



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ENERGETICKÝ ÚSTAV

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
ENERGY INSTITUTE

POROVNÁNÍ GEOMETRICKÝCH MODELŮ REÁLNÝCH PLIC S IDEALIZOVANÝM MODELEM

COMPARISON OF THE REAL AND IDEALISED HUMAN AIRWAYS MODEL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAL ROUPEC

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MATĚJ FORMAN, Ph.D.

BRNO 2010

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Energetický ústav

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Michal Roupec

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

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

Porovnání geometrických modelů reálných plic s idealizovaným modelem

v anglickém jazyce:

Comparison of the real and idealised human airways model

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V rámci výzkumu na pracovišti odboru termomechaniky a techniky prostředí je prováděn výzkum v oblasti proudění a usazování aerosolů v dýchacích cestách. Cílem této práce je provést literární rešerši dostupných geometrií modelů plic a jejich porovnání s reálnou geometrií. Porovnání bude provedeno na základě průměrů a délek jednotlivých větvení dýchacích cest včetně určení parametrů proudu (Reynoldsovo číslo) pro jednotlivé generace větvení. Toto porovnání pak bude sloužit ke kvantitativnímu porovnání použitých geometrií.

Cíle bakalářské práce:

Cílem práce je vytvořit porovnání geometrie reálných plic s idealizovanými modely za pomoci 3D modeláře a údajů z literatury.

Seznam odborné literatury:

František Paleček, kolektiv, Patofyziologie dýchání, ISBN 80-200-0723-7

Horsfield K., Morphometry of the small pulmonary arteries in man, Circ. Res. 1978;42;593-597.

Lipsett J., Analysis of the conducting airway system in the lung: A new method combining morphometry with mathematical modeling for airway classification, The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology, Pages 51 - 57, 2001

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Matěj Forman, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne

L.S.

doc. Ing. Zdeněk Skála, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Cílem této práce je vyhledat hlavní parametry idealizovaných geometrických modelů plicních trubic – Weibelova a Horsfieldova a zjistit délky a průměry jednotlivých větví do 4. generace větvení. Na 3D modelu, vzniklém naskenováním odlitku skutečných plic člověka odměřit odpovídající průměry a délky trubic a tyto následně porovnat s hodnotami obou modelů. Pro skutečné plíce určit úhly větvení v jednotlivých generacích a též celkovou geometrii. Pomocí známých hodnot rychlosti proudění vzduchu ve vybraných trubicích spočítat Reynoldsovo číslo pro skutečné plíce a pro oba modely a porovnat je.

ABSTRACT

The purpose of this thesis is to find basic parameters of idealized geometrical lung models – Weibel's and Horsfield's and to measure length and diameters of each pipe from trachea to 4th generation of bifurcation. Using 3D model (scanned casting of bronchial tree of man) measure matching diameters and lengths of airways and compare them with lengths and diameters of both models. Define bifurcation angles and total geometry of real lungs. Calculate Reynolds number knowing velocity in some of the airways for real lungs and both models and compare them.

KLÍČOVÁ SLOVA

Plíce, model, větvení, plicní strom, Weibel, Horsfield, Reynoldsovo číslo

KEYWORDS

Lungs, model, bifurcation, branching tree, Weibel, Horsfield, Reynolds number

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ROUPEC, M. Porovnání geometrických modelů reálných plic s idealizovaným modelem. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 25 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Matěj Forman, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Porovnání geometrických modelů reálných plíc s idealizovaným modelem“ vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

28. května 2010

.....
Michal Roupec

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto Ing. Matěji Formanovi, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce.

