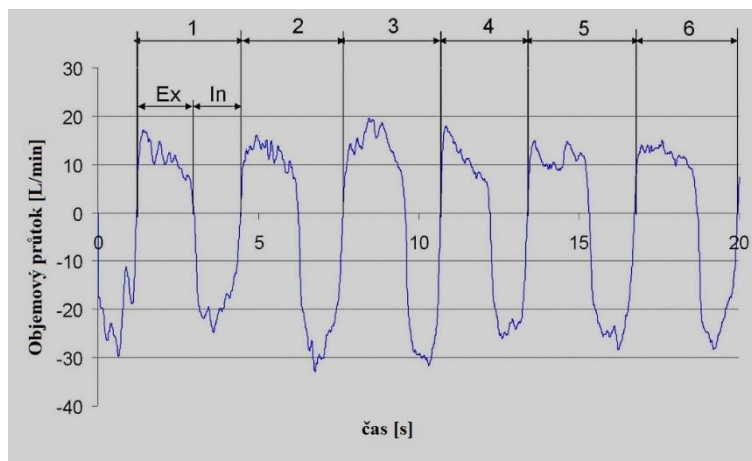


Obrázek 11 - Dýchací maska se senzorem – převzato a upraveno [12]



Obrázek 12 – Schématický obrázek dýchací masky se senzorem – převzato a upraveno [12]

Sestavená maska byla použita pro naměření objemového průtoku vzduchu v závislosti na čase, jak je vidět na obrázku 13. V této diplomové práci byla naměřená data použita pro zjištění matematické závislosti průtoku vzduchu na čase. Pro zjištění této matematické závislosti byla použita Fourierova transformace dat z [12].

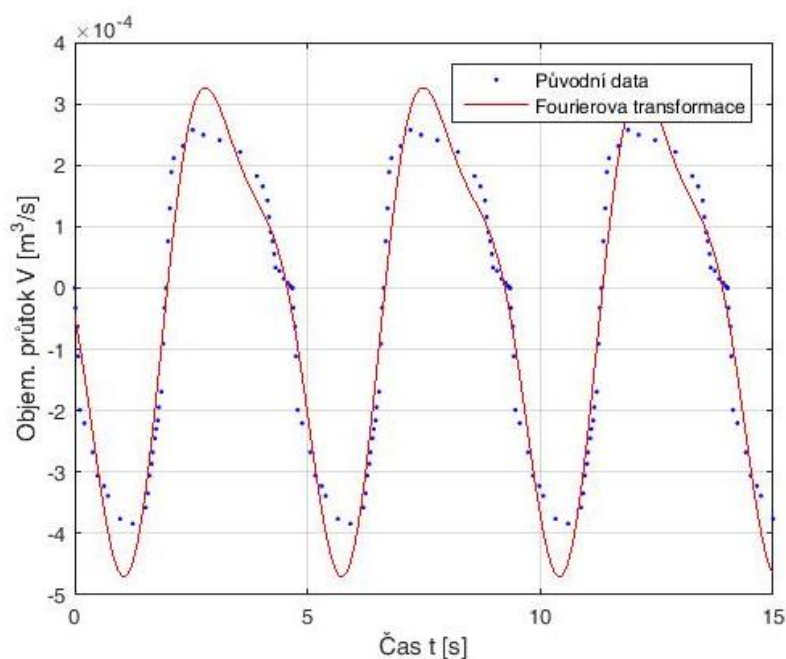


Obrázek 13 - Měření objemového průtoku – převzato a upraveno [12]

Zjištěná závislost byla v další části diplomové práce použita pro předepsání okrajových podmínek a pro simulaci nestacionárního proudění. Závislost byla vyjádřena rovnicí:

$$\dot{V}(t) = a_0 + a_1 * \cos(t\omega) + b_1 * \sin(t\omega) + a_2 * \cos(2t\omega) + b_2 * \sin(2t\omega) \quad (2.1)$$

kde $\dot{V}(t)$ je objemový průtok, závislý na čase t . Veličiny a_0 , a_1 , a_2 , b_1 a b_2 jsou koeficienty Fourierovy transformace a veličina ω je uhlová rychlost signálu [13].



Obrázek 14 - Fourierova transformace objemového průtoku

3 Adenomy hypofýzy

Jak bylo v úvodu této práce předesláno, neléčená onkologická onemocnění mohou mít fatální dopad na zdraví jedince. Adenomy jsou nádory vzniklé ze žlázoové tkáně. Adenomy hypofýzy jsou nádorová onemocnění, která mohou mít vliv na hormonální produkci v celém těle, protože hypofýza je jedním z hlavních orgánů soustavy s vnitřní sekrecí (soustavy zajišťující produkci a vylučování hormonů do krve) [1], [8].

3.1 Léčba adenomů hypofýzy

Pro léčení nádorových onemocnění hypofýzy je využíváno několika způsobů, závislých na stadiu a velikosti adenomů. Prvním způsobem je pozorování velikosti a růstu adenomů, které předchází dalším metodám léčby. V případě mikro adenomů (velikost 3-9 mm), jsou předepsány kontrolní vyšetření magnetickou rezonancí. První vyšetření je zařazeno 6 až 12 měsíců po zjištění výskytu adenomu, další vyšetření pak po roce. Pokud nedochází k růstu nádoru, kontrolní vyšetření se opakují po 2-3 letech. V opačném případě je zvažován neurochirurgický zákrok. U makro adenomů (velikost 1 cm a více) dochází k pozorování, ale vyšetřovány jsou i další příznaky nádorového onemocnění podvěsku mozkového, například ovlivnění funkce očí. Pokud dochází k růstu adenomu, je zvažována operace [1].

Dalším způsobem léčby adenomů hypofýzy je neurochirurgický zákrok, popsáný v kapitole 3.2 *Operace adenomů hypofýzy* [1].

Endokrinologická léčba je jednou z dalších metod. Ta je většinou používána pro doplnění léčby po odstranění nádoru podvěsku mozkového. U poloviny případů operovaných pacientů nedochází s odstraněním tumoru k zastavení nadměrné produkce růstového hormonu, který má za následek akromegalii². Hypofýza je hlavním orgánem, který ovlivňuje produkci růstového hormonu. Proto je zařazena léčba endokrinologická, tedy léčba podáváním hormonálních léčiv. Tato léčba je používána i před operací adenomů, v případech, kdy je operace odmítnuta nebo není možné operaci provést [1], [8].

² „akromegalie – onemocnění způsobené nadbytkem růstového hormonu v dospělosti, kdy již není možný růst dlouhých kostí, a proto ani celkový vzrůst. Zvětšují se, proto jen okrajové části těla jako je obličej, jazyk, brada, prsty apod... [8]

Radiační léčba je další léčebnou metodou, při které dochází k ozařování adenomů ionizujícím zářením. Tato léčba je u funkčních adenomů (většinou makro adenomy) indikována v případech, kdy se nádor rozrůstá do těžce operovatelných míst, není možná léčba endokrinologická (intolerance) nebo se onemocnění nepodařilo zastavit kombinací chirurgického zákroku a endokrinologické léčby [1].

3.2 Operace adenomů hypofýzy

Při neurochirurgickém zákroku dochází k odstranění nádoru hypofýzy. Pro přístup k hypofýze byla dříve používána cesta sliznicí pod horním rtem. Sliznice byla proříznuta a podél nosní přepážky se bylo možné uvolněním radličné kosti dostat až k dutině kosti klínové. Tato dutina je používána pro přístup k tureckému sedlu i v dnešních moderních endoskopických přístupech [1].

Operace adenomu hypofýzy probíhá v celkové anestezii operovaného pacienta. Uložení hypofýzy se nachází v tureckém sedle, nad dutinou kosti klínové, jak je vidět na obrázku 5. K tomuto místu se chirurg dostává za pomoci endoskopu, který je důležitým nástrojem celé operace, protože přenáší obraz operovaného místa. K dutině kosti klínové je používán přístup přes střední nosní průchod. Pro použití středního nosního průchodu je prvně nutné zdvihnout zevní nos v kraniálním směru. Při větších operacích dochází k posunu střední skořepy nosní laterálním směrem pro rozšíření středního nosního průchodu. Před vstupem do dutiny kosti klínové dochází k vylomení radličné kosti a odsunutí sliznice. Radličná kost je vylomena pro vytvoření většího prostoru před dutinou kosti klínové a sliznice je odsunuta, aby nebyla poškozena. Po odsunutí sliznice je vytvořen otvor do dutiny kosti klínové. V kapitole 2.1.4 *Vedlejší nosní dutiny* byla komentovaná vnitřní struktura této dutiny, která se může v reálném případě od anatomického popisu lišit. V takovém případě přepážka nerozděluje dutinu na dvě symetrické části, ale je posunuta, nebo umístěna v jiné než sagitální rovině. V některých případech je dutina členěna větším počtem přepážek na více menších dutin. Průběh operace postupuje dále dutinou kosti klínové. Nejprve vylámaním přepážek pro vytvoření dostatečného prostoru pro nástroje a následně odsunutím sliznice, stejně jako před vstupem do této dutiny. Otvor do tureckého sedla se odlišuje dle stavu, respektive tuhosti sedla. V některých případech dochází ke zničení chronickým tlakem vytvořeným tumorem, nebo ke změkčení kosti. V těchto případech je snadné vytvořit otvor do tureckého sedla.

Za normálního stavu, kdy je turecké sedlo tuhé, je použita vysokootáčková fréza s diamantovou hlavou a otvor zvětšen Kerrisonovými štípáky. Vytvořeným otvorem dochází k odstranění nádoru několika způsoby, které závisí na struktuře nádoru. Pokud je měkký, je možné odsání tumoru. Pokud je tuhý, je odstraňován po vrstvách. Nejhorším případem, při kterém není možné použít ani jeden z předešlých postupů odstranění, je takzvaně gumová struktura nádoru. Takový případ je nejnebezpečnější, protože uvolnění tumoru probíhá tahem. Po uvolnění dochází k odstranění vrstvu po vrstvě, jako v případě tuhého nádoru [1], [8].

3.3 Pooperační komplikace

Nejčastějšími komplikacemi spojenými s operací adenomů hypofýzy jsou výtok mozkomíšního moku, krvácení z nosu nebo pneumocefalus. Výtok mozkomíšního moku je způsoben porušením, nebo nedostatečným uzavřením plen mozku. Možným předcházením výtoků moku je správné chování poučeného pacienta (předcházení zvýšení nitrolebečního tlaku). Komplikace je řešena revizí uzávěru plen mozku a tureckého sedla. Krvácení z nosu po operaci je způsobeno poraněním sliznice a není neobvyklé. Tato komplikace je u slabého krvácení vyřešena přirozenými mechanismy zástavy krvácení, u silnějšího dochází k zastavení krvácení tampony. Pneumocefalus jinými slovy vzduch v lebeční dutině, může být způsoben výtokem mozkomíšního moku. Tato komplikace ustupuje po revizi uzavření tureckého sedla [1], [8].

Dle literatury [1] se komplikace spojeny s přístupovou cestou přes střední nosní průchod týkají především porušení funkce čichu, perforace nosní přepážky a nosní adheze. Jak bylo popsáno v kapitole 3.2 *Operace adenomů hypofýzy*, k dutině kosti klínové je přístupováno střední nosní skořepou. Přístupem přes tuto část nosní dutiny může dojít k porušení čichové oblasti. Příčinou poruchy čichu nemusí být pouze mechanické porušení čichové oblasti, ale také poranění zakončení čichových nervů nebo poranění sliznice na nosní přepážce a horní nosní skořepě. Dalšími kritérii, které mohou ovlivňovat funkci čichu, jsou otok sliznice v nosní dutině, mechanické překážky proudícího vzduchu, nosní adheze nebo zánět sliznice. K perforaci nosní přepážky může docházet ze stejné příčiny jako u poruchy čichových funkcí, a to mechanickým poškozením chrupavčitých struktur nosní přepážky. Tato komplikace se může projevit až měsíc po operaci. Stav, kdy dochází k srůstu sliznice laterální stěny se skořepou, nebo srůstu sliznice skořepy se sliznicí nosní přepážky je nazývána nosní adheze. Dochází tak ke změně aerodynamiky nosních dutin a změně proudění vlivem mechanické překážky [1], [8].

4 Teorie mechaniky tekutin

Vědní disciplína zabývající se rovnováhou sil v klidu a pohybu tekutin je nazývána mechanika tekutin. Je řazena pod obecnou mechaniku, do které patří i mechanika tuhých a poddajných těles. Termín tekutiny je souhrnným názvem pro kapaliny, plyny a páry. Vlastnosti těchto látek jsou od tuhých těles odlišovány především v pohyblivosti částic, ze kterých se skládají. Prostor, kterým se plyny i kapaliny pohybují, je omezen pevnými stěnami nebo tvoří rozhraní prostředí. V porovnání s tekutinami je pohyb tuhých těles znázorňován jako pohyb hmotných bodů [14].

Částice tekutin mají typicky malou soudružnost mezi sousedními částicemi. Proto jsou považovány za velice pohyblivé a prostor (nádobu), ve které se nacházejí je jimi celý vyplněn. Soudružnost částic kapalin je vyšší než u plynů a par, což má za následek větší prostor mezi částicemi plynů. To znamená více prostoru pro jejich stlačení. Proto je jedním ze základních rozdílů mezi kapalinami a plyny stlačitelnost a viskozita [14].

4.1 Stlačitelnost tekutin

Vlastnost tekutin, vyjadřující zmenšení jejich objemu důsledkem zvýšení vnějšího tlaku, je nazývána stlačitelnost. Vlivem většího prostoru mezi částicemi plynů je tato veličina u kapalin mnohem menší než u plynů. Součinitel stlačitelnosti δ vyjadřuje míru stlačitelnosti následující rovnicí [14]:

$$\delta = -\frac{1}{V} \left(\frac{\partial V}{\partial p} \right)_{T=\text{konst.}} = \frac{\Delta V}{V} \frac{1}{\Delta p} \quad (4.1)$$

kde V je objem, ΔV je změna objemu a Δp je změna tlaku při konstantní teplotě T . Změna objemu ΔV je rozdílem objemu v klidovém stavu V_0 a objemu po stlačení V [14]:

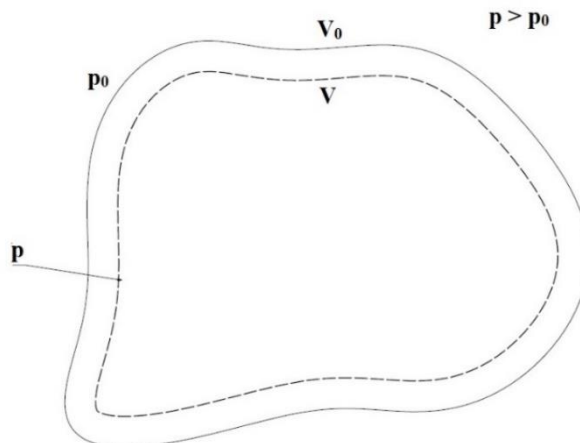
$$\Delta V = V_0 - V \quad (4.2)$$

A změna tlaku Δp je vyjádřením rozdílu tlaku po stlačení p a klidového tlaku p_0 [14]:

$$\Delta p = p - p_0 \quad (4.3)$$

Z rovnic (4.1), (4.2) a (4.3) vyplývá vztah pro objem po stlačení V [14]:

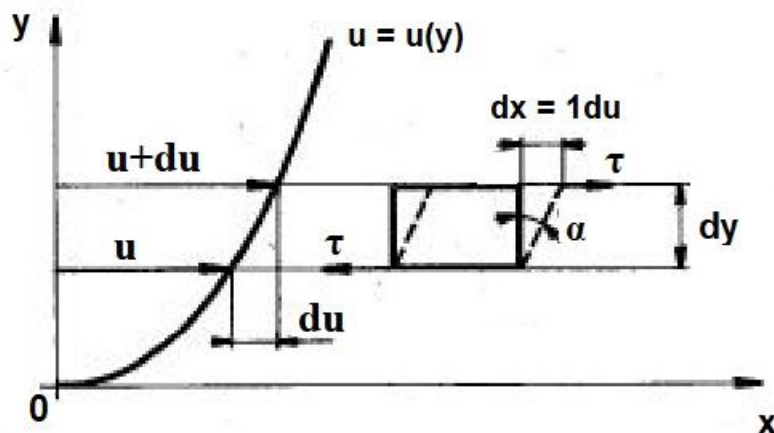
$$V = V_0 (1 - \delta \Delta p) \quad (4.4)$$



Obrázek 15 - Stlačení tekutiny – převzato a upraveno [14]

4.2 Viskozita tekutin

Viskozita tekutin je chápána jako odpor proti pohybu částic tekutiny. Tento fyzikální jev je pozorován při proudění reálných tekutin. U idealizovaného proudění je v rámci zjednodušení viskozita zanedbávána. Vliv viskozity na pohyb tekutin při proudění bude vysvětlen na modelu proudění podél desky, viz obrázek 16 [14].



Obrázek 16 - Pohyb skutečné kapaliny ve vrstvách – převzato a upraveno [14]

Směr proudění je shodný se směrem osy x a současně je deska uložena rovnoběžně s osou x . Ve směru osy y se nacházejí jednotlivé vodorovné vrstvy proudící tekutiny. V místě styku tekutiny a desky dochází k ulpívání tekutiny vlivem působení třecích sil působících proti směru proudících částic. V tomto místě dochází k vytvoření podmínky nulové rychlosti proudící tekutiny, která se vlivem viskozity předává mezi vrstvami proudící tekutiny. S rostoucí souřadnicí y dochází ke snižování vlivu nulové rychlosti na stěně [14].

V mechanice tekutin jsou rozdělovány dva typy viskozity, dynamická viskozita a kinematická viskozita. Dynamická viskozita je spojována s rychlostí smykové deformace a tečným napětím. Vztah těchto veličin je vyjádřen následující rovnicí Newtonova zákona pro smykové napětí [14]:

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy} \quad (4.5)$$

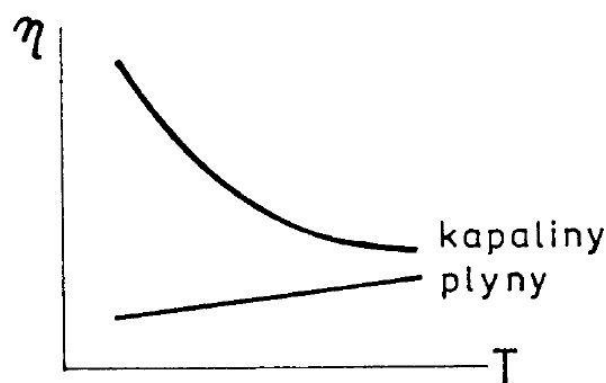
kde τ je smykové napětí tekutiny, η je dynamická viskozita a derivace $\frac{dv}{dy}$ představuje rychlost tekutiny ve směru kolmém k proudění tekutiny. Tato veličina je označována jako rychlost smykové deformace. Kinematická viskozita je vyjádřena pomocí dynamické viskozity a hustoty tekutiny [14]:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (4.6)$$

kde η je dynamická viskozita a ρ je hustota proudící tekutiny [14], [15].

4.2.1 Závislost viskozity tekutin na teplotě

Viskozita je důležitou fyzikální veličinou proudící tekutiny. Proto je nutné zmínit závislost viskozity na teplotě, která se výrazně liší pro kapaliny a plyny, jak je patrné na obrázku 17. U kapalin se důsledkem zvyšující teploty viskozita snižuje. U plynů dochází při zvyšující teplotě ke zvyšování hodnoty viskozity důsledkem zvyšování kmitavého pohybu částic. Proto dochází k větší výměně kinetické energie mezi vrstvami proudícího plynu [14], [15].



Obrázek 17 - Závislost viskozity na teplotě – převzato [15]

4.3 Rozdělení proudění

V mechanice tekutin je rozdělováno proudění několika způsoby. Dle stlačitelnosti na stlačitelné a nestlačitelné; dle časové závislosti na stacionární a nestacionární; a dle uspořádanosti na laminární a turbulentní [15].

4.3.1 Stlačitelné proudění

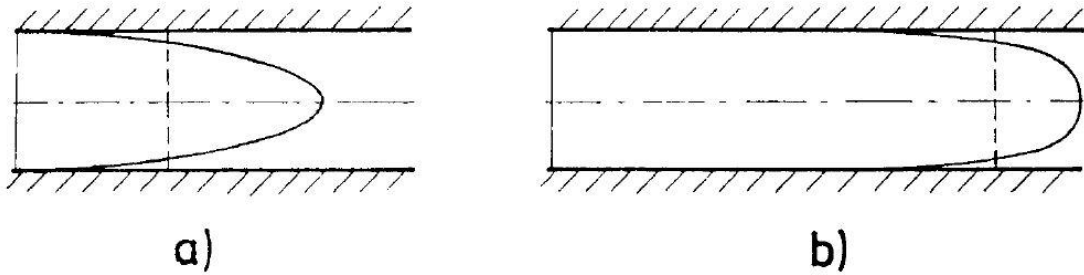
Stlačitelnost byla probrána v kapitole 4.1 *Stlačitelnost tekutin*. Jak bylo zmíněno, kapaliny jsou oproti plynům méně stlačitelné. V technické praxi je uváděna hodnota tlaku 10 MPa jako hranice stlačitelnosti kapalin. V případě nižšího tlaku lze změnu hustoty zanedbat. Hranice pro uvažování stlačitelnosti plynů, je v technické praxi stanovena vzhledem k rychlosti proudícího plynu. V případě této diplomové práce byla stlačitelnost plynů zanedbána. Tento předpoklad byl potvrzen výslednými hodnotami středních rychlostí, které nepřesahovali hodnoty 10 m/s [14], [15].

4.3.2 Závislost na čase

Pro závislost proudění na čase je v teorii mechaniky tekutin užíváno termínů stacionární a nestacionární proudění. U stacionárního proudění jsou charakteristické veličiny konstantní v čase, tedy veličiny jsou závislé pouze na dráze. V případě nestacionárního proudění jsou charakteristické veličiny proudění, závislé na proměnných času i dráhy. Proto je při výpočtu rovnic typických pro nestacionární proudění nutné použití parciálních derivací [15].

4.3.3 Uspořádanost proudění

Pro proudění reálných tekutin je uvažována viskozita, jak bylo zmíněno v kapitole 4.2 *Viskozita tekutin*. Na modelu proudění podél desky byl vysvětlen vliv viskozity a vznik hydraulického odporu mezi vrstvami proudící tekutiny. V případě laminárního proudění se vrstvy tekutiny pohybují ve vodorovných vrstvách a dochází k vyvinutí parabolického rychlostního profilu vlivem nulové rychlosti proudění na stěně [15].



Obrázek 18 - Rychlostní profily proudící tekutiny. a) Laminární proudění b) Turbulentní proudění – převzato [15]

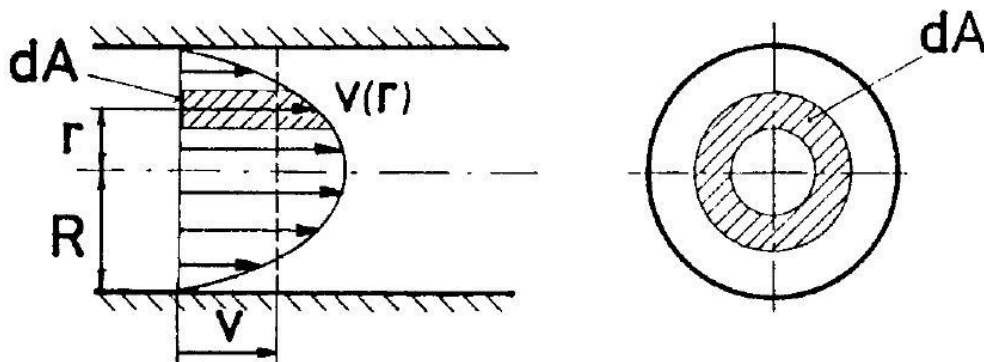
Na obrázku 18 b) je znázorněn rychlostní profil turbulentního proudění. V případě laminárního proudění dochází k promíchávání vrstev proudící tekutiny marginálně. U turbulentního proudění je vliv promíchávání vrstev proudící tekutiny mnohem větší, proto dochází k utlumení vlivu nulové rychlosti na stěně (desce) s rostoucí souřadnicí y mnohem pomaleji. V obou případech vyobrazených na obrázku 18 se nejvyšší rychlost nachází v ose potrubí. Pro výpočet střední objemové rychlosti podle objemového průtoku je nutné zavést následující rovnice pro objemový průtok [14], [15]:

$$\dot{V} = \iint_A d\dot{V} = \iint_A v(r) dA \quad (4.7)$$

$$\dot{V} = \iint_A v dA = v \iint_A dA = vA \quad (4.8)$$

kde \dot{V} je objemový průtok potrubím na obrázku 19 a $v(r)$ je místní rychlost na elementární ploše dA . Rovnice (4.8) vyjadřuje závislost objemového průtoku na střední objemové rychlosti v a jejím upravením je možné získat rovnici pro výpočet hodnoty střední objemové rychlosti [15]:

$$v = \frac{\dot{V}}{A} \quad (4.9)$$



Obrázek 19 - Stanovení střední rychlosti pomocí objemového průtoku – převzato [15]

Pro rozlišení laminárního a turbulentního proudění je používána teorie podobnostních čísel, především Reynoldsovo číslo. Reynoldsovo číslo Re je definováno rovnicí [14]:

$$Re = \frac{vL}{\nu} \quad (4.10)$$

kde v je střední objemová rychlost tekutiny, L je charakteristický rozměr (pro kruhové potrubí průměr) a ν je kinematická viskozita proudící tekutiny. Zjednodušeně řečeno je Reynoldsovo číslo vyjádřením fyzikální podobnosti charakteristických jevů setrvačných a třecích sil. Hranicí laminárního a turbulentního proudění je vyjádřeno hodnotou kritického Reynoldsova čísla Re_k . Hodnota kritického Reynoldsova čísla pro hladké potrubí kruhového průřezu je $Re_k = 2300$. V případě hodnoty nižší je proudění považováno za laminární a v případě vyšších hodnot za turbulentní proudění. Pro hodnotu Re v rozmezí 2300-14 000 byl experimentálně zjištěn výskyt takzvané přechodové oblasti, ve které se proudění v některých případech chová laminárně i turbulentně. Rozmezí výše uvedené, je vztahováno k hladkému potrubí s kruhovým průřezem. Pro jiné geometrické tvary jsou uváděny různé hodnoty Re_k , viz tabulka 1 [14].