OBSAH

1 ÚVOD	7
2 ANATOMIE PLIC	7
3 FYZIOLOGIE DÝCHÁNÍ	9
4 IDEALIZOVANÉ MODELY PLIC	11
4a Weibelův model	11
4b Horsfieldův model	13
5 GEOMETRIE SKUTEČNÝCH PLIC	14
5a Značení	14
5b Úhly odklonu	18
6 POROVNÁNÍ WEIBELOVA MODELU	20
7 POROVNÁNÍ HORSFIELDOVA MODELU	21
8 POROVNÁNÍ MODELŮ NA ZÁKLADĚ REYNOLDSOVA ČÍSLA	22
ZÁVĚR	23
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	24
SEZNAM PŘÍLOH	25

1 ÚVOD

Dýchání je jedním z nejdůležitějších procesů v lidském organismu. To, jak dýcháme a co dýcháme, značně ovlivňuje délku lidského života. Venkovní vzduch, obzvláště ten městský, obsahuje spoustu prachových i jiných částic, které vdechujeme. V podstatě kdekoli na Zemi dýcháme směs vzduchu, prachu či aerosolů. Velký význam pro studium má složení vzduchu ve městech, průmyslových oblastech nebo místní podmínky v rizikových podnicích, provozovnách a průmyslových závodech. Právě tam mívá vzduch své specifické složení, dalece se lišící od složení vzduchu ve volné přírodě. Tento vzduch, v němž jsou rozptýleny částice prachu a aerosolů, proudí do plic, kde se dále usazují a působí tak na lidský organismus. Dnes s použitím výkonných počítačů již není problém celkem přesně simulovat proudění vzduchu v prostorách či jeho obtékání okolo překážek. Pro ohromnou složitost dýchacího systému nelze měřením zjistit přesnou geometrii větvení každé větve. V minulosti proto vznikly idealizované modely, které se pokoušejí toto větvení nahradit jednodušší geometrií. Přitom se ovšem snaží v každé části plic co nejvíce přiblížit vlastnostem skutečného proudění. Experimentální měření geometrie můžeme provést pouze do určitého stupně větvení, kde je složitost malá a relativně velké rozměry trubic. Tato práce se zabývá přehledem a popisem těch nejznámějších modelů a jejich porovnáním se skutečnou geometrií dýchacího ústrojí, vycházející ze změřené geometrie reálných plic.

2 ANATOMIE PLIC

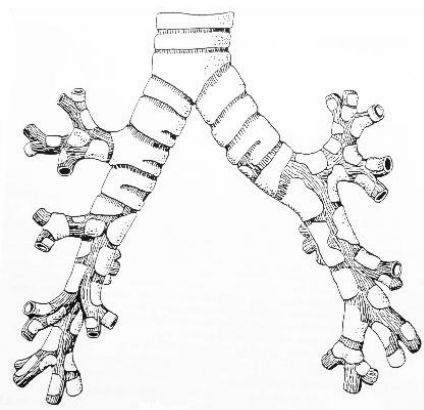
Údaje v následujících dvou kapitolách vychází především z [1] a [2].

Plíce (*pulmo*) jsou párový orgán nacházející se v horní polovině hrudního koše. Zaujímají objem asi 4l a jsou tedy jedním z největších orgánů lidského těla. Jejich hmotnost je však pouze něco mezi 400-800 gramy. Skládají se z pěti neúplně oddělených laloků. Tři tyto laloky (*lobus superior*, *lobus medius*, *lobus inferior*) tvoří pravou plíci a další dva (*lobus superior*, *lobus inferior*) tvoří levou. Laloky na sebe těsně naléhají a na povrchu plic v místě styku tvoří tzv. mezilalokové rýhy.

Plíce jsou uloženy v pleurálních dutinách dutiny hrudní. Uprostřed mezi dutinami je mezihrudí (*mediastinum*), kde se nalézá průdušnice, jícen a srdce s cévami, které do něj přicházejí a vycházejí z něj. Dolní část plic je vydutá a má ostré okraje. Pod ní se nacházejí orgány dutiny břišní, žaludek, játra a slezina. Největší část plic je přivrácena k žebrům, která na nich zanechávají otisky. Střední část plic přiléhá k mezihrudí, má na svém povrchu otisky orgánů mezihrudí, převážně srdce a srdečnice (*aorta*). Na levé plíci je otisk výraznější a hlubší než na pravé a vykrajuje část okraje levé plíce, ze které zbývá vepředu jen malý výběžek dole. Kvůli umístění srdce v tomto místě je tím pádem pravá plíci asi o 10% objemnější než levá. Zadní část plic je obrácena proti páteři.