Tabulka 1 - Kritické hodnoty Reynoldsova čísla – převzato a upraveno [14]

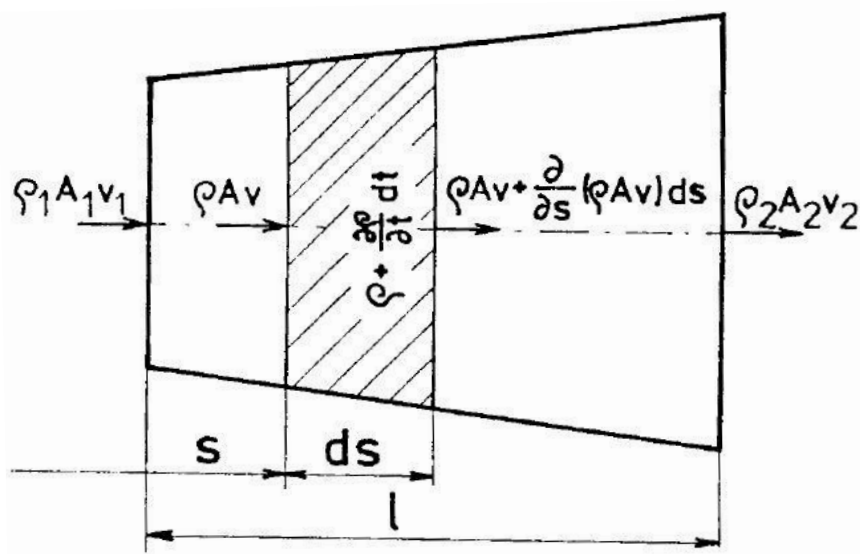
Geometrické tvary průtočných částí	Re_k
Hladké potrubí kruhového průřezu	2 300
Pryžová hadice	1 600
Malé soustředné mezery	1 100
Malé excentrické mezery	1 000
Soustředné mezery s obvodovou drážkou	700
Excentrické mezery s obvodovou drážkou	400
Rozváděcí kanály válcových šoupátek	100 až 250
Ventily s plochým, popř. kuželovým sedlem	20 až 100

4.4 Základní rovnice mechaniky tekutin

Základními rovnicemi používanými v mechanice tekutin jsou rovnice kontinuity a pohybová rovnice. V této kapitole budou odvozeny obě rovnice pro nestacionární, stlačitelné proudění vazké tekutiny a následně budou provedena zjednodušení rovnic pro nestlačitelné a stacionární proudění.

4.4.1 Rovnice kontinuity

Rovnice kontinuity je základní rovnicí mechaniky tekutin. Jde o vyjádření fyzikálního zákona zachování hmotnosti. Pro odvození bylo předpokládáno jednorozměrné nestacionární proudění stlačitelné tekutiny. Na obrázku 20 je vytknuta kontrolní oblast pro odvození rovnice kontinuity. Na levém okraji je vyobrazen vstupující hmotnostní tok průřezem A_1 a ve vzdálenosti l průřez A_2 , kterým tekutina vystupuje z kontrolního objemu. Uvnitř kontrolní oblasti se nachází elementární část kontrolní oblasti o velikosti elementárního posunutí ds [14] [15].



Obrázek 20 - Kontrolní oblast pro odvození rovnice kontinuity – převzato [15]

Hmotnostní tok tekutiny, která do elementární oblasti vstupuje za čas dt je dána rovnicí [14] [15]:

$$dm_{s1} = \rho A v dt \quad (4.11)$$

kde ρ je hustota proudící tekutiny, A je průřez na vstupu do elementární oblasti a v je střední objemová rychlost proudící tekutiny. Hmotnostní tok, který z elementární oblasti vystupuje, je dán rovnicí [14]:

$$dm_{s2} = dm_{s1} + \frac{\partial}{\partial s}(dm_{s1}) ds = \rho A v dt + \frac{\partial}{\partial s}(\rho A v dt) ds \quad (4.12)$$

Rozdíl hmotnostních toků v rovnici (4.11) a (4.12), je konvektivní změnou hmotnosti v čase dt . A je vyjádřena rovnicí [14]:

$$dm_s = dm_{s2} - dm_{s1} = \frac{\partial}{\partial s}(\rho A v dt) ds \quad (4.13)$$

Dále je nutné stanovit rozdíl hmotnosti. Na začátku sledování změn je hmotnost tekutiny v kontrolní oblasti dána rovnicí [14]:

$$dm_{t1} = \rho A ds \quad (4.14)$$

Změna hmotnosti sledované oblasti je pak za čas dt dána rovnicí [14]:

$$dm_{t2} = dm_{t1} + \frac{\partial}{\partial t}(dm_{t1}) dt = \rho A ds + \frac{\partial}{\partial t}(\rho A ds) dt \quad (4.15)$$

Lokální změna hmotnosti je za čas dt v elementární oblasti dána rovnicí [14]:

$$dm_t = dm_{t2} - dm_{t1} = \frac{\partial}{\partial t}(\rho A ds) dt \quad (4.16)$$

Aby zákon zachování platil, tedy hmotnost byla konstantní, musí být změna hmotnosti dm rovna nule. Z tohoto poznatku plyne následující rovnice pro změnu hmotnosti:

$$dm = dm_s + dm_t = \frac{\partial}{\partial s}(\rho A v dt) ds + \frac{\partial}{\partial t}(\rho A ds) dt = 0 \quad (4.17)$$

Protože jsou v případě elementární oblasti čas t i posuv veličiny s na sobě vzájemně nezávislé proměnné, jsou časová změna dt a elementární posunutí ds také vzájemně nezávislými proměnnými. Proto je možné výslednou rovnici kontinuity pro 1D proudění stlačitelné nestacionární tekutiny upravit do obecného tvaru [14]:

$$\frac{\partial}{\partial s}(\rho A v) + \frac{\partial}{\partial t}(\rho A) = 0 \quad (4.18)$$

V případě nestacionárního proudění jsou veličiny závislé na čase t i na posunutí s . Z toho plyne zápis veličin: hustota $\rho = \rho(s, t)$; průřez $A = A(s, t)$; střední rychlost neustáleného proudění $v = v(s, t)$. Pro ustálené stacionární proudění platí $\frac{\partial}{\partial t} = 0$ a veličiny jsou závislé pouze na dráze posunutí. Rovnice kontinuity (4.18) je přepsána do tvaru [14]:

$$\frac{\partial}{\partial s}(\rho A v) = \frac{d}{ds}(\rho A v) = 0 \quad (4.19)$$

Dalším zjednodušením by mohla být konstantní hustota, v případě nestlačitelného proudění. V takovém případě by byla hustota nezávislá na změně s a mohla by být vytknuta před závorkou. V případě tuhého potrubí s neproměnným průřezem by bylo možné to samé provést pro průřez A [14].

4.4.2 Zákon zachování hybnosti

Jednou z důležitých rovnic mechaniky tekutin, je rovnice zachování hybnosti. Tato rovnice je definována následující rovnicí [16]:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\bar{\tau}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (4.20)$$

kde ρ je hustota tekutiny, \vec{v} je vektor rychlosti, ∇ je operátor nabra, p je tlak tekutiny, \vec{g} je vektor gravitačního zrychlení, \vec{F} je vnější silový účinek a $\bar{\tau}$ je tenzor smykového napětí tekutiny, definovaný rovnicí [16]:

$$\bar{\tau} = \mu \left[(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{v} I \right] \quad (4.21)$$

ve které μ je molekulová viskozita, a I je jednotkový tenzor.

5 Teorie numerické simulace

Computational Fluid Dynamics (CFD), neboli Počítačová mechanika tekutin, je označení pro vědní disciplínu zabývající se numerickou simulací problémů proudění. Parciální diferenciální rovnice jsou nahrazovány rovnicemi algebraickými, které jsou řešeny na výkonných počítačích. Proto je s rozvojem počítačů spojován i rozvoj těchto metod. Pro řešení numerické simulace v této diplomové práci byl použit CFD software Fluent 2019 R1 od firmy Ansys. Následující odstavce proto budou zaměřeny především na teorii mechaniky tekutin, z které tento program vychází [17].

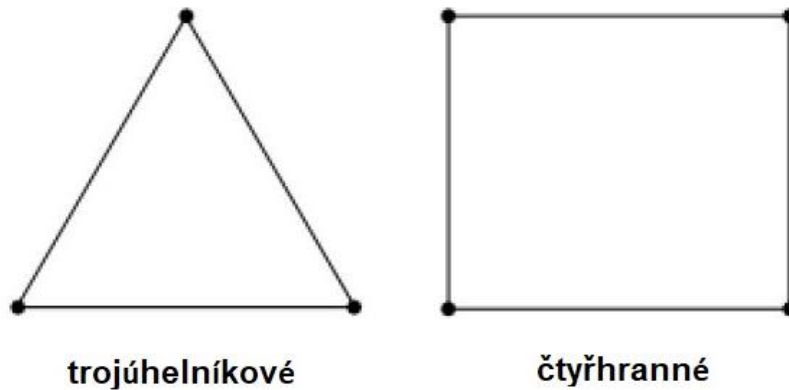
5.1 Sít' a její buňky

Pro numerickou simulaci CFD je používána sít', na které jsou počítány rovnice mechaniky tekutin. Tato sít' je složena z různých buněk lišících se především na základě jejich dimenze. V místech rozhraní modelu a okolního prostředí je vytvářena rovinná sít', skládající se z 2D elementů. Vnitřní část modelu je následně vyplňována objemovými buňkami [18].

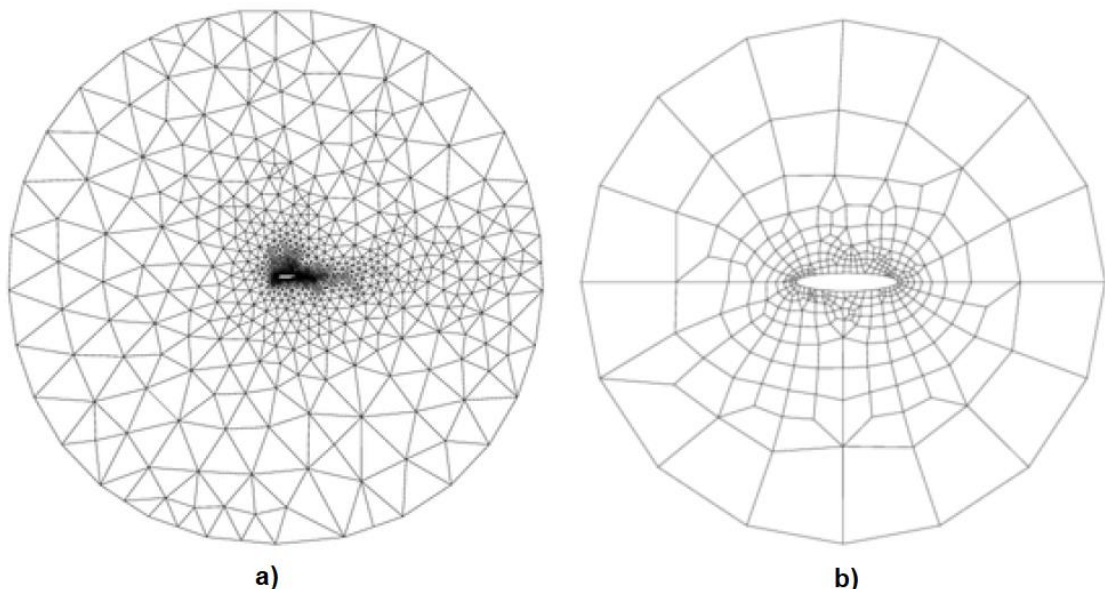
5.1.1 Rovinná sít'

Jak bylo popsáno výš, na povrchu zkoumaného modelu je vytvořena rovinná sít' tvořená 2D buňkami. Tyto buňky mají tvar základních geometrických obrazců. Jedním typem plošných buněk jsou trojúhelníkové buňky. V každém vrcholu trojúhelníkových buněk se nachází uzel. Jednotlivým uzlům mohou náležet vrcholy několika trojúhelníkových buněk, které na sebe naléhají a vytvářejí tak povrchovou sít'. Druhým typem buněk tvořící plošnou sít' jsou čtyřhranné buňky. Na obrázku 21 jsou znázorněny plošné buňky, které nejsou vždy pravidelné. V případě složitějších tvarů jsou buňky upravovány a hodnoty vrcholových úhlů se mohou lišit od pravých úhlů, aby došlo k plnému vytvoření povrchové sítě. Tento jev je zobrazen na obrázku 22 [18].

Typy 2D buněk

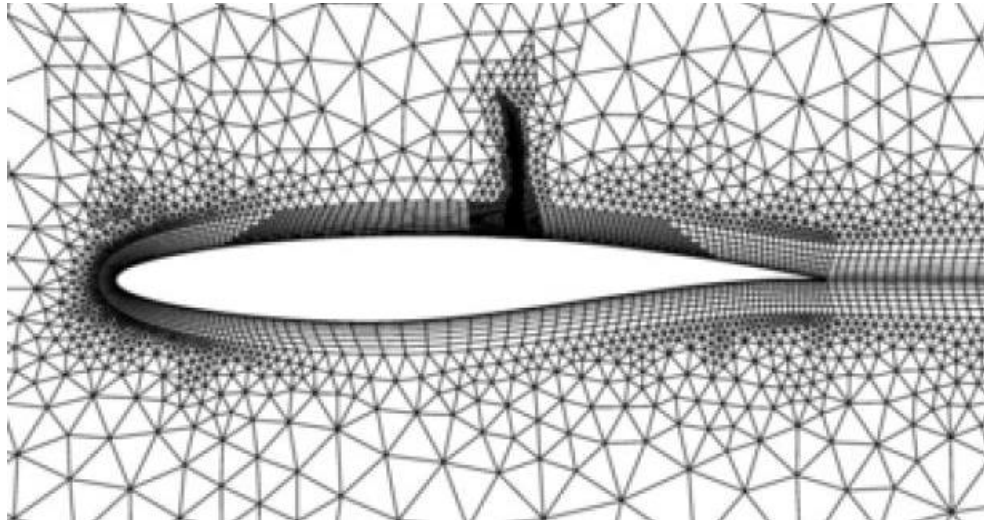


Obrázek 21 - Typy 2D buněk – převzato a upraveno [18]



Obrázek 22 - Příklady plošných sítí. a) Trojúhelníkové buňky b) Čtyřhranné buňky – převzato a upraveno [18]

Další možností při sítování rovinné sítě je použití hybridního sítování. Při tomto sítování jsou současně použity trojúhelníkové i čtyřstěnné buňky. Takový případ je zobrazen na obrázku 23, kde jsou použity k sítování mezní vrstvy profilu křídla čtyřstěnné buňky. Dále od profilu pak síť přechází v trojúhelníkové buňky. Použití buněk souvisí se složitostí geometrie, která je předmětem numerické simulace. V případě složitých sítí, je doporučeno použít trojúhelníkové buňky. Pro jednodušší geometrie je doporučeno použít čtyřhranné buňky, a pro středně složité je doporučeno vytvořit nestrukturovanou síť z čtyřhranných buněk. Důvodem tohoto doporučení je snížení množství použitých buněk u středních a jednoduchých geometrií [18].

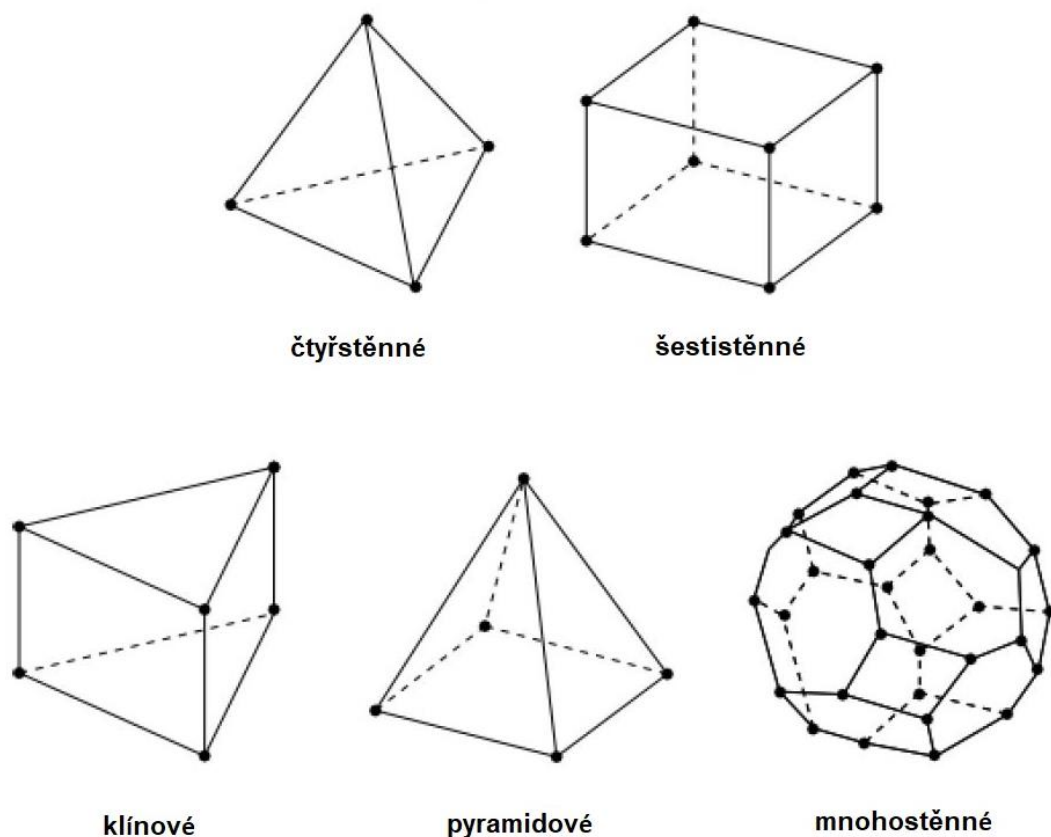


Obrázek 23 - Hybridní rovinná síť – převzato [18]

5.1.2 Objemová síť

V případě objemové sítě jsou buňky tvořeny objemovými tělesy, viz obrázek 24. Objemová síť je, obdobně jako v rovině, tvořena buňkami vycházejícími ze základních geometrických tvarů. Čtyřstěnné a šestistěnné buňky jsou přímo tvořeny trojúhelníky a čtyřhrany. Dalšími buňkami jsou pyramidové a klínové buňky, které kombinují oba předešlé rovinné tvary. V případě klínových buněk jsou to dvě trojúhelníkové plochy a tři čtyřhranné, které dohromady tvoří trojboký hranol. Výsledný tvar pyramidových buněk, je tvořen jedním čtyřstěnem a čtyřmi trojúhelníkovými ploškami. Mnohostěnné buňky jsou nejsložitějším tvarem buněk, který je současně i největší. Tedy pro vyplnění stejného prostoru je potřeba menší množství buněk. Ve vrcholech buněk jsou uloženy uzly, které jsou v objemové síti společné pro několik sousedních buněk. Uzly jsou důležitými body pro vytvoření souvislé sítě. Sloučení buněk do jednotné sítě probíhá v uzlech a na stěnách objemových buněk [18].

Typy 3D buněk



Obrázek 24 - Typy 3D buněk – převzato a upraveno [18]

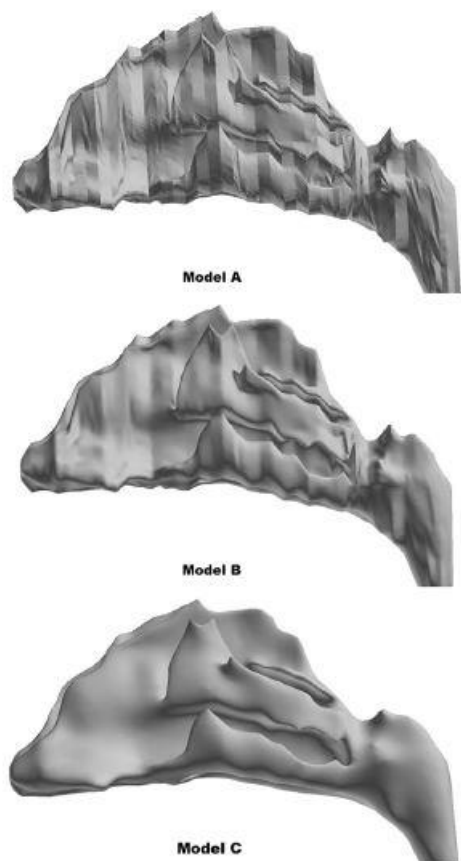
U objemových sítí je také používáno hybridního síťování, tedy použití více typů buněk současně. Pro různě složité geometrie jsou doporučovány jiné typy buněk. Pro jednoduché geometrie jsou používány šestistěnné buňky. Pro složitější geometrie jsou používány čtyřstěnné buňky, které jsou navázány na povrchovou síť modelu pomocí klínových buněk. Na velmi složité sítě je doporučeno použít čtyřstěnné buňky, které díky trojúhelníkovým ploškám dobře vyplňují složitou geometrii. Mnohostěnné buňky jsou používány v případě nahrazení čtyřstěnných buněk, což vede ke zhoršení jemnosti sítě. Výhodou tohoto postupu je menší množství buněk potřebných k vytvoření objemové sítě. Množství buněk, z nichž je síť vytvořena, má přímý důsledek na rychlost výpočtu sítě. Tedy síť s méně prvky bude rychleji vypočítána [18].

5.1.3 Sítování

V předešlých dvou kapitolách byly probrány buňky a jejich tvary, kterými je tvořena síť. V případech obou dimenzí jsou při sítování nastavovány velikosti buněk. Pro sítované geometrie je možné použít různé velikosti buněk pro lokální a globální části geometrie. Vlivem nastavení velikosti buněk je možné ovlivnit jemnost sítě v určitém lokálním místě, pro získání přesnějších výsledků simulovaného problému. Tato skutečnost má důsledek na množství buněk, tedy i na časovou náročnost [18].

V případě článku [19], je rozebírán vliv velikosti buněk na výsledky numerické simulace. Zmíněnými pojmy *drsnost povrchové sítě* a *vyhlazení povrchu*, rozděluje článek dva problémy spojené se sítováním geometrie nosních dutin. Pojmem *drsnost povrchové sítě* je v případě tohoto článku označení pro drsnost povrchu vytvářených modelů. Pojem *vyhlazení povrchu* je spojován s pixelovým rozlišením snímků a dat z magnetické rezonance (MRI), případně z výpočetní tomografie (CT). Drsnost povrchové sítě přímo souvisí s volenou velikostí buněk a jejich tvarem, protože vlivem volby velkých buněk může v lokálních místech geometrie docházet ke špatné aproximaci a přílišnému vyhlazení povrchu. Následkem špatného vy-sítování reálné geometrie nosních dutin dochází ve výpočtech k vychýlení výsledků simulace od reálného proudění [19].

Dalším aspektem popsaným v článku [19], je použití softwaru pro vyhlazení povrchu geometrie. V případě článku bylo použito Laplaceova vyhlazovacího algoritmu na dvou sítích a třetí model byl ponechán bez vyhlazení. Modelem bez vyhlazení povrchu geometrie byl model A, pro modely B a C bylo použito Laplaceova vyhlazovacího algoritmu. V modelu B byl použit faktor vyhlazení 0.8 a v modelu C faktor vyhlazení 1. Hodnota faktoru vyhlazení se pohybuje v rozmezí 0-1. Na obrázku 25 jsou vyobrazeny všechny tři modely a rozdíl při použití vyhlazovacího algoritmu je patrný. Následně byla vytvořena síť tvořená trojúhelníkovými a čtyřstěnnými buňkami pro všechny tři modely. V případě modelu A byla vytvořena síť s počtem devíti miliony buněk a síť druhých dvou modelů čítala 4-5 milionů buněk. Pro model A bylo z hlediska nerovností nutné použít menší velikosti buněk než u modelů B a C, aby nedocházelo ke špatné aproximaci vytvořené sítě vzhledem k reálnému modelu. V důsledku vyhlazovacího algoritmu byly zjištěny změny objemu a povrchu modelů, viz tabulka 2 [19].



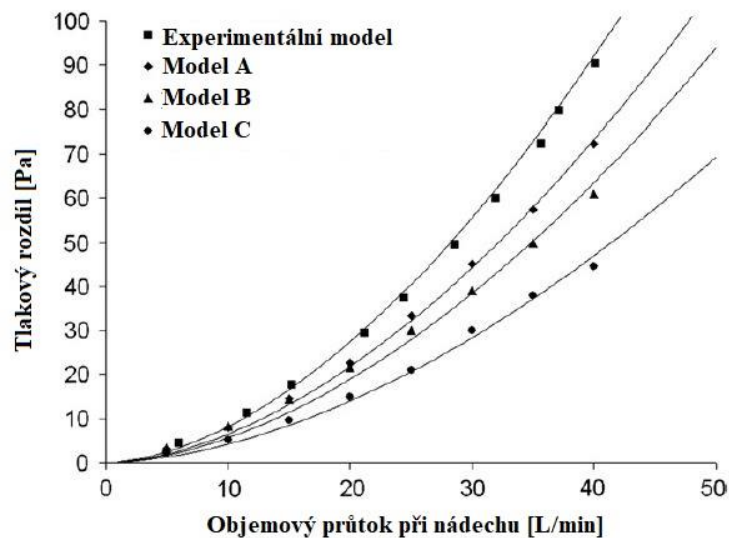
Tabulka 2 - Vliv volby velikosti buněk na rozměry modelu – převzato a upraveno [19]

	Model		
	A	B	C
Objem [cm ³]	32,8	32,4	32,1
Plocha [cm ²]	247,1	240,2	231,4

Obrázek 25 - Vliv Laplaceova vyhlazení na model nosních dutin – převzato [19]

Tyto tři numerické modely byly porovnávány s experimentálním modelem ze stejných MRI dat. V případě experimentálního modelu byla známa pouze hodnota objemu $V = 32,9 \text{ cm}^3$. Rozdíl hodnoty objemu modelu A je malý. Následně byly tlakové ztráty v modelech porovnány s hodnotami v experimentálním modelu v závislosti na objemovém průtoku při vdechu. Hodnota objemového průtoku byla 5-40 l/min a tlakový rozdíl v dutinách byl spočten rozdílem tlaku v nozdřích a za nosohltanem. Tato závislost je vykreslena na obrázku 26. Na obrázku je vidět rozdíl mezi experimentálním modelem a modelem A. U obou modelů nebylo při výrobě použito vyhlazení (vyhlazovací algoritmus). Rozdíl v hodnotách tlaku je způsoben drsností povrchu experimentálního modelu, kde dochází k větším tlakovým ztrátám. Model A je proto z hlediska objemového porovnání s experimentem i z hlediska tlakových ztrát považován za správný. Následné porovnání modelů A, B a C je tedy ovlivněno pouze použitím vyhlazovacího algoritmu v přípravě dat před síťováním. Vzhledem k výsledkům a množství použitých buněk, lze model B považovat za nejlepší volbu. Množství buněk použitých pro síť modelu B je o polovinu menší než v modelu A.