Plíce jsou na celém svém povrchu pokryty tenkou blánou - poplicnicí (*pleura pulmonalis*), která těsně přiléhá k bláně dutiny hrudní - pohrudnici (*pleura parietalis*). Poplicnice přechází v pohrudnici přechodným úsekem v místě plicní branky (*hilus*). Plicní branka je místo v mezihrudí, kde se průdušnice, nervy a cévy zabořují do nitra plic.

Vzduch je do plic přiváděn průdušnicí (*trachea*), která se ještě mimo plíce dělí na průdušky (*bronchi*).

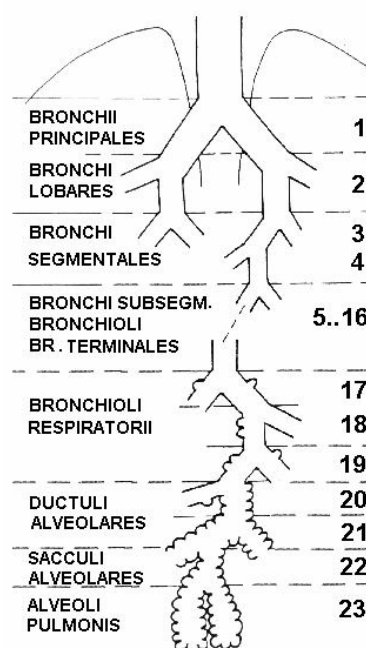


Obr. 2.1^[2] Průdušnice a průdušky

Tyto se dělí na jednotlivé lalokové průdušky (*bronchus lobaris*) a zajišťují tak přívod vzduchu jednotlivým plicním lalokům. Větvení průdušek zachovává princip anisotomního dichotomického větvení. Všechny větve bronchiálního stromu vznikají asymetrickým dělením (*bifurkací*) předchozí větve. Od této normy se bronchiální strom odchyluje v jediném případě. Šestý segmentární bronchus vlevo i vpravo se dělí trichotomicky na tři subsegmentární bronchy. Ty se dále větví dichotomicky. Asymetrie bronchiálního stromu se týká i průsvitu oddělujících se větví a úhlů jejich odstupu. Jeden z bronchů vznikajících bifurkací je vždy širší a představuje hlavní směr větvení, ale díky rozdílným úhlům odstupu jsou přesto jednotlivé části plic zásobeny vzduchem rovnoměrně. Průsvit dýchacích cest narůstá s rostoucími bifurkacemi. Vzduch zde již neproudí a výměna plynů je zajištěna koncentračním spádem.

Stavba průdušek a průdušnice jsou si podobné. Stěna průdušek je vpředu a po stranách vyztužena podkovitými chrupavkami méně pravidelného tvaru než u průdušnice. Zadní část je tvořena hladkým svalstvem. Povrch sliznice je pokryt řasinkami a vývody žláz. Dále do plic se tloušťka stěn trubic ztenčuje.

V každém plicním laloku se laloková průduška postupně rozděluje do asymetrických větví dlouhých 8-10mm o průměru 6mm. Tyto se nazývají segmentární bronchy. Toto větvení není symetrické! Pravý bronchus principalis se nejprve dělí na bronchus lobaris superior dexter a truncus intermedius. Bronchus lobaris medius dexter a bronchus lobaris inferior dexter vznikají po rozdělení truncus intermedius. Vlevo není vytvořen truncus intermedius, a tak se bronchus principalis sinister dělí přímo na bronchus lobaris superior sinister a bronchus lobaris inferior sinister. Asymetrický je i počet segmentárních bronchů. Vlevo je namísto prvního a druhého segmentárního bronchu pouze jeden segmentární bronchus a vlevo dále zcela chybí sedmý segmentární bronchus. Zatímco vpravo je deset segmentárních bronchů, vlevo je jich kvůli umístění srdce vytvořeno pouze osm. Segmentární bronchy jsou obklopeny mízními cévami a uzlinami, nervovými pleteněmi a cévami, které zásobují stěny bronchů.