Současně pro nejvyšší objemový průtok se hodnota rozdílu tlaku mezi modely neliší o více než 16 %. Z obrázku 26 plyne velký propad hodnot rozdílu tlaku v modelu C v porovnání s modelem A. Z článku [19] je patrný vliv použitého vyhlazení geometrie před síťováním na přesnost výsledků. Pro nižší hodnoty faktoru vyhlazení dochází k přípustným ztrátám se ziskem snížení množství buněk potřebných pro vytvoření sítě. Následkem maximální hodnoty faktoru vyhlazení dochází ke ztrátě dat a chybovost sítě [19].



Obrázek 26 - Porovnání výsledků tlakového rozdílu mezi modely – převzato a upraveno [19]

5.2 Okrajové podmínky

Pro numerickou simulaci je vytvářena síť z buněk, jak bylo popsáno v předešlých kapitolách. Pro plošky na rozhraní sítě a okolního prostředí je nutné předepisovat okrajové podmínky definující jejich vlastnosti. V použitém softwaru pro výpočet numerické simulace v této diplomové práci je rozlišováno několik typů okrajových podmínek. Podmínky jsou rozlišovány podle výskytu plošek, na které jsou aplikovány. Jedním typem okrajových podmínek, jsou vnější okrajové podmínky na rozhraní sítě a okolního prostředí. Dalším typem jsou podmínky vnitřní na plochách uvnitř sítě [18].

5.2.1 Vnější okrajové podmínky

Vnější okrajové podmínky jsou předepisovány vzhledem k proudící tekutině. Tyto podmínky se týkají ploch na okraji sítě, kterými tekutina vstupuje do sítě, případně z ní vystupuje. Těmito okrajovými podmínkami jsou [18]:

- Vstup hmotnostního toku,
- výstup hmotnostního toku,
- výtok,
- tlakový vstup,
- tlakový výstup,
- rychlostní vstup,
- stěna.

Podmínka vstupu hmotnostního toku je důležitou podmínkou pro stlačitelné proudění. Předepisuje hmotnostní tok na vstupu do sítě. Pro nestlačitelné proudění, kdy je hustota konstantní, zafixuje hodnotu hmotnostního toku na vstupu. Současně s předepsáním hmotnostního toku je nastavována možnost kolísání celkového tlaku proudění v reakci na vnitřní řešení simulace [18].

Podmínka výstupu hmotnostního toku je často používána pro simulace, u kterých je důležitější předepisovat odpovídající hmotnostní tok na výstupu než předepisovat statický tlak proudění na výtoku. Při vícefázovém proudění není doporučeno použití této okrajové podmínky, protože byla navržena pro jednofázového proudění [18].

Výtok je okrajovou podmínkou, používanou v případě, kdy nejsou dostupné informace o veličinách proudění. Kromě této okrajové podmínky není nastavena žádná další a řešič si extrapoluje informace o proudění. Tato okrajová podmínka má jisté limitace. Není možné ji použít v případě stlačitelného proudění. V případě neustáleného proudění je doporučováno použití okrajové podmínky tlakového výstupu [18].

Tlakový vstup je okrajovou podmínkou určenou pro proudění tekutiny, u které je na vstupu známa hodnota tlaku, ale nejsou známé hodnoty rychlosti nebo toku proudící tekutiny. Tato okrajová podmínka může být použita pro stlačitelné i nestlačitelné proudění [18].

Pro nastavení statického tlaku proudění na výstupu je používána okrajová podmínka tlakového výstupu. Tato okrajová podmínka platí pro podzvukové proudění. Pokud dojde k lokálnímu přechodu proudění do nadzvukového, předepsané hodnoty tlaku nebude dále používána a dojde k extrapolaci hodnoty tlaku z řešiče [18].

V případě okrajové podmínky rychlostního vstupu je definována rychlost a skalární vlastnosti proudící tekutiny na vstupu do sítě. Při výpočtu dochází k navýšení hodnoty statického tlaku, aby byla zajištěna hodnota předepsané rychlosti na vstupu. Použití této okrajové podmínky je možné pro stlačitelné i nestlačitelné proudění [18].

Okrajová podmínka stěny slouží k oddělení proudící tekutiny od pevného materiálu, případně okolního prostředí. Tyto podmínky jsou automaticky nastavovány na části povrchové sítě. Tvoří důležitou okrajovou podmínku vzhledem k proudění reálné tekutiny, protože zahrnuje podmínku nulové rychlosti proudění na stěně. Je možné tuto podmínku měnit nastavováním velikosti tečného napětí na stěně [18].

5.2.2 Vnitřní okrajové podmínky

Nejčastějšími vnitřními okrajovými podmínkami jsou vnitřní plochy. Plochy objemových buněk tvořící objemovou síť, jsou automaticky softwarem nastavovány jako vnitřní plochy. Tato podmínka neovlivňuje proudění a plochu bere jako průchodnou součást sítě [18].

Další vnitřní okrajovou podmínkou je ventilátor. Tato okrajová podmínka umožňuje simulovat vnitřní zdroj proudění ve formě ventilátoru. Je možné ji použít jako jediný zdroj proudění, případně i v kombinaci s vnějšími okrajovými podmínkami [18].

Pro simulaci proudění s tlakovou ztrátou na membráně, je možné použít okrajovou podmínku porézního skoku. Tato okrajová podmínka na vnitřní ploše sítě vytvoří tenkou membránu, čímž dochází k poklesu tlaku za membránou [18].

6 Návrh výpočetního modelu

V následující kapitole je popsán postup při tvorbě numerických modelů pro CFD simulaci této diplomové práce. Data studovaných objektů, byla získána z Výpočetní tomografie (Computed tomography = CT). Tyto snímky byly zpracovávány programem Slicer, ve kterém byly ze snímků vytvořeny 3D tělesa. Dále byl použit program Autodesk Inventor 2018 pro vytvoření rozběhových částí modelu. Dalším v řadě byl program Discovery SpaceClaim 2019 R1 od firmy Ansys. V programu SpaceClaim byla provedena předúprava celého tělesa před síťováním. Následně byl model vysíťován v programu Ansys Fluent 2019 R1 a vytvořený model byl importován do výpočetního módu stejného programu, kde byla provedena numerická simulace.

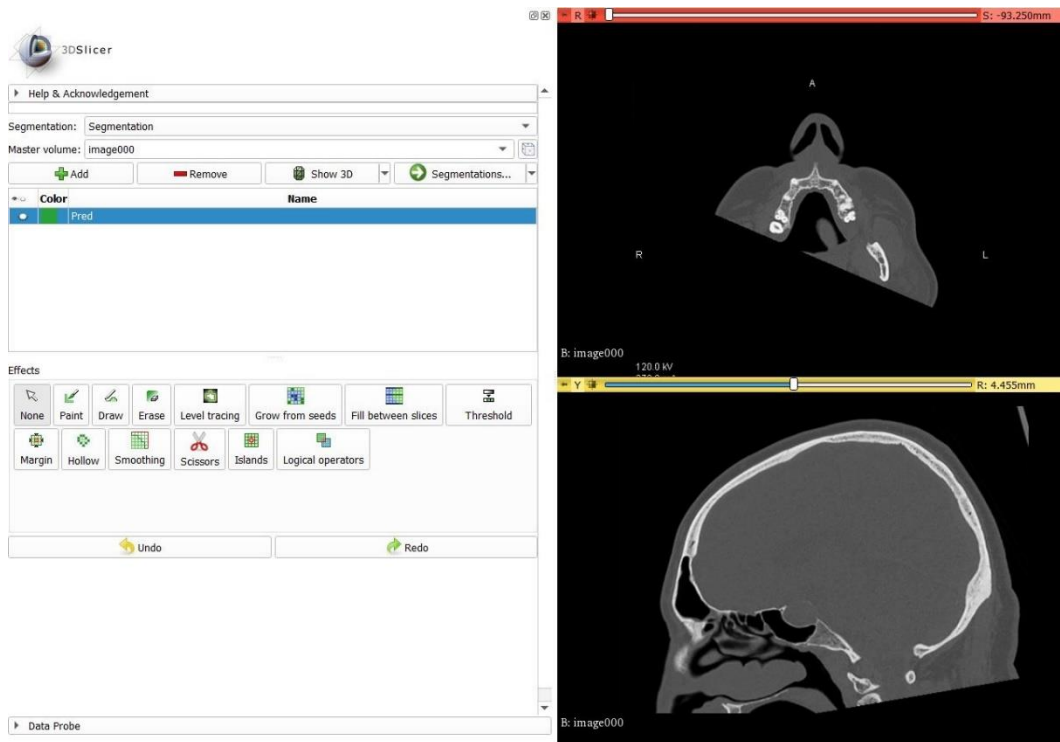
6.1 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je zobrazovacím nástrojem běžně používaným v dnešní medicíně. Toto vyšetření probíhá posunem lůžka s pacientem do přístroje tvaru anuloidu. V přístroji rotuje okolo posouvajícího se lůžka zdroj rentgenového záření. Proti zdroji je umístěn rentgenový snímač, který souhlasně rotuje se zdrojem. Snímač poté nahrává informaci o nasnímaných tkáních, kostech a dutinách do počítače, který díky matematickým funkcím vytváří 2D snímek transverzální roviny. Takto dojde k nasnímání části těla, nebo celého pacienta. Modernější přístroje jsou vybaveny rentgenovými zdroji po celém obvodu, díky čemuž je každý snímek vyfocen v jednom okamžiku. Tím dochází k rychlejšímu vyšetření, protože ve starších přístrojích je jeden snímek pořízen až po projetí zdroje rentgenového záření celým obloukem anuloidu. Snímky z CT je možné zobrazit jednotlivě v transverzální, frontální nebo sagitální rovině. Případně, jako je tomu v této diplomové práci, je možné snímky zobrazit ve 3D a získat tak trojrozměrný obraz snímané části [20].

6.2 Zpracování snímků z CT

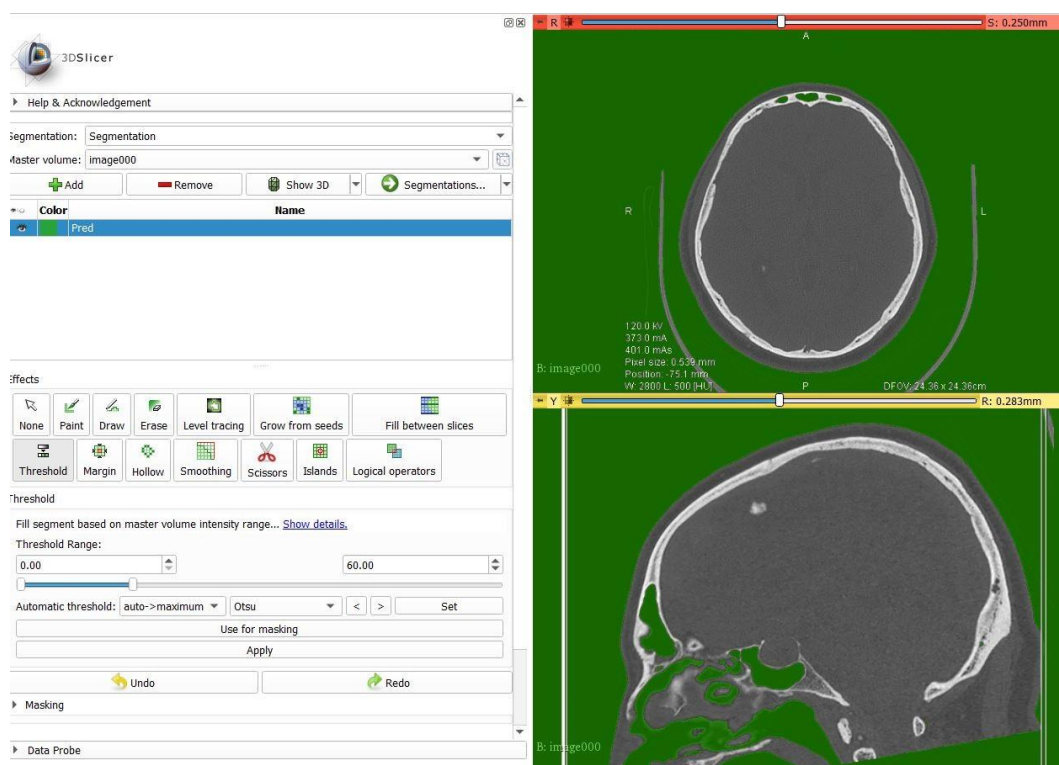
Slicer, nebo také 3DSlicer je volně přístupný software, který byl vyvinut za podpory amerického Národního institutu zdraví (National Institutes of Health) a široké vývojářské komunity, napříč celým světem. Byl vyvinut na zobrazování, 3D vizualizaci snímků a práci s daty z nemocničního prostředí pro lékaře, výzkum i širokou veřejnost [21].

Data z CT byla ve formě jednotlivých snímků hlavy transverzálních rovin nahrána do Sliceru. Pomocí tohoto programu bylo ze snímků vytvářeno 3D objemové těleso, se kterým bylo možné dále pracovat. V případě této diplomové práce bylo vytvořeno 3D objemové těleso nosních dutin. K představení postupu a použitých funkcí byly snímky tvořeny na modelu před operací hypofýzy. V případě modelu po operaci byl postup stejný, pouze nebyly odstraňovány geometrické části tělesa ovlivněné operací.



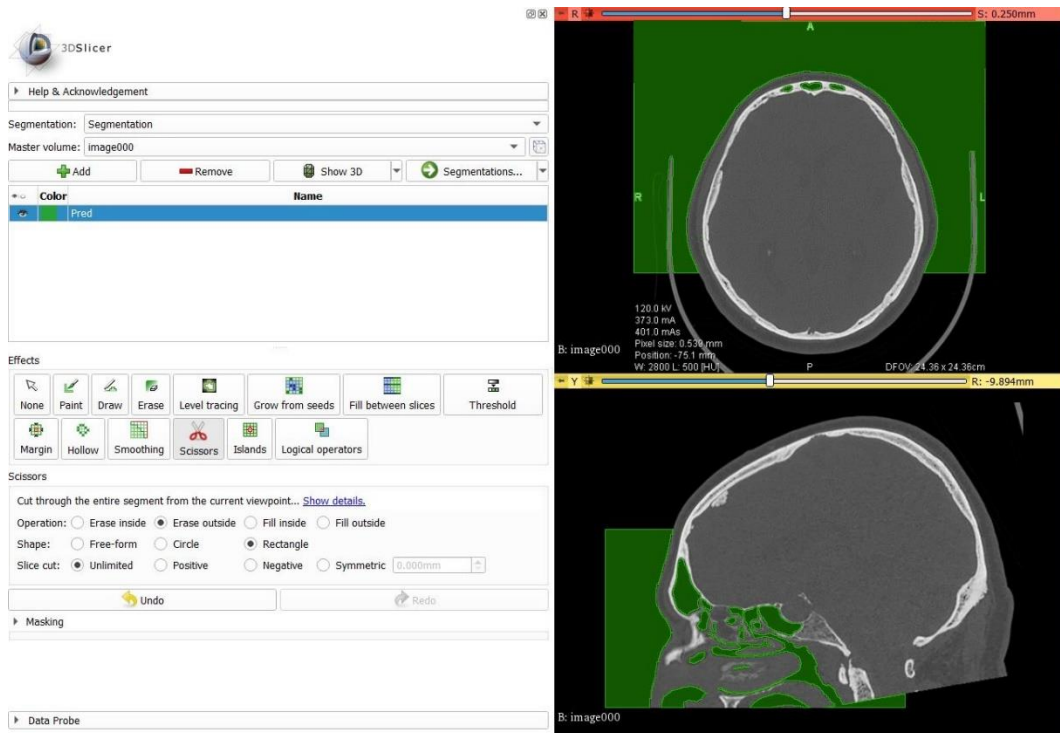
Obrázek 27 - Nahrání CT snímků do Sliceru

Snímky z CT jsou stejně jako snímky z rentgenu černobílé. Od kostní tkáně jsou rentgenové paprsky odraženy, a tedy intenzita odraženého záření je vysoká. Naopak měkká tkáň část záření pohltí, proto je zobrazována šedou barvou. Slicer rozlišuje stupni šedi prahovou barevnost kostí, měkkých tkání a dutin. Toho bylo využito při použití funkce „Threshold“. Touto funkcí je zobrazována uživatelem zvolená část rozsahu stupňů intenzity šedi. V případě této diplomové práce byly použity rozsahy 0-60 pro model před operací a 0-45 pro model po operaci. Tímto způsobem byla vybrána místa bez tkáně v prostoru hlavy a jejím okolí. Případně byly vybrány části měkké tkáně, která byla na snímcích zobrazena téměř černou barvou, jak je možné pozorovat na obrázku 28.



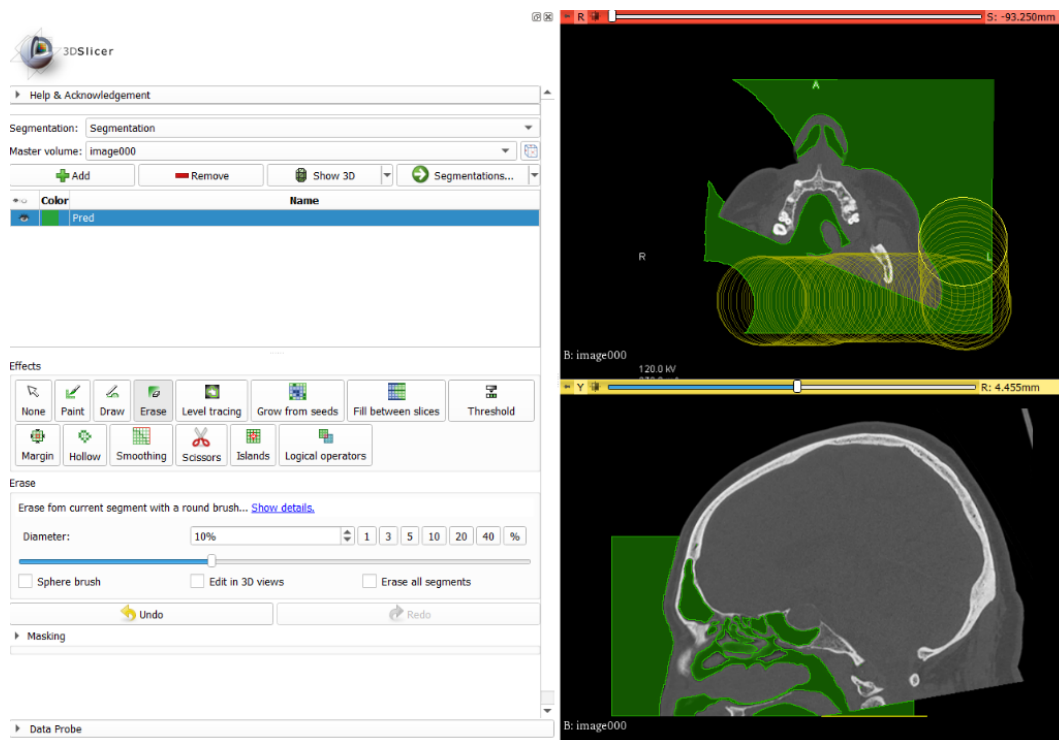
Obrázek 28 - Použití funkce „Threshold“

Další postupem bylo nutné odebrat části, které se netýkají problematiky této diplomové práce. Použitím funkcí „Scissors“, „Erase“, a „Islands“ byly odebrány části objemového tělesa, které nejsou součástí dutiny nosní. Funkce „Scissors“ pracuje se zvolenou 2D plochu v celém objemovém tělese. Například vybraná oblast v sagitální rovině může být odebrána, vyplněna, případně ponechána (vymazání okolní oblasti), ale tento úkon je proveden ve všech sagitálních rovinách. Na obrázku 29 je zobrazena vybraná oblast okolo nosních dutin v sagitálním řezu, která byla ponechána ve všech rovnoběžných rovinách. Došlo tak k ponechání části objemového tělesa, která se nacházela v kvádru se stěnou zobrazenou na obrázku 29.



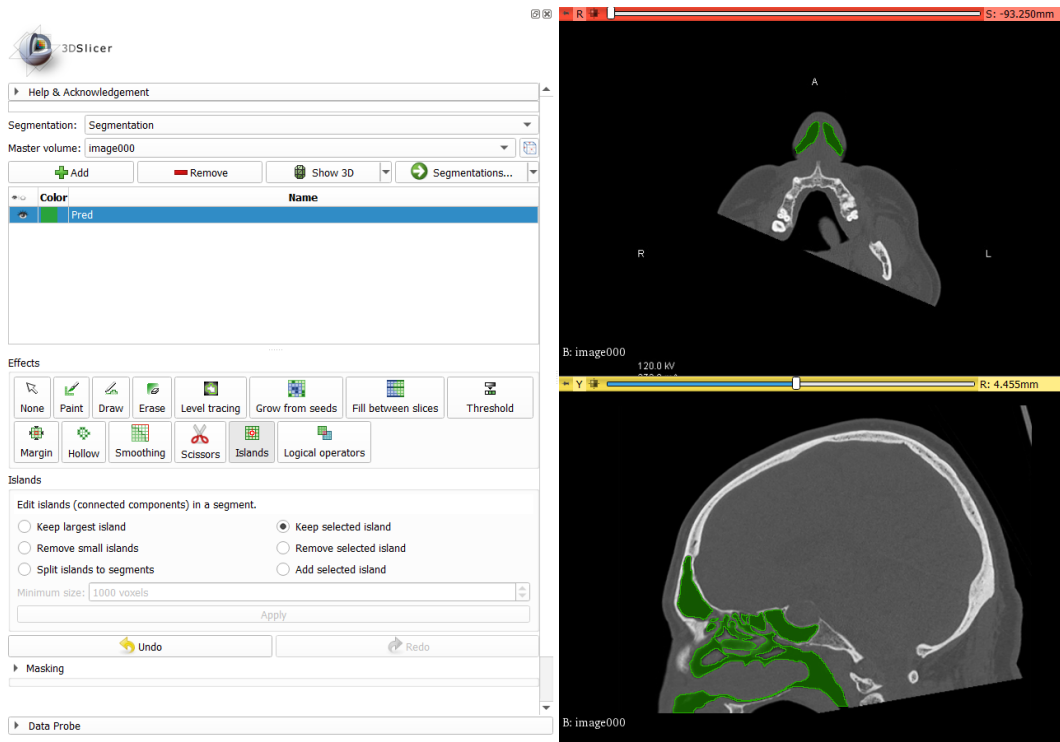
Obrázek 29 - Použití funkce „Scissors“

Funkce „Erase“ pracuje na podobném principu, jako funkce „Scissors“. Vybraná plocha je odebírána z každého řezu jednotlivě, nikoli v celém objemu. Dochází tedy pouze k odstranění nástrojem vybrané oblasti v jedné rovině. Na obrázku 30 je zobrazena vybraná oblast pro odstranění a současně je možné pozorovat i oblast již odebranou z transverzální roviny. V rovině sagitální je pak možné pozorovat pohybuující se nástroj ve tvaru žluté čáry.



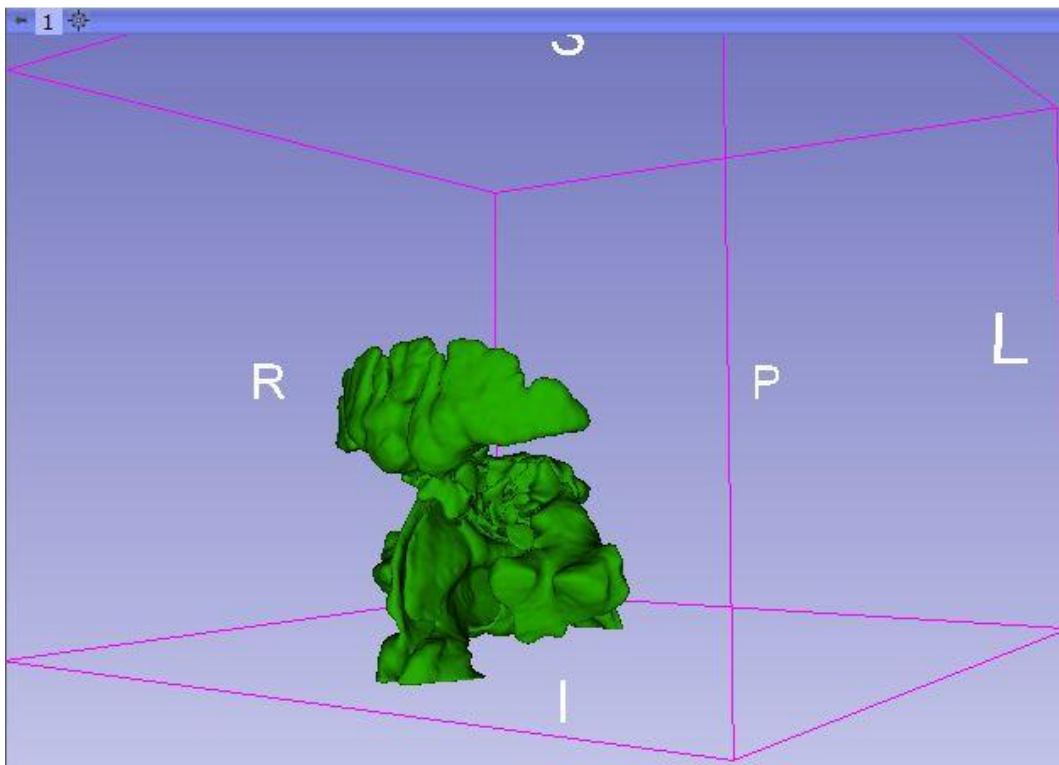
Obrázek 30 - Použití funkce "Erase" v transverzální rovině

Poslední funkcí, která byla použita pro vytvoření odděleného objemu nosních dutin, je funkce „Islands”. Tato funkce zachovává (případně odebírá) část objemového tělesa spojeného s vybranou oblastí. Na obrázku 31 byla kurzorem vybrána oblast v nozdách. V sagitálním řezu je možné pozorovat vymazání oblasti okolo hlavy, kterou je možné vidět na obrázku 30.



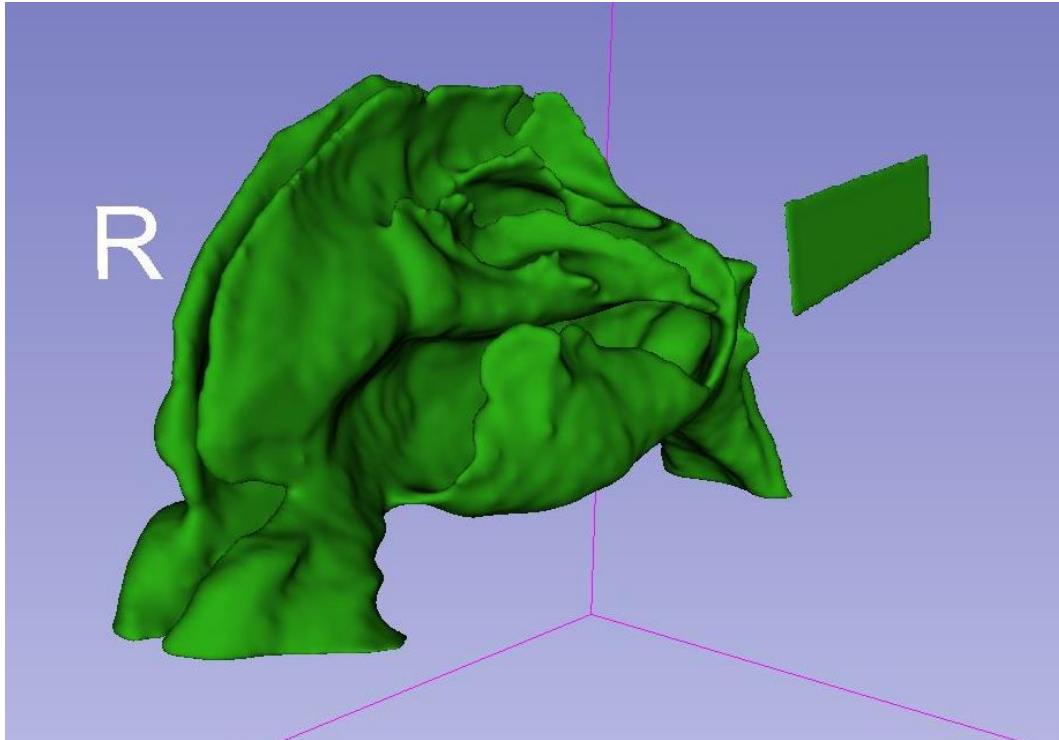
Obrázek 31 - Použití funkce "Islands"

Použitím těchto funkcí byly postupně odebírány plochy, nesouvisající s problematikou proudění v nosních dutinách a byl vytvořen model nosních dutin s vedlejšími nosními dutinami.



Obrázek 32 - Model nosních dutin i s vedlejšími nosními dutinami

V kapitole 2.1.4 *Vedlejší nosní dutiny* bylo popsáno spojení nosní dutiny a vedlejších nosních dutin díky kanálkům. Tyto kanálky jsou pokryty sliznicí, což jejich průřez ještě více zmenšuje. Průřez kanálků je několikanásobně menší než průřez nosních dutin. Z tohoto důvodu, a po konzultaci s lékaři, byly vedlejší nosní dutiny odebrány výše popsanými funkcemi „Scissors“, „Erase“, a „Islands“.

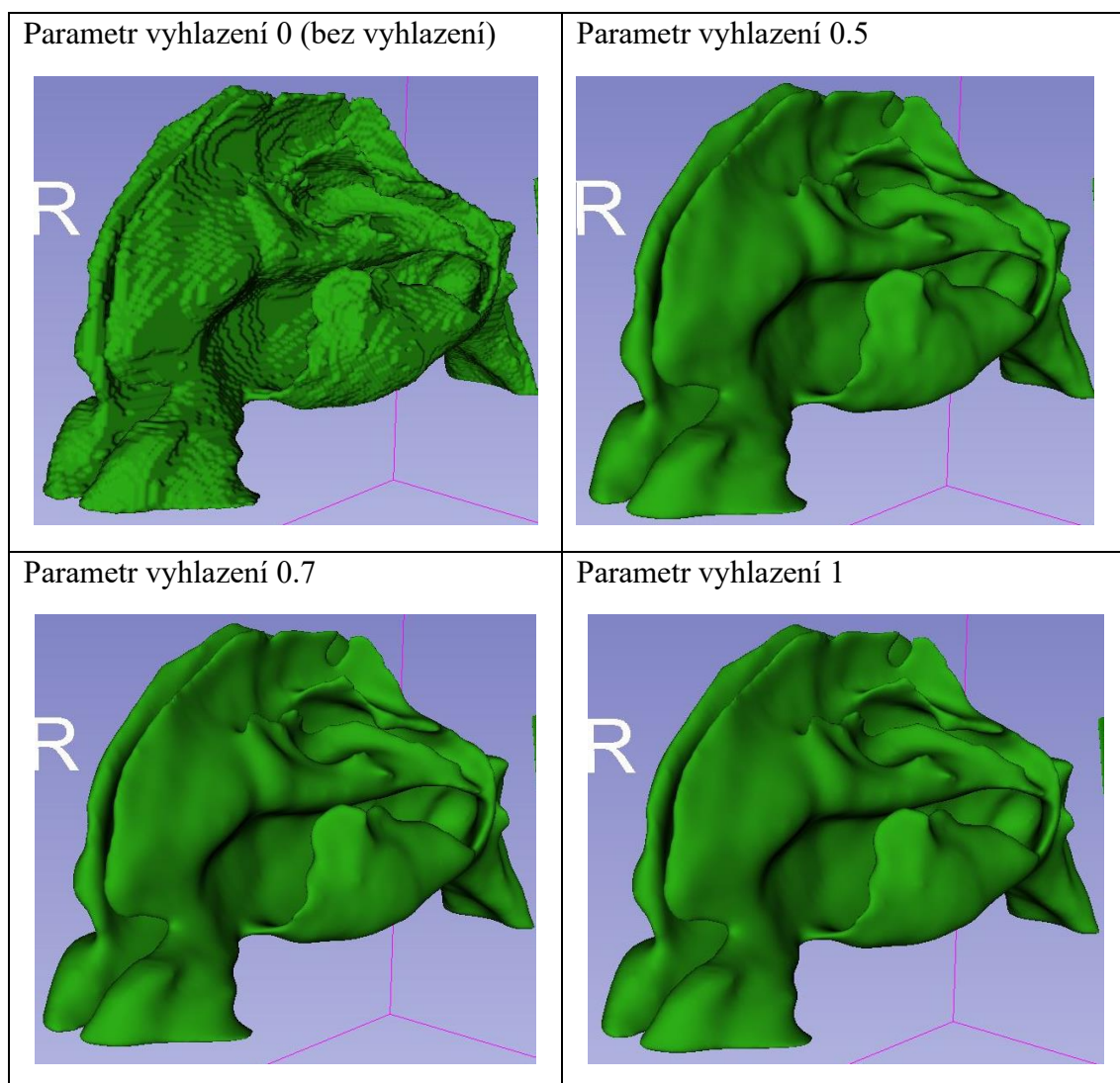


Obrázek 33 – Objemové těleso nosních dutin použité pro síťování

6.2.1 Vyhlazení objemového tělesa

Na obrázku 33 je zobrazeno objemové těleso, použité pro další vytvoření modelu nosních dutin. Po odstranění vedlejších nosních dutin bylo v programu Slicer provedeno vyhlazení objemového tělesa. V tomto softwaru je zakomponováno Gaussovo vyhlazení, které upravuje povrch objemového tělesa. V kapitole 5.1.3 *Síťování* byl probrán vliv vyhlazení na výsledky numerické simulace. Důsledkem vyhlazení je objem tělesa zmenšován. V malé míře může být vyhlazení pro síťování modelu přínosné. Objemové těleso na obrázku 33 je vyhlazeno parametrem Gaussova vyhlazení 0,3. V tabulce 3 je možné vidět rozdíl ve vyhlazení v celé škále parametru vyhlazení. Pro model nosních dutin bylo vybráno vyhlazení parametrem 0,3; pro malé ovlivnění objemu a povrchu objemového tělesa. Současně je vyhlazení použito pro odstranění šumu na povrchu objemového tělesa, vlivem použité metody vyšetření, Šum je možné pozorovat na objemovém tělese bez vyhlazení.

Tabulka 3 - Vliv parametrů Gaussova vyhlazení na objemové těleso nosních dutin

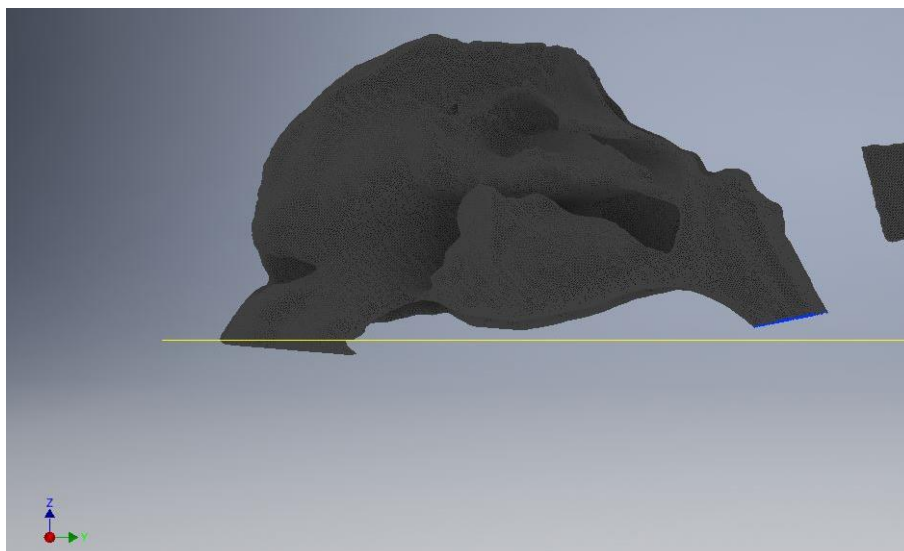


6.3 Rozběhové části modelu

Model vytvořený ve 3D Sliceru bylo nutné dále upravit v CAD softwaru. Důvodem bylo vytvoření rovných ploch v oblasti nozder a nosohlтанu. Dalším důvodem bylo vytvoření rozběhových částí. V případě této diplomové práce byl použit program Autodesk Inventor 2018.

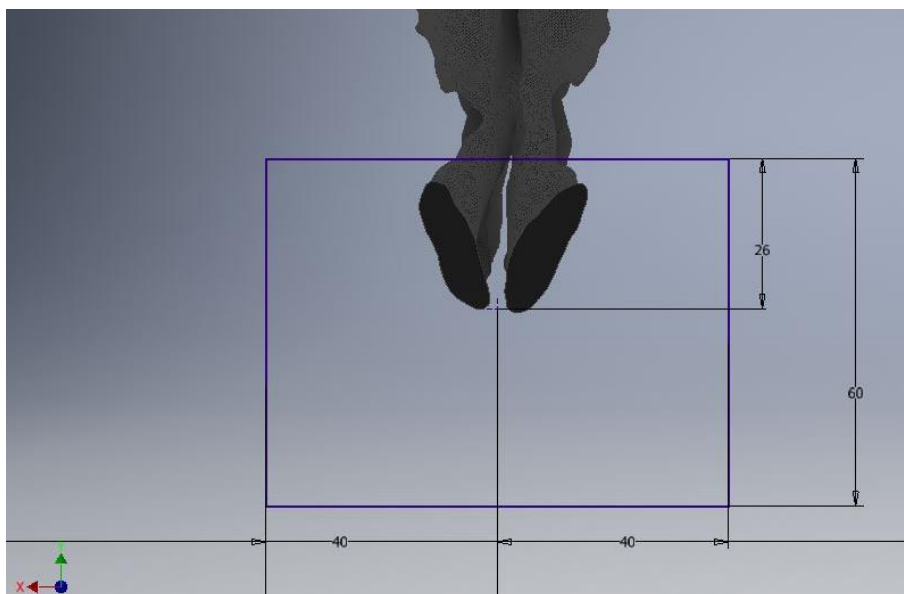
6.3.1 Rozběhová část před nozdrami

Slicer automaticky vytváří zaoblené tvary následkem použitého vyhlazení. Proto byly prvně zarovnané plochy nozder. Zarovnání bylo provedeno odebráním malé části objemového tělesa. Na obrázku 34 je zobrazena rovina řezu, kterou byla malá část objemového tělesa oříznuta.



Obrázek 34 - Rovina řezu před nozdrami

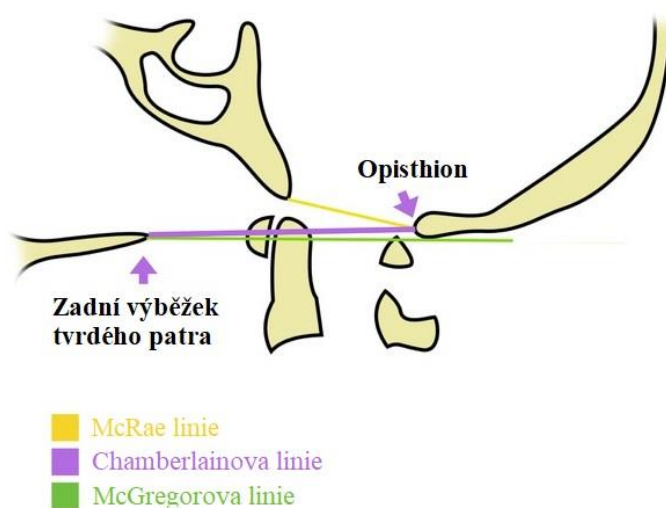
Na vytvořené zarovnané ploše nozder byla dále vytvořena nová část objemového tělesa. Tato část slouží pro rozběh a ustálení proudící tekutiny. Na obrázku 35 je možné vidět náčrt pro vytvoření části objemového tělesa. Touto částí objemového tělesa byla rozběhová část modelu před nozdrami, ve tvaru kvádra o rozměrech 80x60x150 mm.



Obrázek 35 - Náčrt rozběhové části před nozdrami

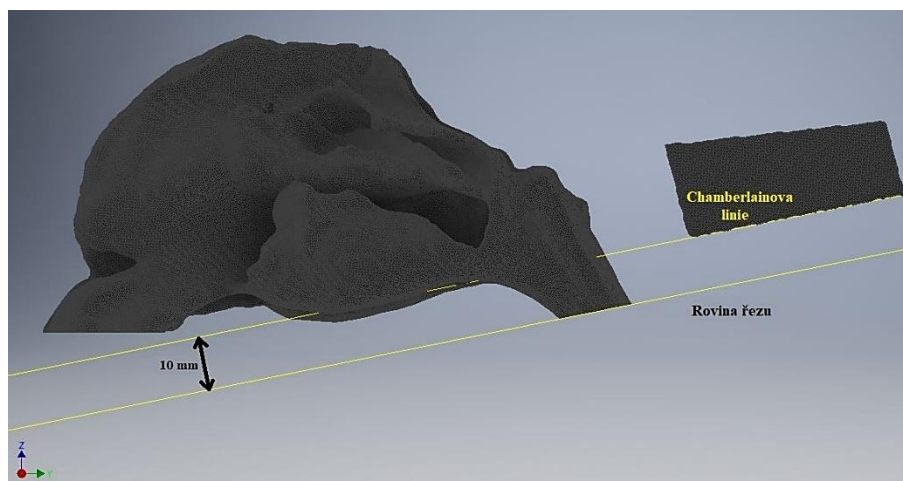
6.3.2 Rozběhová část za nosohltanem

Jak bylo popsáno výše, u vytváření rozběhové části před nozdrami bylo nutné vytvořit rovnou plochu, na které bude vytvářena nová část objemového tělesa. Pro vytvoření zarovnané plochy byla použita rovina rovnoběžná s Chamberlainovou linií. Tato linie je definována dvěma pevnými body na lebce, kterými jsou Opisthion a výběžek tvrdého patra. Tyto dva body i Chamberlainova linie jsou zobrazeny na obrázku 36 i s dalšími liniemi používanými v radiologii. Chamberlainovu linii je možné pozorovat i na obrázku 33. Část objemového tělesa, zobrazeného samostatně bez spojení s dutinami za nosohltanem (respektive spodní hrana tohoto objemového tělesa), je právě zmíněnou Chamberlainovou linií.

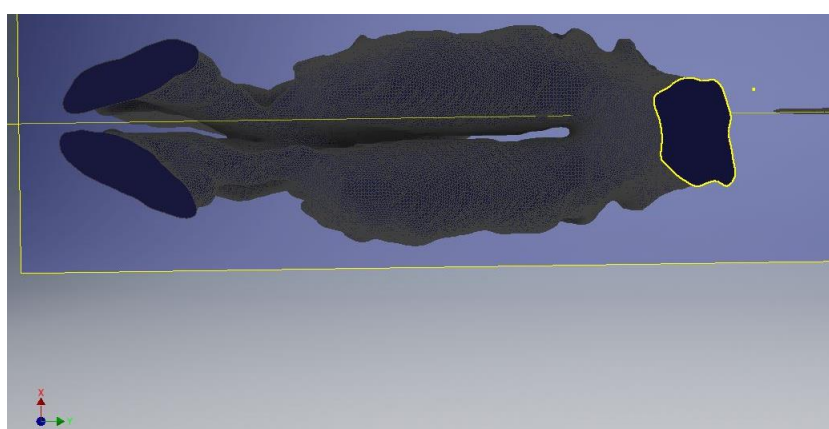


Obrázek 36 - Chamberlainova linie – převzato a upraveno [22]

Rovina použita pro oříznutí objemového tělesa a vytvoření zarovnané plochy za nosohltanem byla od Chamberlainovy linie posunuta o 10 mm. Tato rovina je s linií rovnoběžná, jak bylo výše zmíněno. Následně byla promítnuta plocha na tělese v místě řezu objemovým tělesem, jak je možné pozorovat na obrázku 37 a obrázku 38. Poté byla tato plocha vysunuta do vzdálenosti 100 mm. Vysunutím této plochy byla vytvořena druhá rozběhová část objemového tělesa.



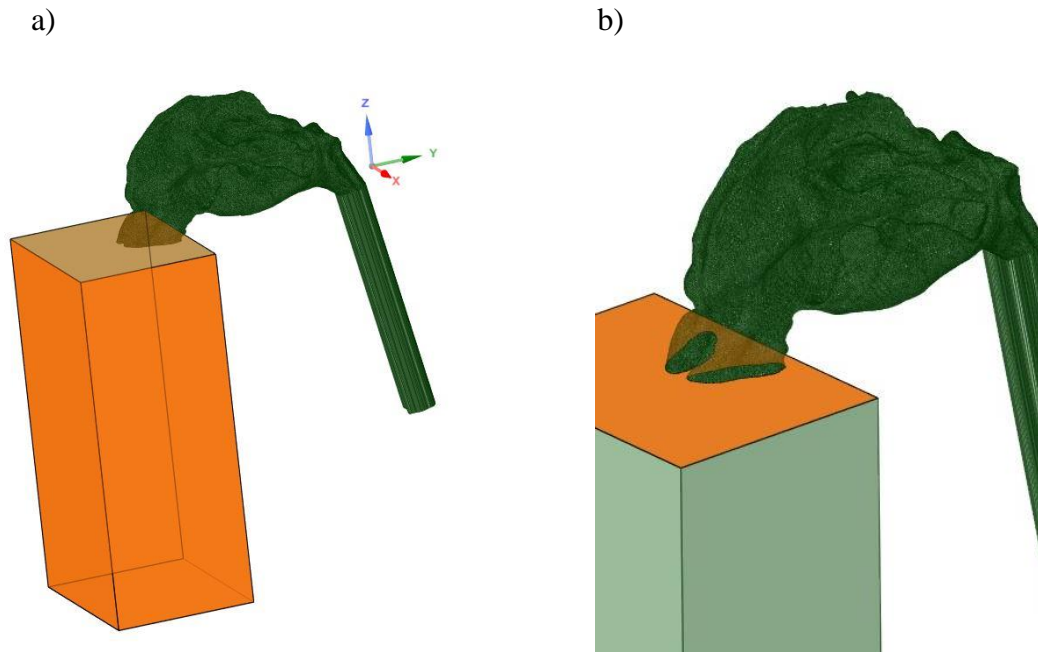
Obrázek 37 - Rovina řezu za nosohltanem



Obrázek 38 - Náčrt rozběhové části za nosohltanem

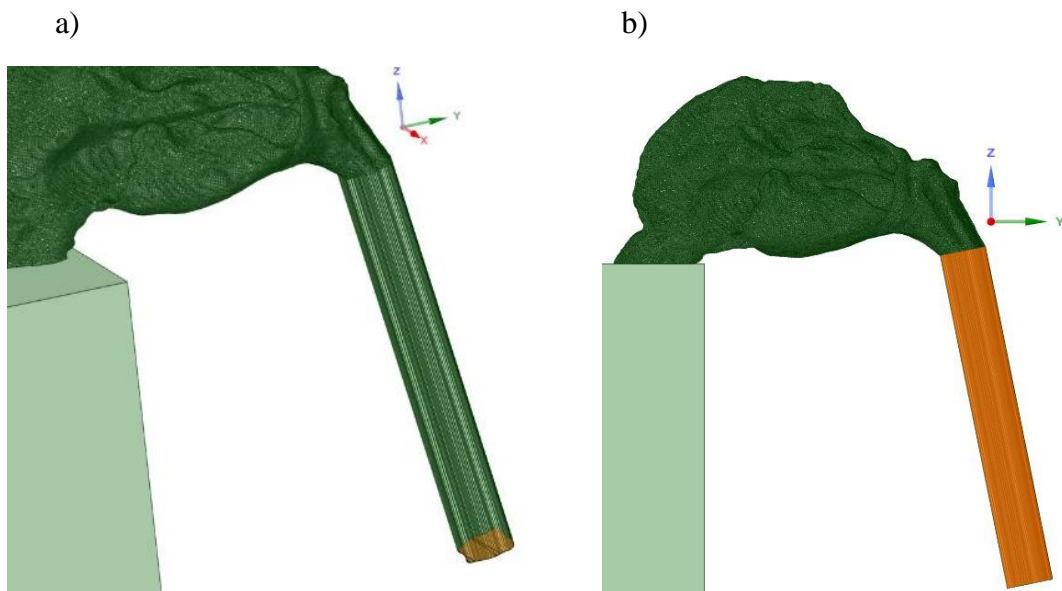
6.4 Předúprava objemového tělesa

Po vytvoření objemového tělesa s rozběhy v programu Autodesk Inventor 2018 bylo nutné objemové těleso připravit na síťování. Předúprava probíhala v programu Discovery SpaceClaim 2019 R1. Tento software byl zvolen pro kompatibilitu s programem Fluent 2019 R1 od stejné firmy, který byl používán pro síťování i následné řešení numerické simulace. Na objemovém tělese byly označeny plochy, na kterých byla při síťování nastavena okrajová podmínka. Tyto plochy jsou vstupními a výstupními plochami celé sítě. Na obrázku 39 jsou zobrazeny plochy vysunutých rozběhových částí. V případě obrázku 39 a) byly pro okrajovou podmínku zvoleny boční stěny a základna kvádrů. Tyto plochy byly při síťování použity pro nastavení okrajových podmínek tlakového vstupu. Podrobnější popis použitých okrajových podmínek bude probrán v další podkapitole. Plocha v místě napojení na plochy v nozdřích, na obrázku 39 b), byla také použita pro nastavení okrajové podmínky. Tato plocha byla pro celý dechový cyklus nastavena jako okrajová podmínka stěny.



Obrázek 39 - Skupina ploch pro vytvoření okrajové podmínky rozběhu před nozdrami a) vstup b) výstup

Plochy rozběhu za nosohltanem byly nastavovány pro pozdější použití okrajových podmínek proudění. Plocha na obrázku 40 a) byla nastavována při sítování jako výstup hmotnostního toku. Část rozběhu označeného na obrázku 40 b) byla nastavena jako okrajová podmínka stěny. Důvodem jejího oddělení od modelu byla možnost nastavení lokální velikosti povrchových buněk této části rozběhu.