Obr.2.2^[1] Názvosloví a číslování větvení plic

Plicní laloky se dělí na jednotky, tzv. bronchopulární segmenty. V levé plicí je jich osm a v pravé deset a jsou to základní makroskopické funkční jednotky plic. Rozdělení plic na segmenty je dáno rozdělením segmentárních bronchů. Na povrchu plic nejsou hranice jednotlivých segmentů patrné. Tkáně, které náleží jednotlivým segmentům, lze zobrazit naplněním dýchacích cest barevnou látkou. Bronchopulární segmenty jsou pak patrné jako kuželovité části tkáně se základnou na povrchu plic a vrcholy směřujícími k jednotlivým segmentárním bronchům. Stěna segmentárních bronchů a jejich větví se směrem na periferie ztenčuje. Ve stěně bronchů je mohutně vytvořena hladká svalovina, která směrem na periferie přibývá.

Od cca 10. dělení nehovoříme již o průduškách ale o průdušinkách (*bronchioli*), což jsou trubice o průměru 1mm a délce 2-4mm. V plicích je jich okolo 60 tisíc. Průdušinky již neobsahují chrupavku, v jejich stěně převažuje hladké svalstvo uspořádané do spirálních kruhů. Napětí této svaloviny zásadním způsobem ovlivňuje průsvit průdušinek a je zodpovědný za odpor kladený vzduchu v tomto úseku plic.

Poslední úsek bronchiálního stromu tvoří bronchioli terminales. Zásobují kyslíkem jednotlivé sekundární plicní lalůčky. Části těchto jednotlivých lalůček jsou viditelné na povrchu plic jako mnohoúhelníky o průměru 5-20mm. Každý jeden sekundární plicní lalůček se ve třech generacích dělení (15, 16 a 17) dělí na 8 primárních lalůček. Tyto

lalůčky jsou již vlastní dýchací oddíl plic. Je tvořen třemi generacemi respiračních bronchiolů (18, 19 a 20 dělení), které pokračují dvěma generacemi sklípkových chodbiček (*ductus alveolares*, 21 a 22 dělení). Ty končí předsíní (atrium, 23 dělení) a z ní vystupují dva sklípkové váčky (*sacculi alveolares*). Stěna sklípkových váčků je již zcela pokryta plicními sklípkami. Na stěnách respiračních bronchiolů se začínají objevovat první plicní sklípky (*alveoly*) a jejich počet s rostoucími děleními dále narůstá. Stěny sklípkových chodbiček jsou již zcela pokryty plicními sklípkami.

Plicní sklípky (*alveoli pulmonis*), jsou dutinky šestiúhelníkového tvaru o průměru 0,1-0,2mm opletené tenkými žilkami (kapiláry). Kolem každého sklípku leží čtyři až dvanáct kapilárních kliček. Některými proudí krev stále, jinými jen při zvýšené spotřebě kyslíku. Sousední stěny sklípků obsahují společné kapiláry, které jsou perforované a umožňují tak společnou cirkulaci vzduchu. Mezi ostatními buňkami, pokrývajícími stěnu sklípků, se nacházejí také svalové buňky, které se při vdechu roztahují a smršťují a tím napomáhají výdechu. Elasticita těchto svalů se snižuje s věkem a úměrně tomu i velikost dýchací plochy plic.

K jednotlivým sklípkům je odkysličená krev přiváděna ze srdce plicní tepnou, která se dále větví. Toto větvení částečně kopíruje větvení dýchacích cest. Po okysličení ve sklípkách se krev vrací plicními žilami zpět do levé srdeční předsíně. Odtud je transportována přes srdeční chlopuň do levé srdeční komory a do srdečnice (aorty), která rozvádí okysličenou krev do celého organismu.

Plíce jako celek docházejí plnému vyvinutí postupně. Po narození má novorozenec vyvinuto jen asi 10% konečného počtu alveolů. Dalších 90% se vyvíjí postupně. Uvádí se, že plného počtu sklípků je dosaženo během jednoho až tří let, nejvyšší údaje jsou až osm let. Rozměry trachey se do dospělosti zvětší 3x.