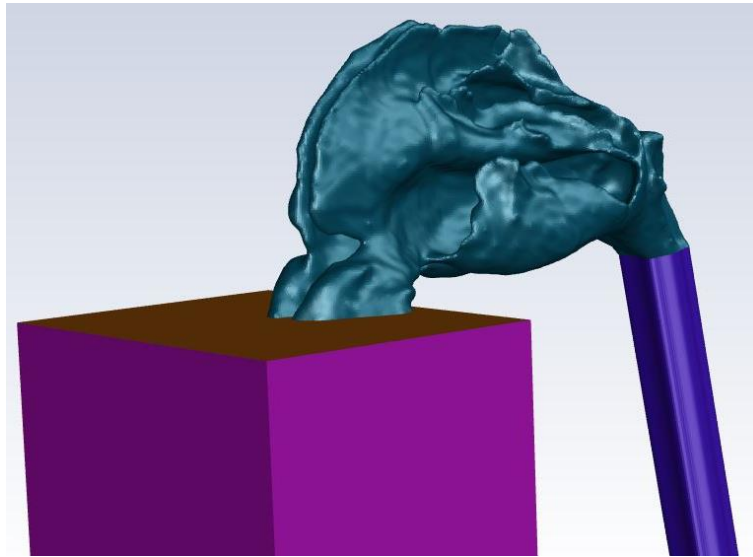


Obrázek 40 - Skupina ploch pro vytvoření okrajové podmínky za nosohltanem a) výstup b) stěna

Program SpaceClaim byl také použit z důvodů mírných oprav geometrie tělesa. Takovými opravami bylo vyplnění prázdných ploch, vymazání sebe-protínajících povrchů a chyb vzniklých převáděním objemového tělesa mezi různými formáty výše zmíněných programů.

6.5 Síťování modelu

V případě této diplomové práce byl použit pro síťování program Fluent 2019 R1. V kapitole 5.1 *Síť a její buňky* bylo probráno síťování a buňky, které tento program používá. Po provedení oprav a nastavení ploch pro okrajové podmínky bylo objemové těleso nahráno do Fluentu. Pro celé síťování byl použit modul „Watertight Geometry Workflow“. Po nahrání objemového tělesa byla nastavována velikost povrchových buněk na jednotlivých zónách objemového tělesa. Plochy na obrázku 40 b), jak bylo zmíněno v předchozí kapitole, byly odděleny od zbytku tělesa vytvořením skupiny ploch. Tím byla vytvořena zóna pracovně nazvána *Vysunutí*. Na obrázku 41 jsou vyobrazeny zóny síťovaného objemového tělesa. Zóna *Vysunutí* je vykreslena modrou barvou. Druhou zónou byla vlastní geometrie nosních dutin, na obrázku 41 vykreslena tyrkysovou barvou. Pro obě tyto zóny byla nastavována lokální velikost povrchových buněk. V případě nosních dutin byla hodnota požadované velikosti povrchových buněk nastavována 0,8 mm; 1 mm; 1,5 mm a 2 mm. Tyto čtyři hodnoty byly postupně nastaveny pro vytvoření čtyř objemových sítí, na kterých následně byl proveden kontrolní výpočet. Pro zónu *Vysunutí* byla nastavena požadovaná velikost buňky 1 mm. Tato velikost byla nastavena pro model před i po operaci hypofýzy; i v případě vytváření všech čtyř kontrolních sítí. Dalším krokem bylo nastavení globální velikosti povrchových buněk. Pro minimální požadovanou velikost buněk byla zvolena hodnota 5 mm, a pro maximální velikost buněk hodnota 10 mm. Pro Fluent jsou přednostní lokální velikosti buněk, proto nastavením globální velikosti bylo nastavena velikost buněk povrchové sítě v rozběhu před nozdrami.



Obrázek 41 - Zóny objemového tělesa při síťování

Dalším krokem v síťování je materiálové popsání celého objemu. V případě této práce bylo celé objemové těleso nastaveno jako tekutina bez prázdných prostorů. V tomto kroku je možné měnit okrajovou podmínku celého povrchu a z celé okrajové podmínky stěny vytvořit okrajovou podmínku vnitřních ploch, což provedeno nebylo a celý povrch byl, kromě ve SpaceClaimu označených ploch, převeden na okrajovou podmínku stěny. Tento krok souvisí i s následujícím postupem síťování, kterým je nastavení okrajových podmínek. V případě označených ploch jako vstup a výstup, jsou nastavovány i plochy zóny *Vysunutí*. Na povrchových plochách této zóny jsou nastaveny okrajové podmínky stěny, stejně jako v případě celých nosních dutin a plochy označené na obrázku 39 b). Na plochách označených jako vstupy jsou předepisovány okrajové podmínky tlakového vstupu a plochy výstupu jsou nastaveny jako okrajová podmínka výstupu hmotnostního toku. Toto nastavení je před simulací v řešiči možné měnit v závislosti na řešeném problému.

Po nastavení okrajových podmínek následuje předepsání typu regionu celého objemového tělesa. V případě této diplomové práce je region nastaven jako tekutina. Dále následuje nastavení a tvorba objemové sítě tělesa. V místech styku povrchové a objemové sítě je možné nastavit vytvoření mezní vrstvy a kolika vrstvami buněk bude mezní vrstva tvořena. V případě této diplomové práce byla mezní vrstva tvořena třemi vrstvami. Dále dochází k nastavení velikosti a typu buněk. Pro objemové těleso byla vybrána možnost sítě z mnohostěnných buněk s maximální délkou buňky 5 mm. Tyto a výše uvedené parametry byly aplikovány na všechny sítě modelu před i po operaci.

Hodnota velikosti povrchových buněk zóny nosních dutin byla jedinou veličinou, která se lišila při vytváření čtyř kontrolních sítí. Tyto čtyři kontrolní sítě byly vytvořeny pro porovnání vlivu množství buněk na výsledky numerické simulace. Následně byla vybrána jedna ze čtyř objemových sítí pro oba modely.

6.5.1 Porovnání sítí

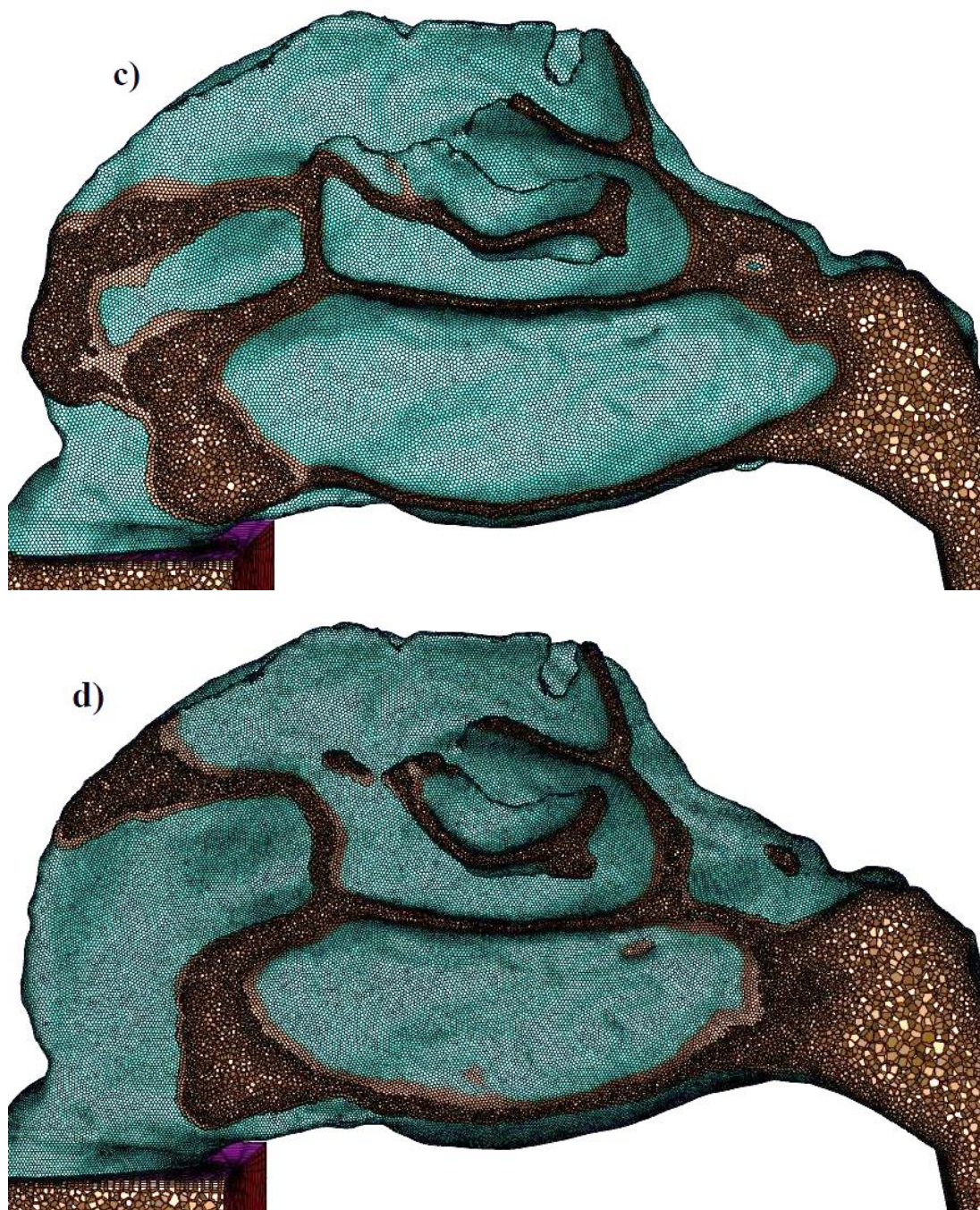
Pro numerickou simulaci byly vytvořeny čtyři kontrolní sítě s různým množstvím buněk. Rozdílem při vytváření sítí byla nastavená velikost buněk povrchové sítě v zóně nosních dutin (tyrkysová oblast na obrázku 41). Sítě byly pro přehlednost pojmenovány podle množství buněk objemové sítě, jak je možné vidět v tabulce 4. V tabulce lze porovnat závislost množství buněk výsledné objemové sítě se zvolenou požadovanou velikostí povrchových buněk při sítování.

Tabulka 4 - Porovnání vlivu velikosti buněk povrchové sítě na množství buněk objemové sítě

Sít'	Velikost buněk zóny nosních dutin	Množství buněk objemové sítě
0,54	2 mm	535 817
0,72	1,5 mm	717 724
1,3	1 mm	1 309 695
2	0,8 mm	1 948 240

Na obrázku 42 je možné pozorovat vizuální rozdíl ve velikosti objemových buněk mezi jednotlivými sítěmi. Jak je patrné, sítě s méně buňkami jsou tvořeny mnohem většími buňkami. Na detailních obrázcích je mezi sítěmi patrný přechod malých buněk ve větší v oblasti nosohlтанu. V těchto místech dochází k přechodu nosních dutin v zónu *Vysunutí* a buňky jsou méně ovlivňovány úzkými prostory nosních průchodů.





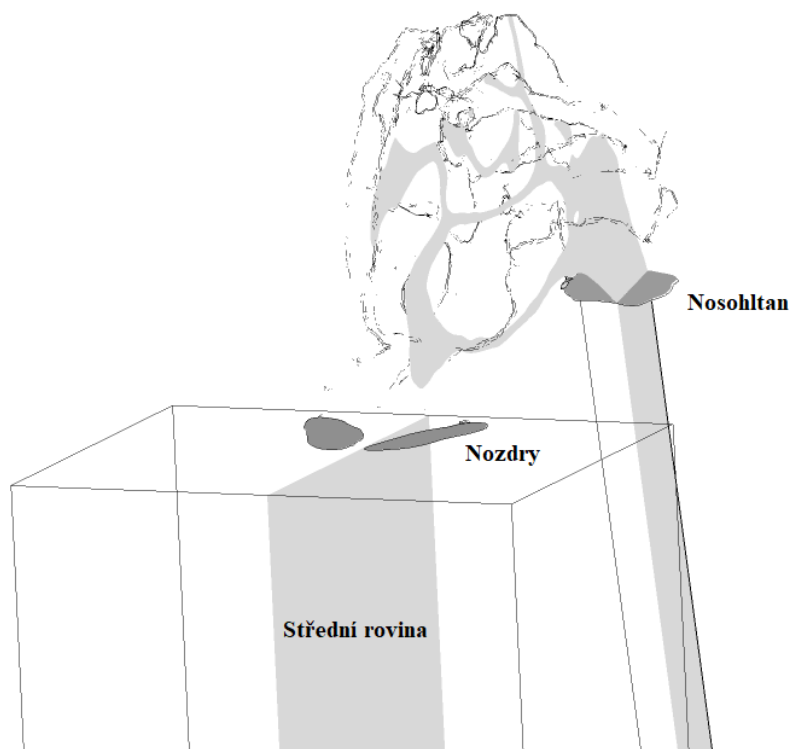
Obrázek 42 - Detail sítí a) 0,54; b) 0,72; c) 1,3; d) 2

Na těchto sítích byla provedena numerická simulace pro maximální vdech a výdech. Tomu odpovídaly nastavované hodnoty hmotnostního toku plochami okrajových podmínek v řešiči (bude probráno v podkapitole 6.6 *Parametry numerické simulace*). Na obrázku 48 je vykreslen hmotnostní tok plochami okrajových podmínek v dechovém cyklu i s vyznačenými body, ve kterých byl odečten hmotnostní tok. Hodnoty hmotnostního toku pro maximální vdech a výdech je možné vidět v tabulce 5.

Tabulka 5 - Hodnoty hmotnostního toku pro porovnání sítí

	Hodnota hmotnostního toku
Maximální vdech	0,0005729233 kg/s
Maximální výdech	0,0003935119 kg/s

Zásadními parametry porovnávanými mezi výsledky jednotlivých sítí, byl tlak a střední rychlost v oblasti nosních dírek a roviny řezu nosohltanem. Proto byly pro hodnoty hmotnostního toku na rovinách *Nozder* a *Nosohlтанu*, zobrazených na obrázku 43, odečteny hodnoty tlaku a střední rychlosti. Dále byly vytvořeny snímky rozložení tlaku a rychlosti, které budou detailně prezentovány v *Příloze 1*.



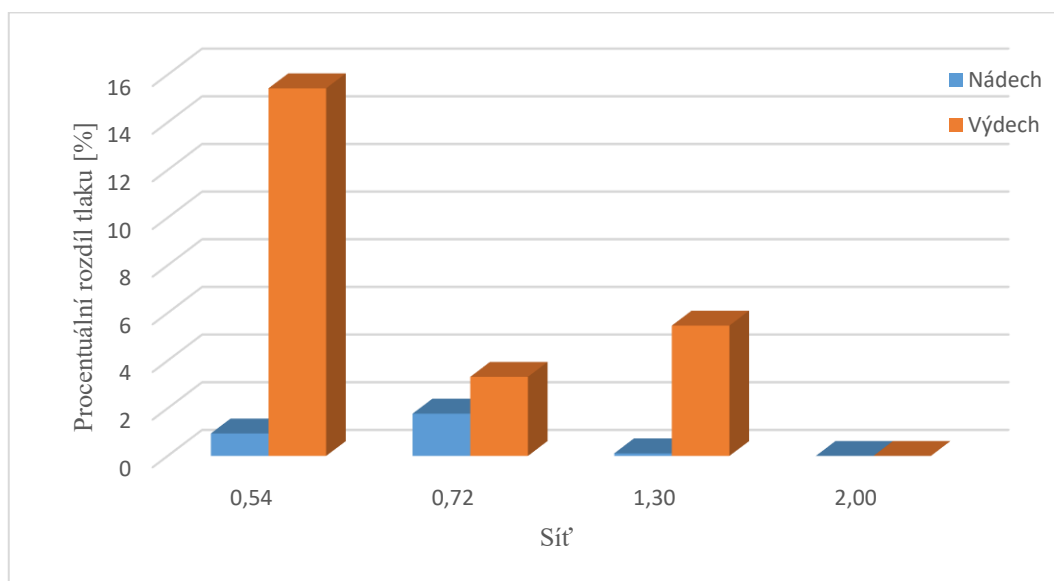
Obrázek 43 - Rozmístění rovin v modelech pro porovnání sítí

Hodnoty tlaku a rychlosti byly odečteny z programu CFD Post odečtením průměrné hodnoty dané veličiny přes vybranou plochu. V tabulce 6 jsou tyto hodnoty vypsány i s hodnotami procentuálních rozdílů tlaku a střední rychlosti pro režim vdechu i výdechu. Procentuální rozdíl je tvořen rozdílem veličin vybrané sítě a sítě s 2 miliony buněk. Následně je rozdíl normován hodnotou veličiny na sítě 2. Předpokladem pro tento výpočet je skutečnost, že síť s největším počtem objemových buněk počítá nejpřesněji. Tedy hodnoty sítě s 2 miliony buněk byly brány jako referenční.

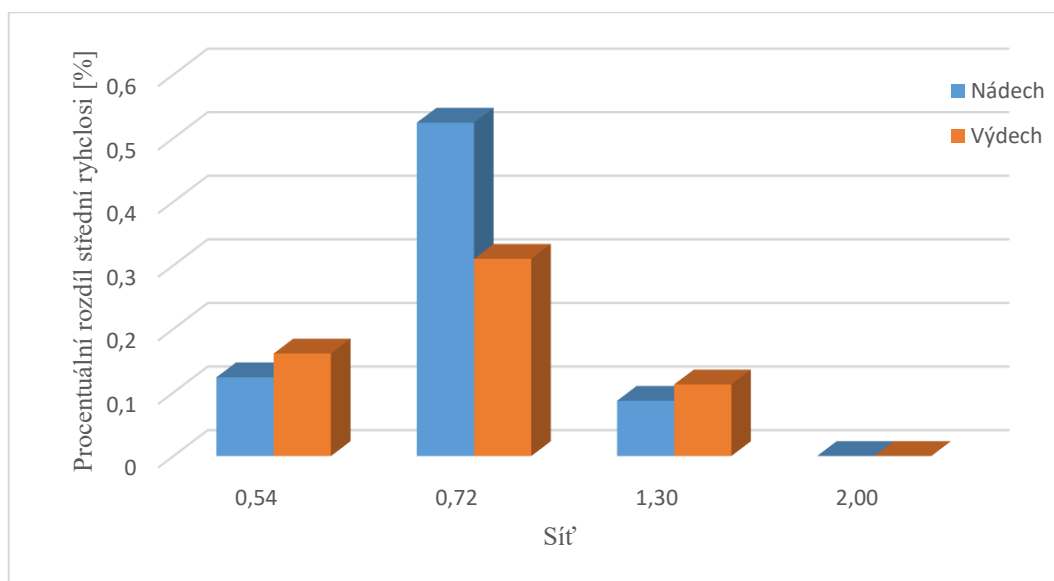
Z tabulky 6 je patrné, že hodnoty tlaku a střední rychlosti při vdechu, se v porovnání s referenčními hodnotami sítě 2 nelišily o více než 2 %. Pro hodnoty výdechu tomu bylo jinak. Procentuální hodnoty střední rychlosti byly menší než 0,4 %, ale procentuální hodnoty tlaku se lišily významně. Hodnoty na síti 1,3 se lišily téměř o 5,5 % a u sítě 0,54 byly hodnoty procentuálního tlaku různé o více než 15 %. Z tohoto pohledu je síť 0,72 nejméně chybovou, protože procentuální hodnoty tlaku se na této síti v rovině *Nozder* lišily pouze o 3,32 %.

Tabulka 6 - Hodnoty tlaku a střední rychlosti v rovině *Nozder*

Síť	Vdech v rovině <i>Nozder</i>				Výdech v rovině <i>Nozder</i>			
	Tlak [Pa]	Rychlost [m/s]	Δp [%]	Δv [%]	Tlak [Pa]	Rychlost [m/s]	Δp [%]	Δv [%]
0,54	-0,070864	0,278136	0,94	0,12	-0,001730	0,240203	15,43	0,16
0,72	-0,070268	0,277021	1,78	0,52	-0,001548	0,241337	3,32	0,31
1,3	-0,071460	0,278239	0,11	0,09	-0,001416	0,240320	5,47	0,11
2	-0,071539	0,278481	0,00	0,00	-0,001498	0,240591	0,00	0,00



Obrázek 44 - Procentuální rozdíl tlaku v rovině *Nozder*



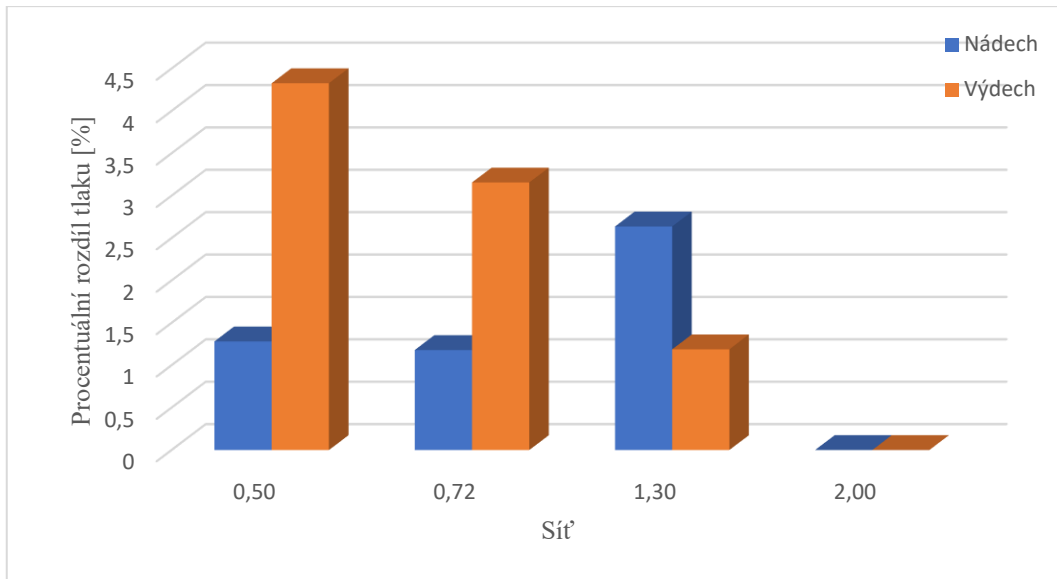
Obrázek 45 - Procentuální rozdíl střední rychlosti v rovině Nozder

Na obrázku 44 a obrázku 45 jsou pro přehlednější prezentaci výsledků z tabulky 6 vykresleny procentuální rozdíly tlaku a střední rychlosti mezi sítěmi v rovině *Nozder*. Hodnoty veličin pro síť 2 jsou brány jako referenční, jak bylo popsáno výše, a proto jsou procentuální hodnoty nulové. Z obrázku 44 je patrné, že síť 0,54 není vhodná pro použití numerické simulace této diplomové práce. Hodnoty procentuálního rozdílu většího než 10 % nejsou z hlediska proudění tekutiny přípustné. Z hodnot procentuálního rozdílu střední rychlosti na obrázku 45 by mohlo vyplývat, že použití sítě 0,72 je nejhorší, ale hodnoty procentuálního rozdílu nepřesahují 1 %, což je přípustné pro všechny sítě.

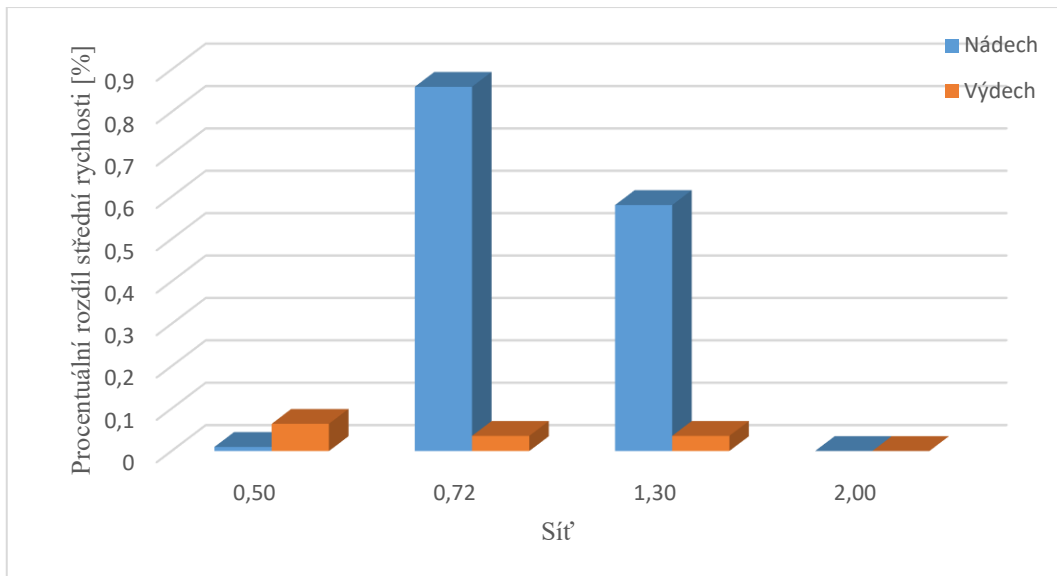
Hodnoty tlaku a střední rychlosti byly stejným způsobem odečteny i pro rovinu *Nosohltanu*. Odečtené hodnoty na této ploše je možné vidět v tabulce 7. Procentuální rozdíl tlaku při vdechu, byl větší než v rovině *Nozder*, ale nepřesahuje hodnotu 3 % a hodnota procentuálního rozdílu střední rychlosti je pro všechny sítě pod hodnotou 1 %. Pro režim výdechu je hodnota procentuálního rozdílu střední rychlosti o řád menší a nepřesahuje rozdíl o více než 0,1 %. V případě procentuálního rozdílu tlaku není hodnota sítě 0,72 větší než 3,2 %, ale nejméně se liší hodnota na síti 1,3.