3 FYZIOLOGIE DÝCHÁNÍ

Samotným dýcháním rozumíme výměnu odkysličeného vzduchu v plicích za okysličený. To se děje v plicních sklípkách, kde kyslík z vdechnutého vzduchu přechází do krve a CO₂ z krve se naopak vrací do vdechnutého vzduchu. Při dýchání dochází k rozepnutí plic, ve kterých se tak vytváří podtlak, což způsobí nasátí vzduchu do plic. Plíce nemají schopnost samy od sebe se rozpínat, dýchání je umožněno prací dýchacích svalů. Těmi se rozumí svaly hrudníku a bránice. Základem dýchání je zvedání žebere a klesání bránice. Hrudní dutina je ohraničena tzv. pohrudnicí, která těsně naléhá na poplicnici. Mezi těmito blanami je podtlak, takže když se při nádechu rozepne hrudník, poplicnice kopíruje jeho pohyb, přiléhá k pohrudnici a plíce jsou tak nuceny se rozšířit a zvětšit svůj objem. Mezi poplicnicí a pohrudnicí je malé množství serosní kapaliny umožňující hladké klouzání povrchů obou blan po sobě. Stejný mechanismus se uplatňuje i u bránice, která poklesne níže k dutině břišní a plíce se tak roztáhnou směrem dolů.

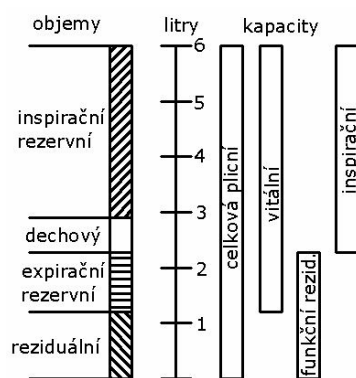
Respirační cyklus se skládá z fáze vdechu (*inspirium*) a výdechu (*respirium*). Vdech zajišťují hlavní a pomocné inspirační svaly. Hlavní inspirační svaly pracují neustále, kdežto pomocné jsou zapojeny pouze při zvýšených nárocích na respiraci při zvýšené fyzické aktivitě. Mezi hlavní inspirační svaly patří bránice, zevní mezižeberní svaly a mm. scalenii. Pohyb bránice zajišťuje dvě třetiny inspiračního objemu vzduchu. Zbývající třetinu zajišťují zevní mezižeberní svaly a mm. scalenii, které zvedají horní žebra. Klidový respirační objem je cca 500ml a je zajištěn pouze činností bránice.

K vedlejším inspiračním svalům patří ty svaly, které mají začátek nebo úpon na hrudníku a které mohou zvedat hrudník, je-li jejich druhý konec fixován. Patří sem m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major a minor, m. subclavius, m. serratus anterior, m. serratus posterior superior m. levator scapulae a horní část m. trapezius.

Svaly výdechové představují důležitou rezervu, zvláště při tělesné námaze. Hlavními expiračními svaly jsou mm. intercostaels interni a jejich část mm. intercostaels intimi. K vedlejším expiračním svalům patří mm. serratus posterior inferior, m. quadratus lumborum a ventrální a laterální svaly břišní.

Vzduch je v plicích přítomen v různých objemech. Tyto objemy jsou přesně definovány a pojmenovány. Rozlišujeme čtyři základní plicní objemy a plicní kapacity. Plicní objemy se navzájem nepřekrývají, zatímco plicní kapacity zahrnují dva a více objemů. Maximální množství vzduchu, který jsou plíce schopny pojmout se nazývá celková plicní kapacita (CPK). Toto množství dělíme do několika objemů:

- Dechový objem (DO) je množství vzduchu, které je vdechnuto nebo vydechnuto během dechového cyklu. Po dokončení klidného výdechu můžeme dokončit ještě expirační rezervní objem (ERO). Množství vzduchu, které zůstane v plicích i po skončení takového usilovného výdechu se nazývá reziduální objem (RO). Podobně po ukončení klidného vdechu můžeme ještě vdechnout určité množství vzduchu, které se nazývá inspirační rezervní objem (IRO).
- Funkční reziduální kapacita (FRK) plic je množství vzduchu, které zůstane v plicích na konci klidného výdechu. Je to tedy součet reziduálního a expiračního rezervního objemu. Jeho udržování má význam pro průchodnost dýchacích cest. Postačuje k tomu pevnost stěny hrudníku, která klade odpor ke zmenšování objemu a udržuje tak plíce přiměřeně napjaté. Takto odlehčuje dýchací svaly.
- Vitální kapacita (VK) je množství vzduchu, které můžeme vydechnout maximálním úsilím po maximálním vdechu. Je dána součtem objemu dechového a rezervního inspiračního a expiračního.