Tabulka 7 - Hodnoty tlaku a střední rychlosti v rovině Nosohltanu

Síť	Vdech v rovině Nosohltanu				Výdech v rovině Nosohltanu			
	Tlak [Pa]	Rychlost [m/s]	Δp [%]	Δv [%]	Tlak [Pa]	Rychlost [m/s]	Δp [%]	Δv [%]
0,5	-1,046580	0,452762	1,28	0,01	0,523103	0,273924	4,33	0,06
0,72	-1,021150	0,448915	1,18	0,86	0,529505	0,274002	3,16	0,036
1,3	-1,060590	0,450178	2,64	0,58	0,540265	0,274198	1,19	0,036
2	-1,033340	0,452806	0	0	0,546761	0,274100	0	0



Obrázek 46 - Procentuální rozdíl tlaku v rovině Nosohltanu



Obrázek 47 - Procentuální rozdíl střední rychlosti v rovině Nosohltanu

Na obrázku 46 je vykresleno porovnání procentuálního rozdílu tlaku v rovině *Nosohltanu* mezi sítěmi. Na obrázku 47 jsou vykresleny hodnoty procentuálního rozdílu střední rychlosti v rovině *Nosohltanu*. Na obrázcích 46 a 47 je patrný rozdíl mezi procentuálními hodnotami mezi sítěmi. Pro hodnoty procentuálního rozdílu tlaku vychází nejlépe síť 1,3, ale pro střední rychlosti síť 0,54. Důležitým kritériem při rozhodování, kterou síť použít, byly hodnoty procentuálních rozdílů tlaků, z něhož je možné vyvodit vliv použité sítě na konečné výsledné hodnoty tlaků.

Pro výpočet této diplomové práce byla vybrána síť 0,72. Množství buněk této sítě umožňuje zrychlení výpočetního času s minimální ztrátou informací oproti síti 2. Rozdíly střední rychlosti na plochách *Nozder* a *Nosohltau* se nelišily pro oba režimy dechového cyklu o více než 1 %. Proto bylo při rozhodování o použití sítě přihlédnuto především k procentuálním rozdílům tlaků v obou rovinách. Hodnota procentuálního rozdílu tlaku v rovině *Nozder* pro režim vdechu je nejmenší, což bylo jedním z hlavních důvodů vedoucích ke zvolení této sítě pro numerickou simulaci.

6.5.2 Parametry použité sítě

Pro výpočet stacionárního proudění nosními dutinami modelu před operací adenomů hypofýzy byla vybrána síť s množstvím 717 724 buněk, označována jako síť 0,72. Na této síti byly provedeny výpočty stacionárního i nestacionárního proudění tekutin. Síť byla vytvořena dle parametrů popsaných výše, tedy zóna *Vysunutí* byla síťována povrchovými buňkami o velikosti 1 mm, zóna nosních dutin buňkami o velikosti 1,5 mm a globální velikost povrchových buněk byla 5-10 mm. Objemová síť byla vytvořena s maximální délkou buněk 5 mm.

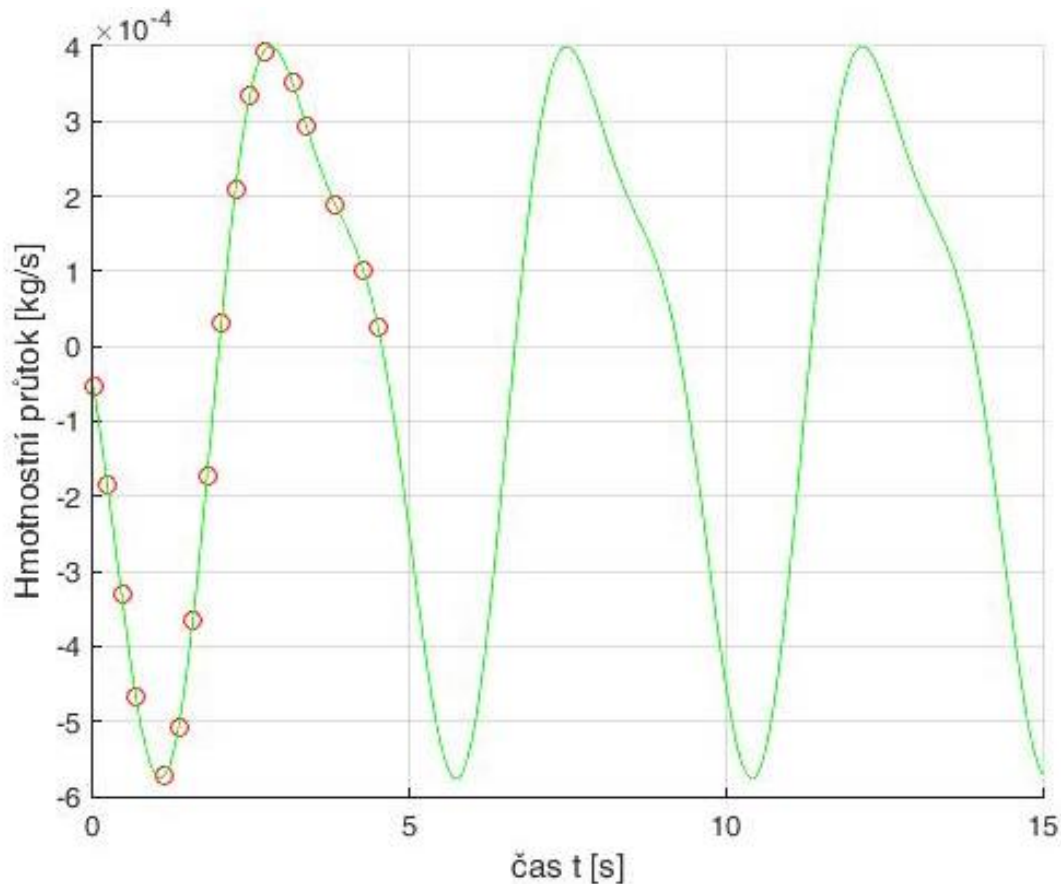
Síť modelu po operaci byla vytvořena stejným postupem jako vybraná síť modelu před operací. Tato objemová síť obsahovala 745 796 buněk. Důvodem rozdílu v množství buněk byla rozdílná geometrie nosních dutin, ovlivněná operací. Parametry sítě byly stejné, tedy zóna *Vysunutí* byla síťována povrchovými buňkami o velikosti 1 mm, zóna nosních dutin povrchovými buňkami 1,5 mm a globální velikost objemových buněk byla 5-10 mm. Stejně tomu bylo v případě objemové sítě, maximální délka buněk byla zvolena 5 mm.

6.6 Parametry numerické simulace

Pro výpočty této diplomové práce byly použity oba vytvořené modely, před i po operaci nádorů hypofýzy. Numerická simulace byla provedena pro hmotnostní tok dle změřené matematické závislosti zmíněné v kapitole 2.3.1 *Měření plicních objemů*. Matematická závislost definována rovnicí (2.1) byla přepočítána z objemového průtoku na hmotnostní, dle následující rovnice:

$$\dot{m} = \dot{V}\rho \quad (6.1)$$

Závislost hmotnostního toku byla po přepočtu vynesena v závislosti na čase probíhajícího dechového cyklu. Tuto závislost je možné pozorovat na obrázku 48.



Obrázek 48 - Hmotnostní tok nosními dutinami při dechovém cyklu

Pro oba výpočty, stacionární i nestacionární, byl použit viskózní laminární model výpočtu. Pro tento typ modelu jsou používány základní rovnice uvedené v podkapitole 4.4 *Základní rovnice mechaniky tekutin*. Zvolenou proudící tekutinou byl vzduch. Fluent má pro tuto tekutinu uloženy hodnoty fyzikálních veličin hustoty a dynamické viskozity. Vztah pro dopočtení kinematické viskozity je uvedený v rovnici (4.6).

Tabulka 8 – Hodnoty fyzikálních veličin vzduchu použitých pro výpočet numerické simulace

Hustota vzduchu	$\rho = 1,225 \text{ kg/m}^3$
Dynamická viskozita vzduchu	$\eta = 1,7894 \cdot 10^{-5} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
Kinematická viskozita vzduchu	$\nu = \frac{\eta}{\rho} = 1,4607 \text{ m}^2/\text{s}$

6.6.1 Stacionární proudění

Pro stacionární výpočet numerické simulace proudění nosními dutinami byly použity okrajové podmínky vstupu a výstupu na plochách rozběhu před nozdrami, zobrazených na obrázku 39 a), a plochy rozběhu za nosohltanem, zobrazených na obrázku 40 a). V závislosti na režimu dechového cyklu se nastavení okrajových podmínek lišilo.

Pro režim vdechu byla použita okrajová podmínka výstupu hmotnostního toku na ploše rozběhu za nosohltanem (hodnoty hmotnostního toku byly nastaveny bez záporného znaménka) a okrajová podmínka tlakového vstupu na plochách rozběhu před nozdrami. Pro režim výdechu byly okrajové podmínky obráceny. Na plochách rozběhu před nozdrami byla nastavena okrajová podmínka výstupu a plochy rozběhu za nosohltanem byly nastaveny jako plochy hmotnostního vstupu.

Pro okrajovou podmínku tlakového vstupu a výstupu byla v obou případech hodnota nastavena hodnota nulového rozdílu od barometrického. Hodnota hmotnostního toku pro okrajové podmínky byla měněna podle matematické závislosti. Na obrázku 48 jsou vyznačeny body, ve kterých byla odečtena hodnota hmotnostního toku. Tyto body byly stanoveny na základě časového kroku 0,225 s, kterým byla rozdělena perioda dechového cyklu. Následně byly pro přehlednost odebrány čtyři hodnoty hmotnostního toku, které se kvůli zakřivení závislosti velice přibližovaly jiným hodnotám hmotnostního toku. Odebrané hodnoty rozdělení by pouze zvyšovaly výpočetní čas celé numerické simulace a jejich výsledky by nepřinášely přesnější informaci o proudění. Hodnoty hmotnostního toku je možné pozorovat v tabulce 9. V levém sloupci jsou vypsány body odpovídající bodům z obrázku 48. Pro přehlednost byly zavedeny zkratky. Vdechové výpočty jsou označeny zkratkou *Nad* s číselným označením, které uvádí, v jakém pořadí se nacházejí hodnoty hmotnostního toku jím odpovídající. Pro výdechové výpočty byla použita zkratka *Vyd* i s číselným označením, stejně jako u vdechu. V pravé části tabulky je pak možné vidět hodnoty hmotnostního toku odečtené z obrázku 48. Hodnoty hmotnostního toku pro *Nad 5* a *Vyd 4* jsou hodnotami maximálního vdechu a výdechu, které byly použity při porovnávání sítí.

Tabulka 9 - Hodnoty hmotnostního toku použité pro stacionární výpočet

	Zkratka	Hmotnostní tok [kg/s]
1	Nad 1	-0,0000535465
2	Nad 2	-0,0001847519
3	Nad 3	-0,0003316076
4	Nad 4	-0,0004659432
5	Nad 5	-0,0005729233
6	Nad 6	-0,0005070836
7	Nad 7	-0,0003654586
8	Nad 8	-0,0001739781
9	Vyd 1	0,0000302014
10	Vyd 2	0,0002090863
11	Vyd 3	0,0003342004
12	Vyd 4	0,0003935119
13	Vyd 5	0,0003510126
14	Vyd 6	0,0002921440
15	Vyd 7	0,0001895586
16	Vyd 8	0,0001002394
17	Vyd 9	0,0000266627

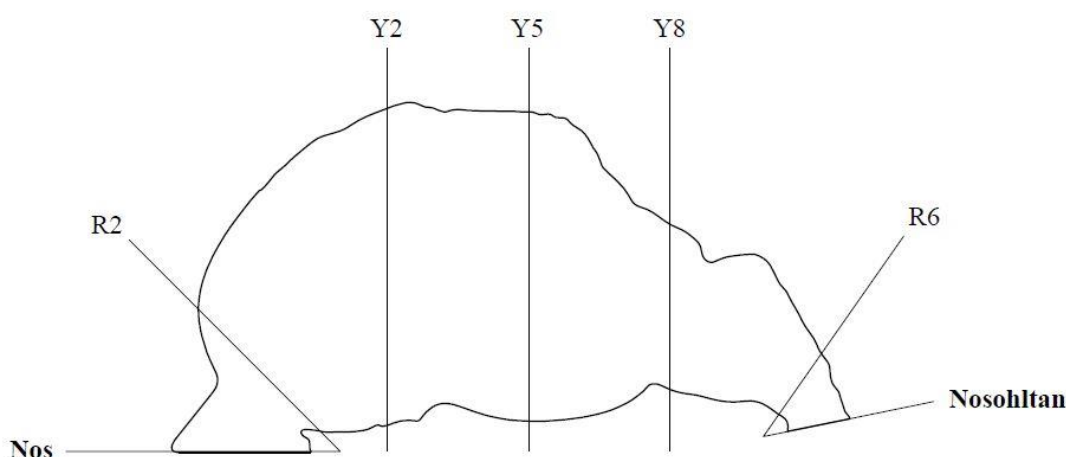
6.6.2 Nestacionární proudění

Nestacionární proudění bylo počítáno na stejné síti jako stacionární výpočty. Jedním ze základních rozdílů mezi prouděním, bylo použití okrajových podmínek ve Fluentu. Na ploše rozběhu za nosohltanem byla předepsána okrajová podmínka vstupu hmotnostního toku. Pro okrajovou podmínku vstupu hmotnostního toku byla použita matematická závislost popsána rovnicí (2.1), s odpovídajícím přepočtem z objemového toku. Průběh přepočítané závislosti je zobrazen na obrázku 48. Tento průběh hmotnostního toku byl předepsán připojenou rovnicí v UDF souboru. Pro výstupní okrajovou podmínku byla na ploše rozběhu před nozdrami předepsána okrajová podmínka tlakového výstupu s nulovým tlakovým rozdílem od barometrického tlaku.

7 Výsledky numerické simulace

7.1 Výsledky stacionárního výpočtu

Pro přehlednost byly definovány roviny, ve kterých byly vytvořeny snímky tlakových a rychlostních polí. Tyto snímky budou detailně prezentovány v *Příloze 2* této diplomové práce. Na obrázku 49 je zobrazen pohled na nosní dutinu ve směru mediálním s vyobrazením frontálních rovin.

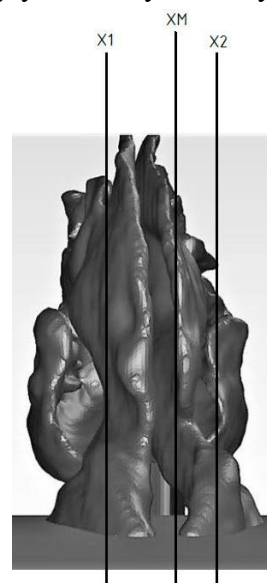


Obrázek 49 - Schéma frontálních rovin – pohled v mediálním směru

Zásadním výsledkem stacionárního výpočtu byl tlakový rozdíl v nosních dutinách, tedy rozdíl tlaku na rovinách *Nosu* a *Nosohltanu*. Pro tyto roviny byly odečteny hodnoty tlaku a střední rychlosti jako průměrné hodnoty veličiny na daných plochách.

Na obrázku 50 jsou zobrazeny sagitální roviny v pohledu dorzálním směrem. Tyto roviny byly použity pro vytvoření snímků tlakových a rychlostních polí v sagitálních rovinách. Snímky těchto polí budou prezentovány především v *Příloze 2*.

V tabulce 10 je možné pozorovat závislost hodnot tlaku a střední rychlosti na hmotnostním toku v rovinách *Nosu* a *Nosohltanu* pro model před operací. Dle očekávání je možné pozorovat růst hodnot tlaku, střední rychlosti a tlakového rozdílu se zvyšující se hodnotou hmotnostního toku.



Obrázek 50 - Schéma sagitálních rovin – pohled v dorzálním směru

Tabulka 10 - Hodnoty tlaků a střední rychlosti v rovinách Nosu a Nosohltanu pro model před operací

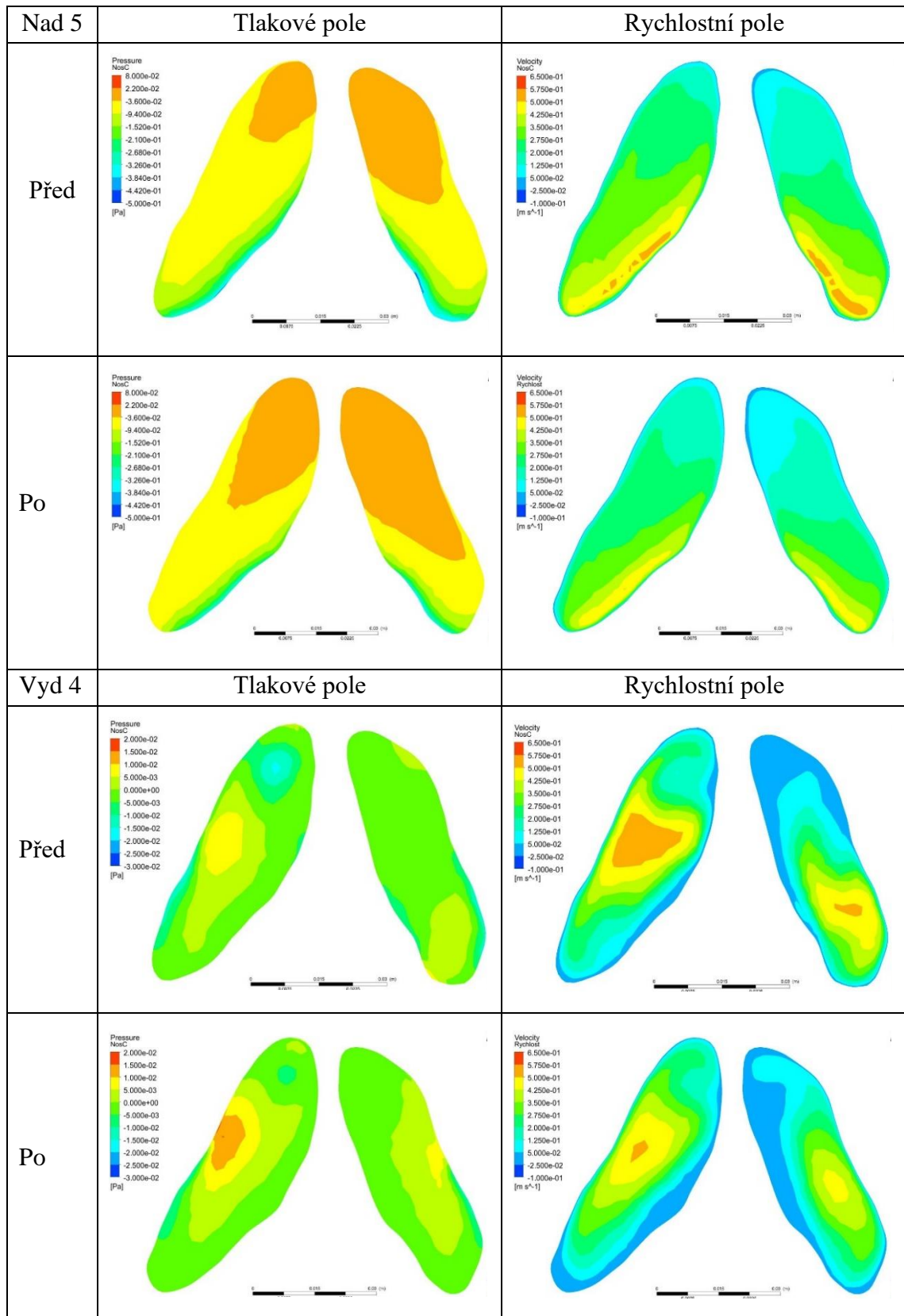
	Střední rychlost v [m/s]		tlak p [Pa]		Δp
	Nosu	Nosohltan	Nosu	Nosohltan	Nosohlt-Nosu
Nad 1	-0.024168	-0.038506	-0.000763	-0.0540	-0.053237
Nad 2	-0.088478	-0.140640	-0.008068	-0.2319	-0.223832
Nad 3	-0.157922	-0.253766	-0.024050	-0.4889	-0.464850
Nad 4	-0.224349	-0.361791	-0.046940	-0.7652	-0.718260
Nad 5	-0.277021	-0.448911	-0.070270	-1.0210	-0.950730
Nad 6	-0.254210	-0.415540	-0.056013	-0.8899	-0.833856
Nad 7	-0.176510	-0.283351	-0.029740	-0.5668	-0.537060
Nad 8	-0.082468	-0.131300	-0.007070	-0.2123	-0.205230
Vyd 1	0.017010	0.021109	-0.000020	0.0286	0.028570
Vyd 2	0.125446	0.145551	-0.000366	0.2402	0.240566
Vyd 3	0.203759	0.232665	-0.001045	0.4292	0.430245
Vyd 4	0.241336	0.273998	-0.001548	0.5295	0.531048
Vyd 5	0.214380	0.244379	-0.001175	0.4570	0.458175
Vyd 6	0.177300	0.203372	-0.000761	0.3622	0.362961
Vyd 7	0.113372	0.131963	-0.000304	0.2136	0.213904
Vyd 8	0.059527	0.069841	-0.000129	0.1027	0.102829
Vyd 9	0.014815	0.018642	-0.000014	0.0251	0.025124

V tabulce 11 je vyobrazena závislost tlaku, střední rychlosti a rozdílu tlaků v rovinách Nosu a Nosohltanu pro model po operaci.

Tabulka 11 - Hodnoty tlaků a střední rychlosti v rovinách Nosu a Nosohltanu pro model po operaci

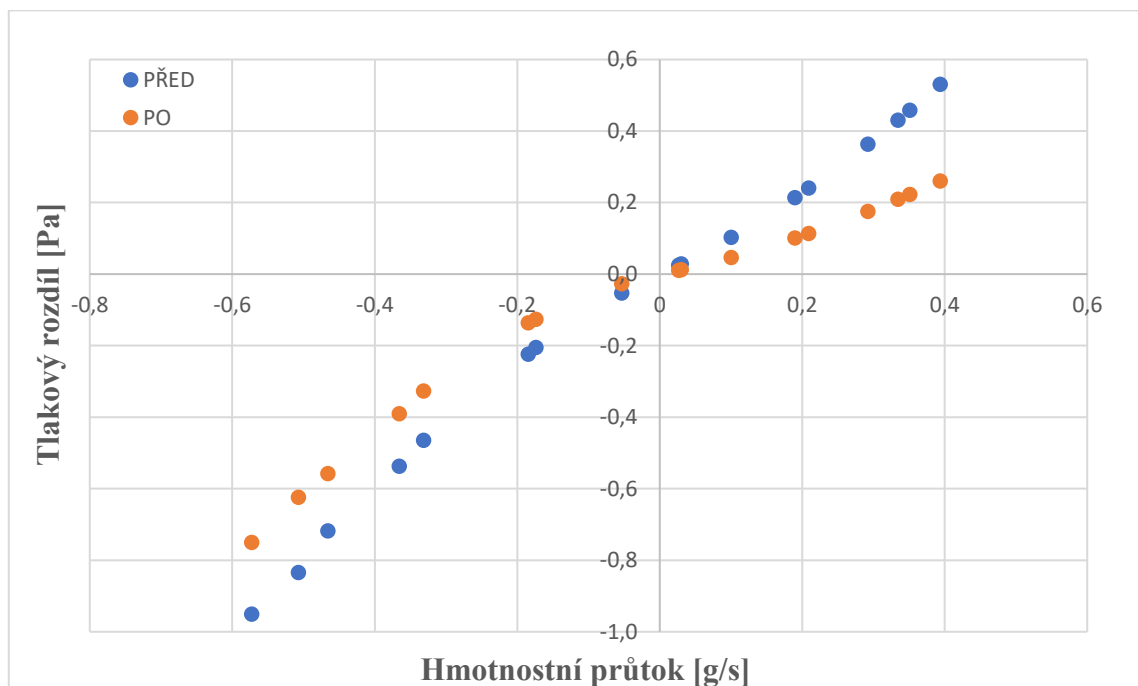
	Střední rychlost v [m/s]		tlak p [Pa]		Δp
	Nosu	Nosohltan	Nosu	Nosohltan	Nosohlt-Nosu
Nad 1	-0.020151	-0.059097	-0.000544	-0.0272	-0.026646
Nad 2	-0.073026	-0.211587	-0.005646	-0.1416	-0.135954
Nad 3	-0.132391	-0.387254	-0.017240	-0.3436	-0.326360
Nad 4	-0.185538	-0.543383	-0.032750	-0.5904	-0.557650
Nad 5	-0.227949	-0.669500	-0.048480	-0.7989	-0.750420
Nad 6	-0.201208	-0.591464	-0.038150	-0.6623	-0.624150
Nad 7	-0.146694	-0.428611	-0.021010	-0.4114	-0.390390
Nad 8	-0.068108	-0.198918	-0.004971	-0.1313	-0.126329
Vyd 1	0.014272	0.032014	-0.000012	0.0122	0.012232
Vyd 2	0.110553	0.221472	0.000058	0.1140	0.113942
Vyd 3	0.176875	0.354123	0.000379	0.2096	0.209221
Vyd 4	0.208199	0.417031	0.000562	0.2607	0.260138
Vyd 5	0.185540	0.371957	0.000426	0.2231	0.222674
Vyd 6	0.154311	0.309528	0.000247	0.1752	0.174953
Vyd 7	0.100205	0.200775	0.000024	0.1007	0.100676
Vyd 8	0.052508	0.106141	-0.000054	0.0464	0.046444
Vyd 9	0.012370	0.028272	-0.000008	0.0107	0.010728

Tabulka 12 - Tlakové a rychlostní pole v rovině Nosu – režim Nad 5 a Vyd4



V tabulce 12 jsou vykresleny rychlostní a tlaková pole pro rovinu *Nosu* v režimu maximálního vdechu a režimu maximálního výdechu. V tabulce je tak možné vizuálně porovnat změnu tlaku a rychlosti mezi modelem před a po operaci. V případě tlaku i rychlosti nedochází k žádným výrazným změnám hodnot těchto veličin mezi modely před a po operaci.

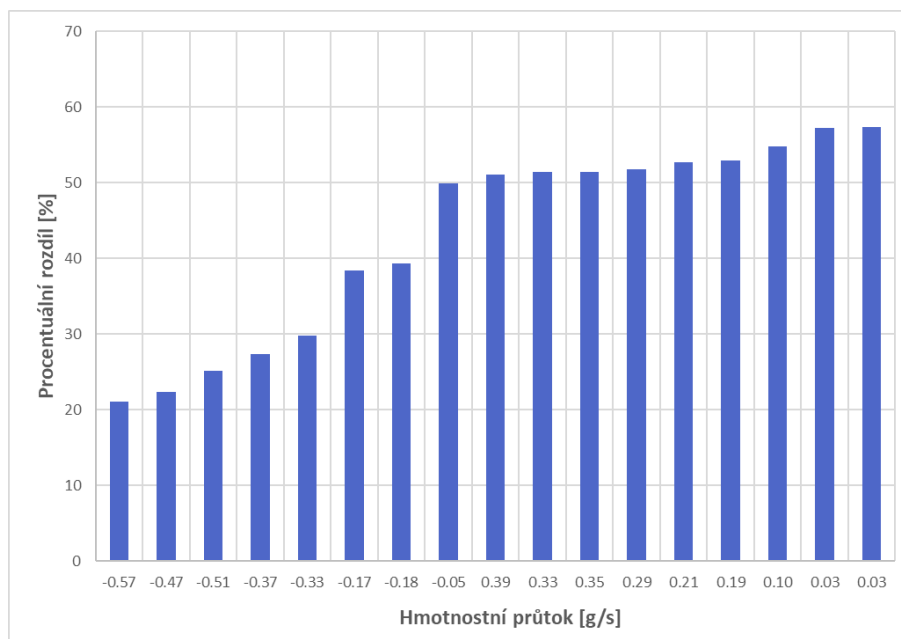
Na obrázku 51 je vykreslena závislost tlakového rozdílu v dutinách mezi modely před a po operaci. Tlakový rozdíl je vykreslen v závislosti na hmotnostním toku, který je pro větší přehlednost uveden v gramech za sekundu. Ve třetím kvadrantu, je možné pozorovat narůstající hmotnostní tok při vdechu a v prvním kvadrantu je možné pozorovat výdechovou část cyklu. Na obrázku 51 je zobrazen tlakový rozdíl modelu před operací, který je vyobrazen modrou barvou. Výsledky numerické simulace modelu po operaci jsou vykresleny oranžovou barvou. Je možné pozorovat rozdíl v hodnotách tlakového rozdílu pro maximálního hmotnostního tok, kdy dochází k největším rozdílům mezi oběma modely. Hodnoty tlakového rozdílu jsou téměř dvojnásobné, tedy je možné pozorovat vliv změny geometrie modelu po operaci.



Obrázek 51 - Tlakový rozdíl v nosních dutinách (rozdíl tlaku rovin *Nosohltanu* a *Nosu*)

Z porovnání hodnot v tabulce 10 a tabulce 11 je možné usoudit, že hodnoty tlaku se liší. Grafická závislost na obrázku 51 tento jev potvrzuje vykreslením tlakových rozdílů v nosních dutinách pro oba modely. Je možné pozorovat největší rozdíly především pro vyšší hodnoty hmotnostního toku. Na obrázku 52 je zobrazen procentuální rozdíl obou křivek z obrázku 51.

Pro vznik tohoto grafu byly předpokládány výsledky tlakového rozdílu modelu před operací jako správné a neovlivněné. Data pro odpovídající si hmotnostní toky jsou pak odečtena a vydělena hodnotami modelu před operací.

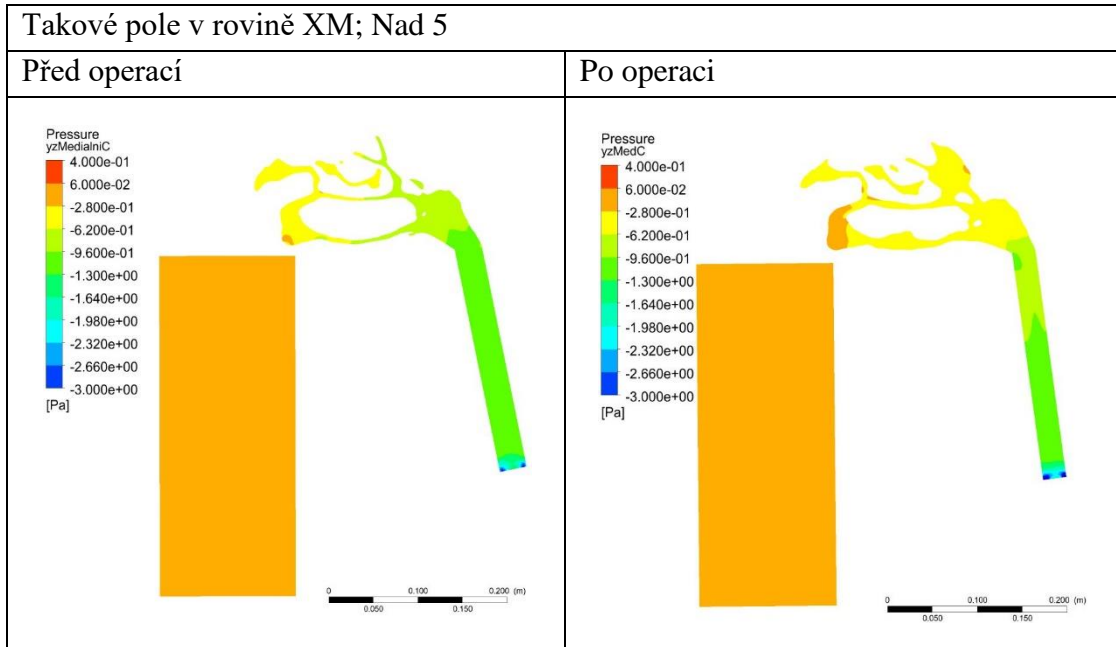


Obrázek 52 - Procentuální rozdíl hodnot tlakového rozdílu mezi modely před a po operaci

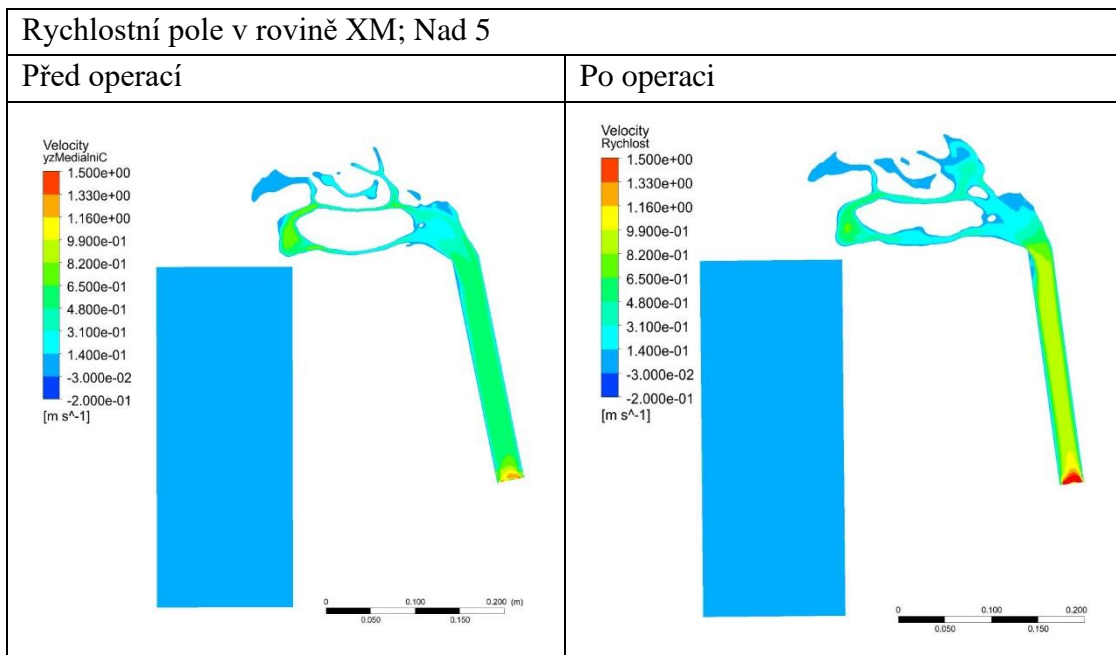
Pro hodnoty maximálního hmotnostního toku je možné na obrázku 52 pozorovat největší rozdíly v tlakových hodnotách mezi oběma modely. Dochází až k 50% rozdílům v hodnotách tlakového rozdílu mezi rovinami *Nozder* a *Nosohltanu*. Proto dochází k závěru, že proudění modelem po operaci je ovlivněno operací nádoru hypofýzy. Nosní dutiny jsou geometricky velmi složitý orgán, tvořený průchody a úzkými štěrbinami. Tato složitost geometrie zásadně ovlivňuje proudění, které má prostorový charakter a nelze se zaměřit pouze na výsledky tlakového rozdílu.

V tabulce 13 a tabulce 14, je možné pozorovat vývoj tlakového a rychlostního pro maximální vdech. V porovnání mezi modely před a po operaci není patrný velký rozdíl v těchto polích.

Tabulka 13 - Tlakové pole v rovině XM pro maximální vdech

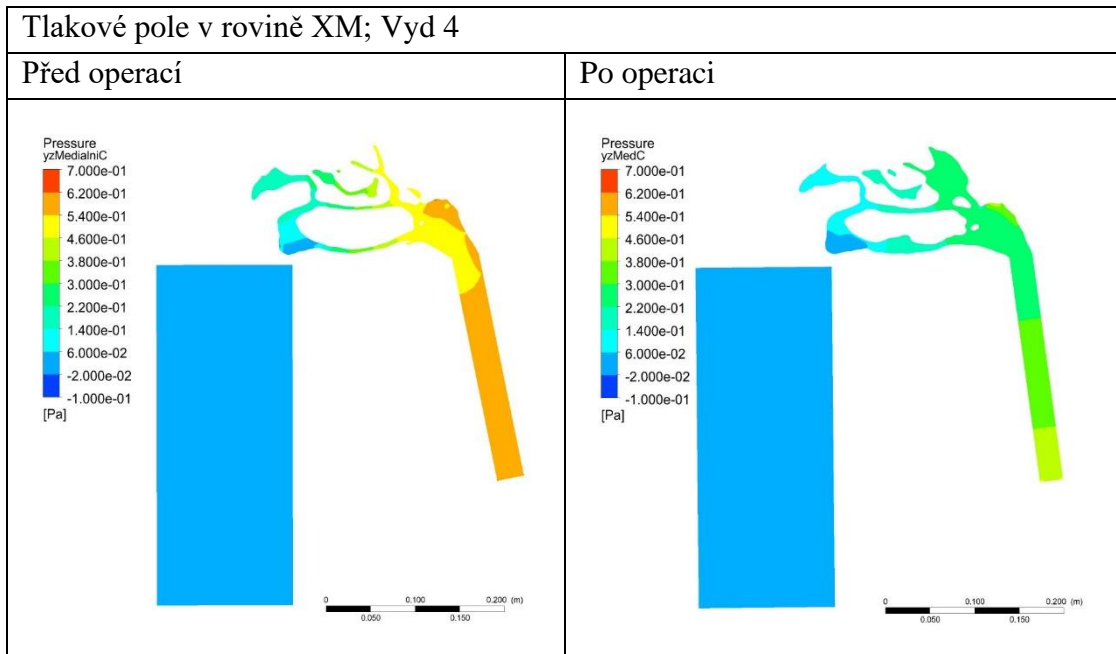


Tabulka 14 - Rychlostní pole v rovině XM pro maximální vdech

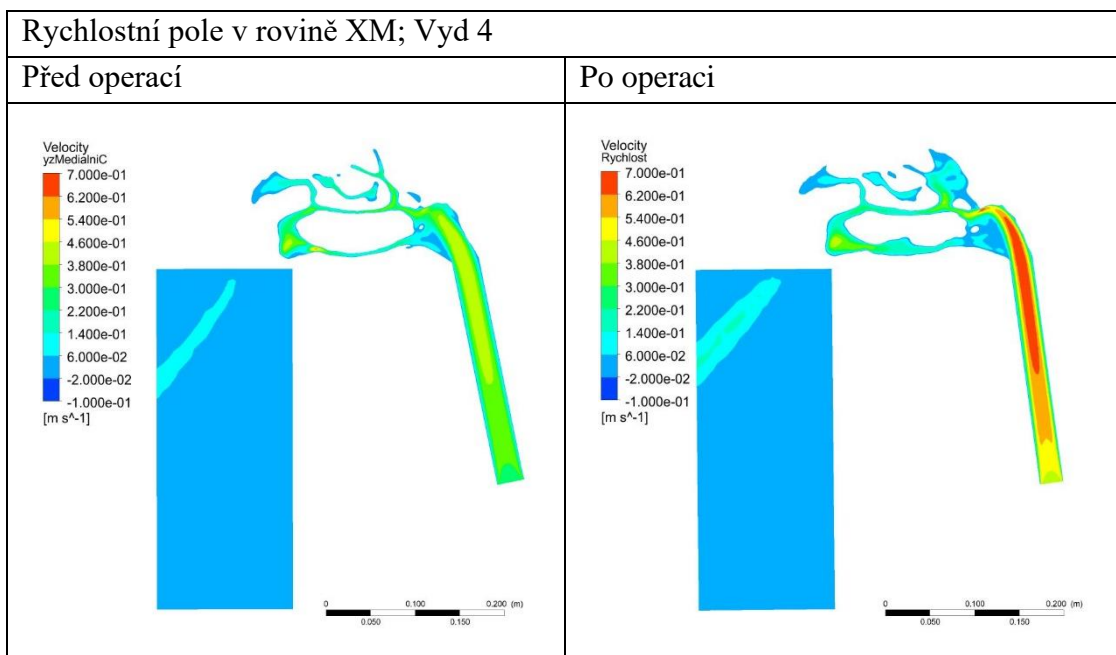


Dále byly vytvořeny snímky roviny XM i pro maximální výdech.

Tabulka 15 - Tlakové pole v rovině XM pro maximální výdech



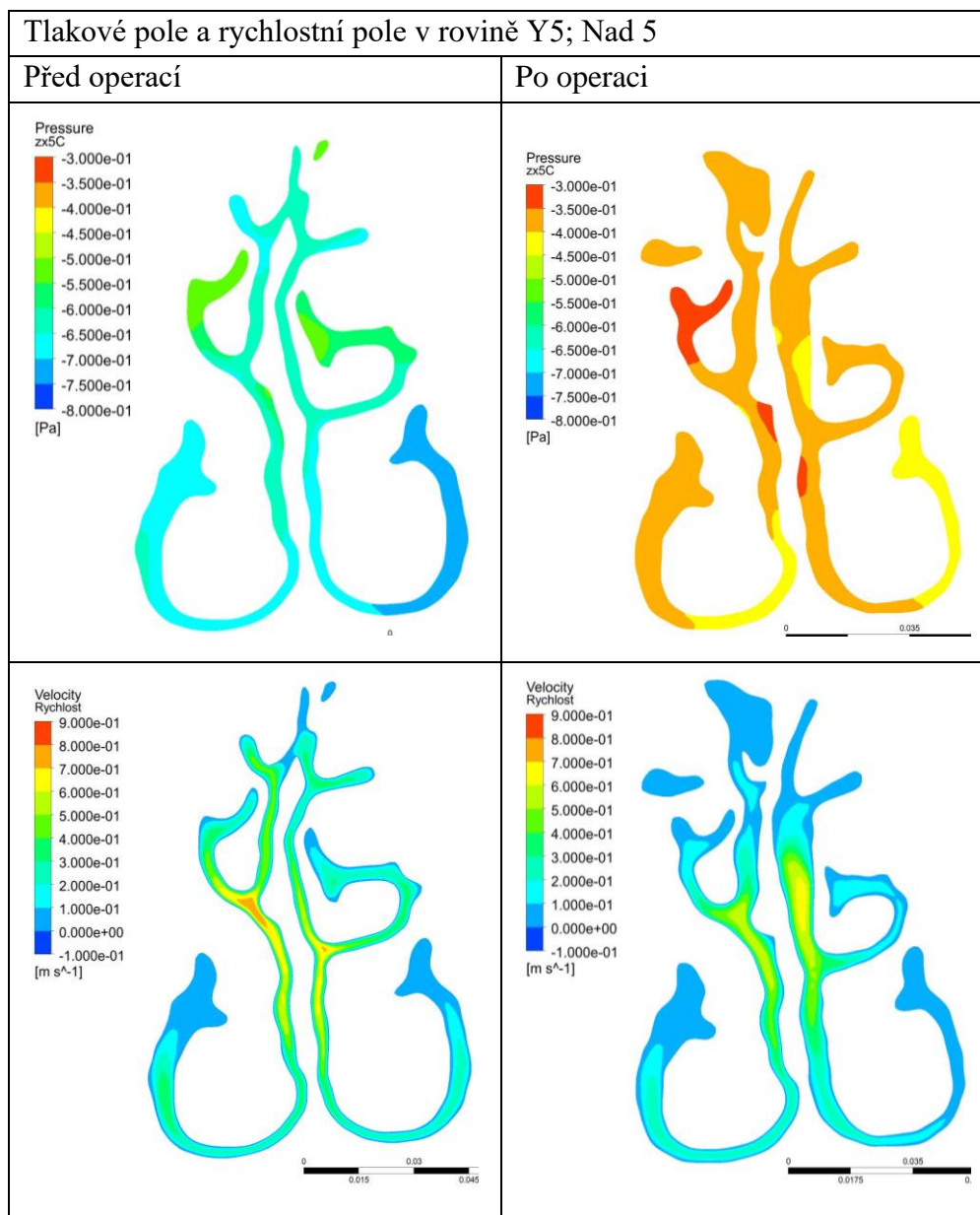
Tabulka 16 - Rychlostní pole v rovině XM pro maximální výdech



Na snímcích tlakových a rychlostních polí při výdechu v tabulce 15 a tabulce 16, je možné pozorovat určité změny mezi oběma modely.

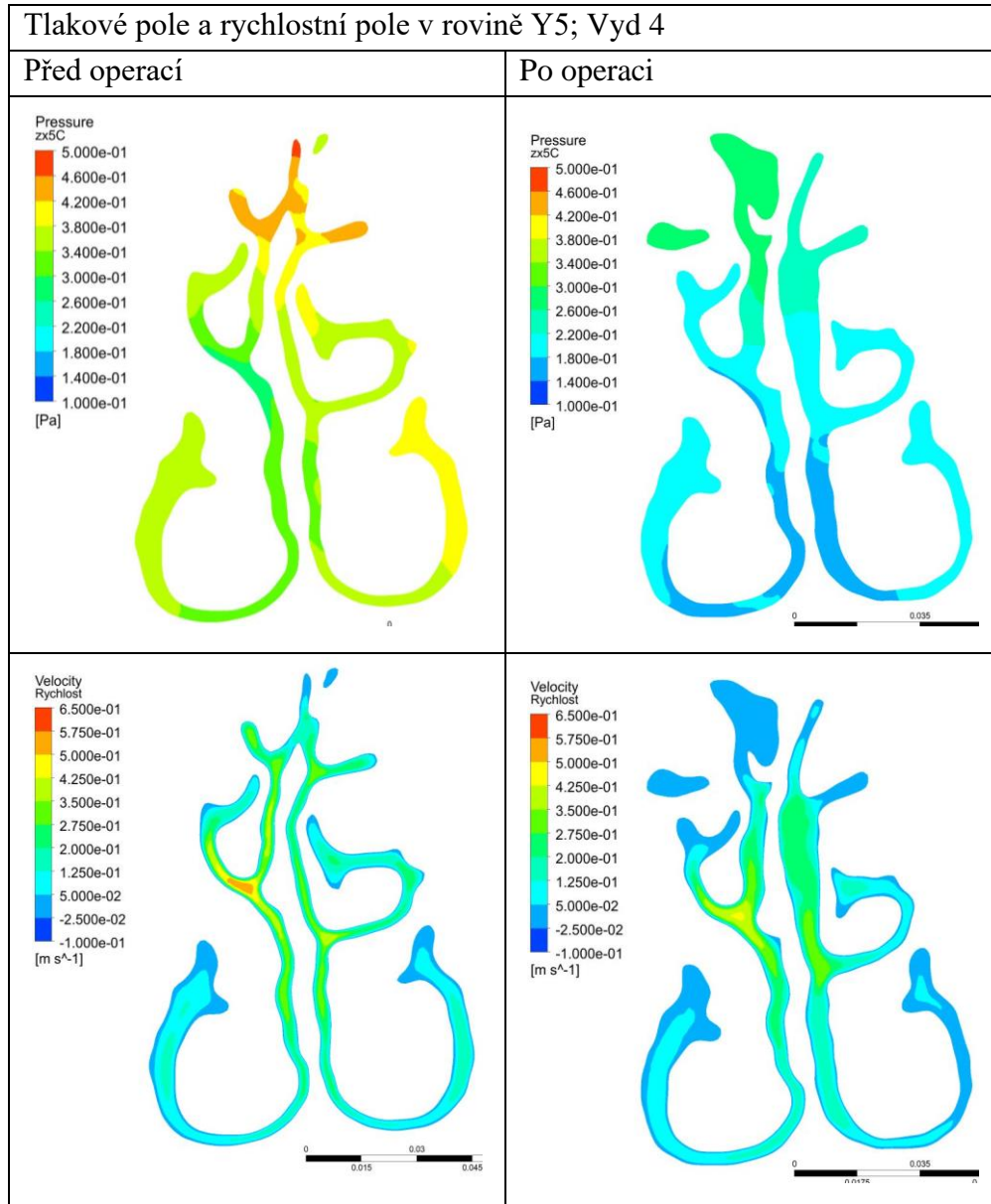
Rozdíl v geometrii mezi modely před a po operaci je možné pozorovat v rovině Y5. V této rovině došlo ke změně geometrie vlivem operace, a to propojení horního nosního průchodu s vedlejší nosní dutinou kosti čichové. Tlakové a rychlostní pole pro maximální vdech v rovině Y5 je znázorněno v tabulce 17. Přesto, že je patrné zvětšení plochy této oblasti u modelu po operaci a dochází ke zvýšení tlaků při proudění, hodnoty rychlosti zůstávají v této ovlivněné oblasti nízké až nulové.

Tabulka 17- Porovnání tlakových a rychlostních polí modelů v rovině Y5; Nad 5

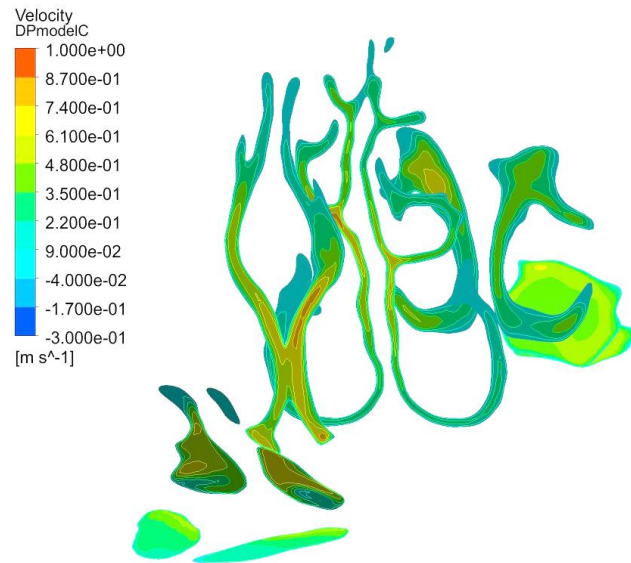


Tlakové a rychlostní pole pro maximální výdech v rovině Y5 je znázorněno v tabulce 18.

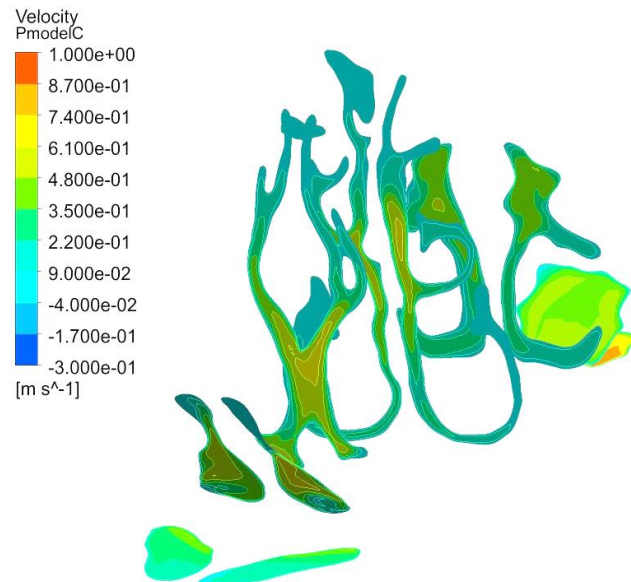
Tabulka 18 - Porovnání tlakových a rychlostních polí modelů v rovině Y5; Vyd 4



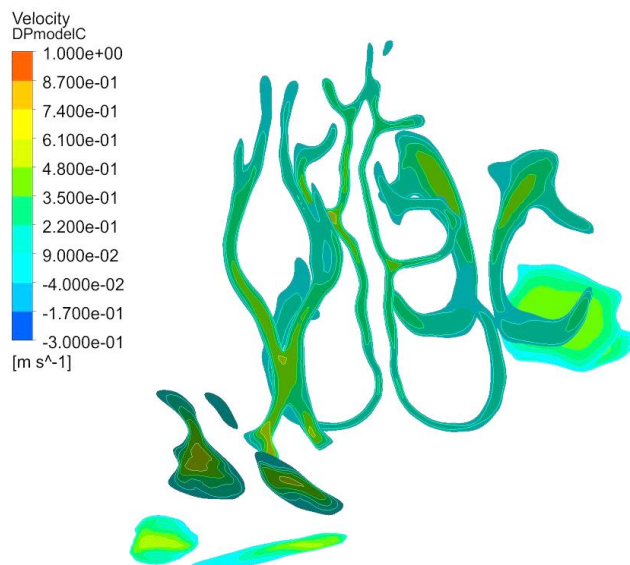
Jak bylo výše řečeno, proudění v nosních dutinách je ovlivňováno zúženými částmi nosních průchodů. Proto byly vytvořeny následující snímky, zobrazující rychlostní pole ve všech rovinách ve směru dorzálním, prezentovaných na obrázku 49.



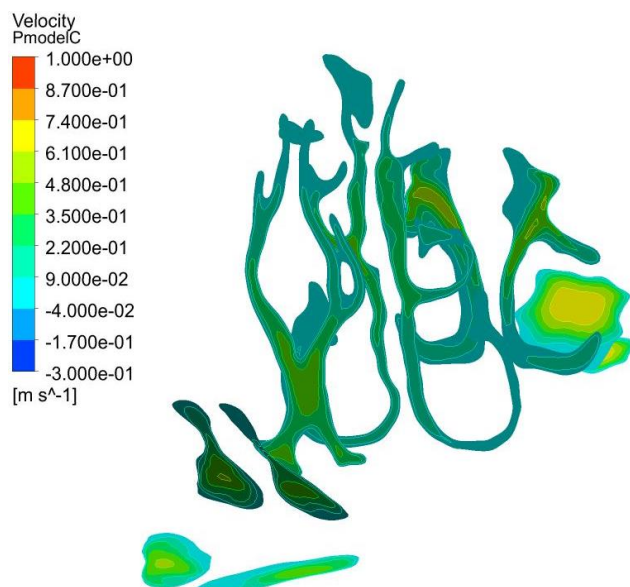
Obrázek 53 - Rychlostní pole v rovinách modelu před při maximálním vdechu



Obrázek 54- Rychlostní pole v rovinách modelu po při maximálním vdechu



Obrázek 55- Rychlostní pole v rovinách modelu před při maximálním výdechu

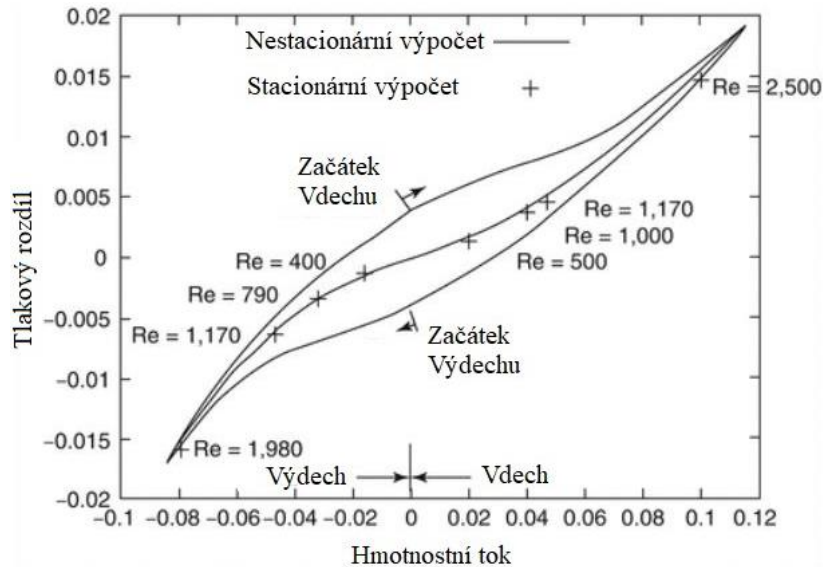


Obrázek 56- Rychlostní pole v rovinách modelu po při maximálním výdechu

7.2 Porovnání stacionárních a nestacionárních výsledků

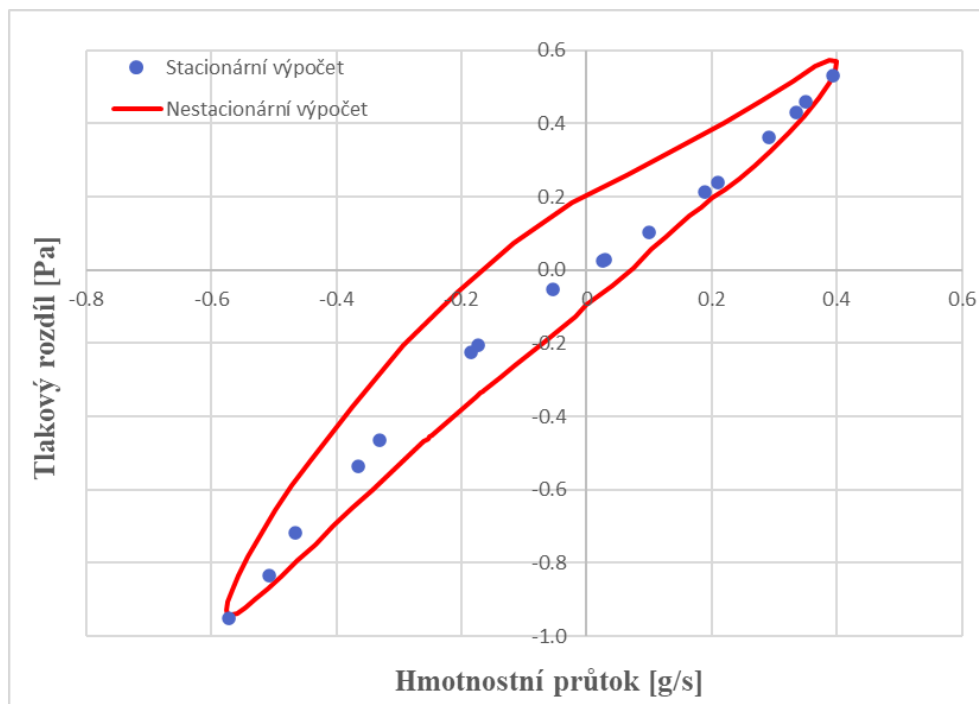
Článek [23] pojednává o numerické simulaci proudění vzduchu nosními dutinami. V tomto článku se mimo jiné rozebírá použití stacionárního i nestacionárního výpočtu a jsou prezentovány rozdíly mezi oběma výpočty. Použitým modelem byl také model nosních dutin bez vedlejších nosních dutin, jako v případě této diplomové práce. V případě stacionárního výpočtu byly provedeny výpočty pro určité hodnoty hmotnostního toku v jednotlivých bodech. Výsledkem nestacionárního výpočtu byl kontinuální záznam změny tlaku v nosních dutinách.

Výsledkem stacionárního i nestacionárního výpočtu byla v tomto článku závislost tlakového rozdílu v nosních dutinách na hmotnostním toku, jak je vidět na obrázku 57. Na tomto obrázku je patrný rozdíl mezi stacionárními a nestacionárními výpočty. V případě nestacionárního výpočtu dochází k vytvoření hysterezní křivky tlakového rozdílu. Výsledky stacionární výpočtu vyplňují vnitřní část hysterezní křivky. Pro výpočet Reynoldsových čísel na obrázku 57 byl jako charakteristický rozměr použit hydraulický průměr ploch v nozdrách.



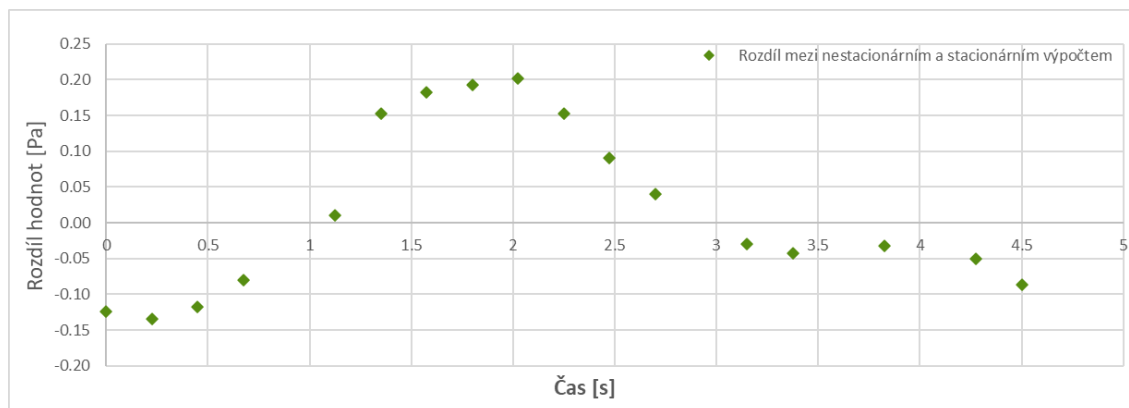
Obrázek 57 - Tlakový rozdíl nosních dutin v závislosti na hmotnostním toku – převzato a upraveno [23]

V případě této diplomové práce bylo provedeno vyhodnocení nestacionárního výpočtu na modelech nosních dutin před operací nádoru hypofýzy. Na obrázku 58 jsou vykresleny průběhy tlakového rozdílu při stacionárním a nestacionárním výpočtu. Stejně jako v článku [23] dochází k vytvoření hysterezní křivky v případě nestacionárního výpočtu.



Obrázek 58 - Porovnání tlakového rozdílu při stacionárním a nestacionárním výpočtu

Obdobně jako při porovnání tlakových rozdílů nosních dutin mezi modely před a po operaci bylo provedeno porovnání rozdílů tlaku v dutinách při stacionárním a nestacionárním výpočtu. Pro porovnání byl odečten rozdíl hodnot tlakového rozdílu v nosních dutinách při stacionárním výpočtu od hodnot tlakového rozdílu při výpočtu nestacionárním. Hodnoty jsou vykresleny v závislosti na čase dechového cyklu. Hmotnostní tok maximálního vdechu pro režim stacionárního výpočtu *Nad 5* byl odečten v čase *1,125 s* a hodnota hmotnostního toku pro maximální výdech *Vyd 4* byla odečtena v čase *2,7 s*. Tedy k největším rozdílům mezi stacionárním a nestacionárním výpočtem docházelo při přechodu z maximálního vdechu do maximálního výdechu, jak je vidět na obrázku 59.



Obrázek 59 - Porovnání hodnot tlakového rozdílu nestacionárního a stacionárního výpočtu

8 Závěr

Tato diplomová práce byla zaměřena na numerickou simulaci proudícího vzduchu nosními dutinami ovlivněnými operací nádoru hypofýzy. V rešeršní části byla popsána anatomie a fyziologie dýchacích cest se zaměřením na nosní dutinu. Dále byla zmíněna problematika operace nádoru hypofýzy a přístupu k operovanému místu přes nosní dutinu.

Z dat z výpočetní tomografie (CT) byly vytvořeny 3D modely nosních dutin, které byly následně upravovány pro vytvoření numerických modelů. Byly vytvořeny čtyři kontrolní sítě numerického modelu před operací s rozdílným množstvím buněk pro porovnání výsledků jednotlivých sítí. Následně byla zvolena síť s 0,72 miliony buněk pro model před operací a model s 0,74 miliony buněk pro model po operaci. Rozdíl v množství buněk mezi modely vznikl zachováním ovlivněné geometrie nosních dutin v modelu po operaci nádoru hypofýzy.

Na vytvořených modelech před a po operaci byla provedena stacionární numerická simulace za podmínek klidového dýchání člověka. Průběh hodnot hmotnostního průtoku nosními dutinami byl převzat z měření drátkovou metodou a následně upraven rychlou Fourierovou transformací pro použití při numerických výpočtech.

Dále bylo provedeno zpracování výsledků numerických výpočtů a porovnání výsledků numerické simulace na modelech před a po operaci adenomů. Pro oba modely byly odečteny hodnoty střední rychlosti a tlaku na plochách anatomicky odpovídajících rovinám v nozdrách a v nosohltanu. Na těchto a dále vybraných rovinách, byly vytvořeny snímky rychlostního a tlakového pole pro celý dechový cyklus. Z výsledků je patrný vliv operace adenomů, respektive geometrických změn způsobených touto operací na proudění tekutiny nosními dutinami. Změny jsou patrné na snímcích tlakových a rychlostních polí vybraných rovin. Ze snímků rychlostních a tlakových polí bylo patrné, že čichová oblast není významně ovlivněna operací adenomů hypofýzy. Změna rychlostních polí v čichové oblasti byla nulová, nebo docházelo k minimálním změnám rychlosti mezi modely před a po operaci.

Bylo provedeno zhodnocení vlivu nestacionárního výpočtu na průběh tlakového rozdílu v nosních dutinách. Výsledky nestacionárního výpočtu tvoří hysterezní křivku kontinuálního záznamu tlakového rozdílu. V případě stacionárních výpočtů dochází k vytvoření bodových informací o tlakovém rozdílu. Tyto bodové výsledky tvoří pomyslnou linii uvnitř hysterezní křivky nestacionárního záznamu.

8.1 Návrhy na zdokonalení a navazující práce

Numerické simulace této diplomové práce byly provedeny pouze na CT datech jednoho pacienta. V případě zkoumání vlivu operace nádoru hypofýzy na geometrii nosních dutin a ovlivnění čichových funkcí by bylo vhodné provést numerickou simulaci na modelech nosních dutin více pacientů.

Dalším prostorem pro zkoumání a rozšíření této diplomové práce by mohla být numerická simulace modelů s vedlejšími nosními dutinami, a to pro potvrzení předpokladu malých průřezů kanálků spojujících nosní dutiny a vedlejší nosní dutiny.

V případě této diplomové práce byla použita rozběhová část tvaru kvádrů před nozdrami. Pro zdokonalení této diplomové práce by bylo vhodné provedení numerické simulace modelů s odlišným tvarem rozběhových částí před nozdrami pro zjištění vlivu tvaru rozběhové části na simulované proudění tekutiny.

Objemové průtoky použité v této diplomové práci pro výpočet numerické simulace byly převzaty. Pro přesnější výsledky numerické simulace by mohla být provedena měření objemového průtoku při dechovém cyklu pacienta. Při použití změřeného objemového průtoku v numerické simulaci na modelech nosních dutin stejného pacienta, by mohly být odstraněny nepřesnosti vlivem rozdílných dechových objemů.

Numerické modely použité v této diplomové práci byly vytvořeny mnohostěnnými buňkami. Dalším možným zpřesněním výsledků numerické simulace by mohlo být použití objemových sítí vytvořených čtyřstěnnými buňkami.

Seznam použité literatury

- [1] NETUKA, David, [2019]. *Adenomy hypofýzy: diagnostika a komplexní léčba*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 978-80-7345-620-7.
- [2] ČIHÁK, Radomír, 2011. *Anatomie 1: Třetí, upravené a doplněné vydání*. 3. vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9209-5.
- [3] Dýchací soustava. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008, s. 115-126. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [4] ČIHÁK, Radomír, 2013. *Anatomie 2: Třetí, upravené a doplněné vydání*. 3. vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9210-1.
- [5] Nasal Aerodynamics. *Medscape* [online]. 2019, 10 [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/874822-overview#showall>
- [6] NETTER, Frank H., 2003. *Anatomický atlas člověka*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0517-6.
- [7] Klinická anatomie a fyziologie nosu. *Základy otorinolaryngologie a foniatry pro studenty speciální pedagogiky* [online]. Brno [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: https://is.muni.cz/elportal/estud/pedf/js09/orl/web/pages/2_1_klinicka_anatomie_a_fyziologie_nosu.html
- [8] VOKURKA, Martin a Jan HUGO, c2008. *Kapesní slovník medicíny: výkladový slovník lékařských termínů pro širokou veřejnost*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-163-9.
- [9] Spirometry. *American Lung Association* [online]. [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: <https://www.lung.org/lung-health-diseases/lung-procedures-and-tests/spirometry>
- [10] Spirometrie, 2010. *Plicní ambulance MUDr. Tomáš Skwarlo* [online]. Karviná [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: <https://www.plicni-skwarlo.cz/uzitecne-informace/spirometrie/>
- [11] Measurement Principles of CTA. *Dantec Dynamics* [online]. [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: <https://www.dantecdynamics.com/solutions-applications/solutions/fluid-mechanics/constant-temperature-anemometry-cta/measurement-principles-of-cta/>
- [12] NISHI, Mina, 2004. *Breathing of Humans and its Simulation*. LSTM-Erlangen Institute of Fluid Mechanic Friedlich-Alexander-University Erlangen. Diplomová práce. Friedlich-Alexander-University Erlangen.
- [13] Fourier Series. *MathWorks* [online]. [cit. 2020-12-05]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/curvefit/fourier.html?searchHighlight=Fourier%20Series&s_tid=srchtitle
- [14] NOSKIEVIČ, Jaromír. *Mechanika tekutin*. Praha: SNTL, 1987.
- [15] JEŽEK, Jan, B. VÁRADIOVÁ a J. ADAMEC, 1997. *Mechanika tekutin*. Vyd. 3. přeprac. Praha: České vysoké učení technické. ISBN 80-010-1615-3.
- [16] Fluent Theory Guide. *Fluent 2019 R1* [online]. [cit. 2020-12-22]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v193/flu_th/flu_th.html
- [17] KUZMIN, D. *Introduction to CFD* [online]. [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: www.mathematik.uni-dortmund.de/~kuzmin/cfdintro/lecture1.pdf
- [18] Fluent User's Guide. *Fluent 2019 R1* [online]. [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v193/flu_ug/flu_ug.html

- [19] SCHROETER, Jeffrey D., Guilherme J.M. GARCIA a Julia S. KIMBELL, 2011. Effects of surface smoothness on inertial particle deposition in human nasal models. *Journal of Aerosol Science* [online]. **42**(1), 52-63 [cit. 2020-12-16]. ISSN 00218502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jaerosci.2010.11.002
- [20] Computed Tomography (CT). *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering* [online]. [cit. 2020-11-04]. Dostupné z: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>
- [21] *3D Slicer* [online]. [cit. 2020-11-22]. Dostupné z: <https://www.slicer.org/>
- [22] Chamberlainova linie. In: *Radiopaedia* [online]. [cit. 2020-11-04]. Dostupné z: https://prod-images-static.radiopaedia.org/images/23621379/e620bcb852a4b1ad176210994ccbb8_big_gallery.jpeg
- [23] MÖSGES, Ralph, 2013. Computational Fluid Dynamics of the Nasal Cavity. *Nasal Physiology and Pathophysiology of Nasal Disorders* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013-06-27, 247-255 [cit. 2021-01-02]. ISBN 978-3-642-37249-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-37250-6_19

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Prostorové znázornění rovin těla – převzato [2]	- 13 -
Obrázek 2 - Označení hlavních směrů – převzato [2]	- 14 -
Obrázek 3 - Schéma dýchací soustavy – převzato [3]	- 15 -
Obrázek 4 - Nosní dutina (stěna nosní přepážky) - převzato a upraveno [6]	- 17 -
Obrázek 5 - Nosní dutina (laterální stěna) - převzato a upraveno [6]	- 18 -
Obrázek 6 - Schéma nosu a vedlejších nosních dutin (frontální řez) - převzato a upraveno [7]	- 18 -
Obrázek 7 - Čichová oblast nosní dutiny (A – laterální stěna nosní, B – nosní přepážka) - převzato a upraveno [6]	- 19 -
Obrázek 8 - Projekce vedlejších nosních dutin (poloha v předozadní projekci) – převzato a upraveno [4]	- 21 -
Obrázek 9 - Projekce ústí vedlejších nosních dutin do nosní dutiny – převzato a upraveno [4]	- 21 -
Obrázek 10 - Statické plicní objemy a kapacity – převzato [3]	- 24 -
Obrázek 11 - Dýchací maska se senzorem – převzato a upraveno [12]	- 25 -
Obrázek 12 – Schématický obrázek dýchací masky se senzorem – převzato a upraveno [12]	- 25 -
Obrázek 13 - Měření objemového průtoku – převzato a upraveno [12]	- 26 -
Obrázek 14 - Fourierova transformace objemového průtoku	- 26 -
Obrázek 15 - Stlačení tekutiny – převzato a upraveno [14]	- 32 -
Obrázek 16 - Pohyb skutečné kapaliny ve vrstvách – převzato a upraveno [14]	- 32 -
Obrázek 17 - Závislost viskozity na teplotě – převzato [15]	- 33 -
Obrázek 18 - Rychlostní profily proudící tekutiny. a) Laminární proudění b) Turbulentní proudění – převzato [15]	- 35 -
Obrázek 19 - Stanovení střední rychlosti pomocí objemového průtoku – převzato [15]	- 35 -
Obrázek 20 - Kontrolní oblast pro odvození rovnice kontinuity – převzato [15]	- 37 -
Obrázek 21 - Typy 2D buněk – převzato a upraveno [18]	- 41 -
Obrázek 22 - Příklady plošných sítí. a) Trojúhelníkové buňky b) Čtyřhranné buňky – převzato a upraveno [18]	- 41 -
Obrázek 23 - Hybridní rovinná síť – převzato [18]	- 42 -

Obrázek 24 - Typy 3D buněk – převzato a upraveno [18]	- 43 -
Obrázek 25 - Vliv Laplaceova vyhlazení na model nosních dutin – převzato [19]...	- 45 -
Obrázek 26 - Porovnání výsledků tlakového rozdílu mezi modely – převzato a upraveno [19]	- 46 -
Obrázek 27 - Nahrání CT snímků do Sliceru	- 50 -
Obrázek 28 - Použití funkce „Threshold”	- 51 -
Obrázek 29 - Použití funkce „Scissors“	- 52 -
Obrázek 30 - Použití funkce "Erase" v transverzální rovině	- 53 -
Obrázek 31 - Použití funkce "Islands"	- 54 -
Obrázek 32 - Model nosních dutin i s vedlejšími nosními dutinami	- 54 -
Obrázek 33 – Objemové těleso nosních dutin použité pro síťování.....	- 55 -
Obrázek 34 - Rovina řezu před nozdrami	- 57 -
Obrázek 35 - Náčrt rozběhové části před nozdrami	- 57 -
Obrázek 36 - Chamberlainova linie – převzato a upraveno [22]	- 58 -
Obrázek 37 - Rovina řezu za nosohltanem	- 59 -
Obrázek 38 - Náčrt rozběhové části za nosohltanem.....	- 59 -
Obrázek 39 - Skupina ploch pro vytvoření okrajové podmínky rozběhu před nozdrami a) vstup b) výstup.....	- 60 -
Obrázek 40 - Skupina ploch pro vytvoření okrajové podmínky za nosohltanem a) výstup b) stěna	- 60 -
Obrázek 41 - Zóny objemového tělesa při síťování.....	- 62 -
Obrázek 42 - Detail sítí a) 0,54; b) 0,72; c) 1,3; d) 2.....	- 65 -
Obrázek 43 - Rozmístění rovin v modelech pro porovnání sítí	- 66 -
Obrázek 44 - Procentuální rozdíl tlaku v rovině Nozder	- 67 -
Obrázek 45 - Procentuální rozdíl střední rychlosti v rovině Nozder	- 68 -
Obrázek 46 - Procentuální rozdíl tlaku v rovině Nosohltanu	- 69 -
Obrázek 47 - Procentuální rozdíl střední rychlosti v rovině Nosohltanu	- 69 -
Obrázek 48 - Hmotnostní tok nosními dutinami při dechovém cyklu.....	- 71 -
Obrázek 49 - Schéma frontálních rovin – pohled v mediálním směru	- 74 -
Obrázek 50 - Schéma sagitálních rovin – pohled v dorzálním směru	- 74 -
Obrázek 51 - Tlakový rozdíl v nosních dutinách (rozdíl tlaku rovin Nosohltanu a Nosu).....	- 77 -

Obrázek 52 - Procentuální rozdíl hodnot tlakového rozdílu mezi modely před a po operaci.....	- 78 -
Obrázek 53 - Rychlostní pole v rovinách modelu před při maximálním vdechu	- 83 -
Obrázek 54- Rychlostní pole v rovinách modelu po při maximálním vdechu	- 83 -
Obrázek 55- Rychlostní pole v rovinách modelu před při maximálním výdechu	- 84 -
Obrázek 56- Rychlostní pole v rovinách modelu po při maximálním výdechu	- 84 -
Obrázek 57 - Tlakový rozdíl nosních dutin v závislosti na hmotnostním toku – převzato a upraveno [23]	- 85 -
Obrázek 58 - Porovnání tlakového rozdílu při stacionárním a nestacionárním výpočtu.....	- 86 -
Obrázek 59 - Porovnání hodnot tlakového rozdílu nestacionárního a stacionárního výpočtu.....	- 86 -

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Kritické hodnoty Reynoldsova čísla – převzato a upraveno [14]	- 36 -
Tabulka 2 - Vliv volby velikosti buněk na rozměry modelu – převzato a upraveno [19]	- 45 -
Tabulka 3 - Vliv parametrů Gaussova vyhlazení na objemové těleso nosních dutin	- 56 -
Tabulka 4 - Porovnání vlivu velikosti buněk povrchové sítě na množství buněk objemové sítě	- 63 -
Tabulka 5 - Hodnoty hmotnostního toku pro porovnání sítí	- 66 -
Tabulka 6 - Hodnoty tlaku a střední rychlosti v rovině Nozder	- 67 -
Tabulka 7 - Hodnoty tlaku a střední rychlosti v rovině Nosohlтанu.....	- 68 -
Tabulka 8 – Hodnoty fyzikálních veličin vzduchu použitých pro výpočet numerické simulace	- 71 -
Tabulka 9 - Hodnoty hmotnostního toku použité pro stacionární výpočet.....	- 73 -
Tabulka 10 - Hodnoty tlaků a střední rychlosti v rovinách Nosu a Nosohlтанu pro model před operací.....	- 75 -
Tabulka 11 - Hodnoty tlaků a střední rychlosti v rovinách Nosu a Nosohlтанu pro model po operací.....	- 75 -
Tabulka 12 - Tlakové a rychlostní pole v rovině Nosu – režim Nad 5 a Vyd4	- 76 -
Tabulka 13 - Tlakové pole v rovině XM pro maximální vdech	- 79 -
Tabulka 14 - Rychlostní pole v rovině XM pro maximální vdech	- 79 -
Tabulka 15 - Tlakové pole v rovině XM pro maximální výdech	- 80 -
Tabulka 16 - Rychlostní pole v rovině XM pro maximální výdech	- 80 -
Tabulka 17- Porovnání tlakových a rychlostních polí modelů v rovině Y5; Nad 5 ..	- 81 -
Tabulka 18 - Porovnání tlakových a rychlostních polí modelů v rovině Y5; Vyd 4 .	- 82 -

Seznam příloh

Příloha 1 – Snímky porovnání sítí

Příloha 2 – Porovnání snímků rychlostních a tlakových polí mezi modely před a po operaci