Obr. 3.1^[1] Dechové objemy a kapacity

Reziduální objem je vyplněn plynem, který zůstal v neaktivních částech plic (průdušnice, průdušky, průdušinky..). Jeho objem je cca 150ml. Je tvořen zbytkovým plynem z předchozího dýchacího cyklu. Čerstvě vdechnutý vzduch se setkává s tímto plynem a teprve tato směs se účastní samotné výměny v plicních sklípcích.

Složení vzduchu v plicních sklípcích se liší od složení atmosférického vzduchu. „Vzduch zde obsahuje menší množství kyslíku – 14% oproti atmosférickému (21%) a vyšší množství CO₂ – 5% (oproti 0,04%). Dále obsahuje přibližně 75% dusíku (oproti 78%) a 6% vodních par (ve vzduchu je to méně než 1%). Parciální tlak kyslíku ve sklípcích je větší než v krvi, naopak parciální tlak CO₂ je vyšší v kapilárách než ve sklípcích. Takto vzniklý tlakový gradient umožňuje difuzi kyslíku do krve a naopak přestup oxidu uhličitého do plicních sklípků. Objem vdechnutého a vydechnutého vzduchu není totožný, tak by tomu bylo pokud by bylo množství vstřebaného kyslíku a vyloučeného CO₂ stejné. Běžně je objem vydechnutého vzduchu menší než vdechnutého asi o 0,5% ^[3]“

Při dýchání určujeme tzv. dechovou práci. Ta je dána součtem práce vykonávané na plicích, práce vykonávané na hrudní stěně a práce proudové, tj. odporem kladeným dýchacími trubicemi. Velikost prvních dvou určíme nejsnáze ze smyčky p-V diagramu jednoho vdechu a výdechu.

Odpor kladený vzduchu dýchacími trubicemi je složitější. Při laminárním proudění závisí odpor na geometrii trubic a na vlastnostech vdechovaného vzduchu. Odpor spočítáme podle vztahu

$$R = \frac{8\eta l}{r^4}$$

kde η je dynamická viskozita vzduchu, r poloměr trubice a l její délka.

Podle Poiseuillova zákona je objem tekutiny protékající jednotkovou trubicí přímo úměrný tlakovému gradientu ΔP a nepřímo úměrný odporu.

$$V' = \frac{\Delta P * r^4}{8\eta l}$$

Při překročení Reynoldsova čísla se proudění stává turbulentním. Reynoldsovo číslo je bezrozměrné a spočítáme ho dle vztahu

$$\text{Re} = \frac{2rv\rho}{\eta}$$

kde v je rychlost proudění vzduchu a ρ hustota vzduchu. Hodnota kritického Reynoldsova čísla závisí na povrchu trubice a běžně se pohybuje v rozmezí 2500-3000. Při turbulentním proudění závisí rychlost proudu vzduchu na druhé odmocnině tlakového gradientu. Proto při turbulentním proudění za jinak stejných podmínek má stejný tlakový gradient za následek menší rychlost vzduchu než při proudění laminárním. Tyto hodnoty ovšem platí pro rovnou trubici kruhového průřezu. V dýchacích trubicích jsou četné nerovnosti a faktory, které přispívají ke vzniku turbulentního proudění: urychlení proudu vzduchu, veškerá zúžení, větvení dýchacích cest a hustota vdechované směsi.

Odpor dýchacích trubic se zvyšuje zúžením jejich průsvitu. Příčinou může být jak kontrakce hladkých svalů dýchacích cest, tak zvýšené vylučování očišťovacího hleny na stěnách dýchacích trubic. Tento hlen má převážně očišťovací funkci, ulpívají v něm částičky prachu a nečistot. Pomocí řasinek na stěnách trubic je tento hlen pomalu transportován (tzv. mukociliální transport) z plic do dutiny ústní. Při větším podráždění trubice (například zapadlým kouskem potravy) dochází ke zvýšené produkci hleny, který těleso pro lepší klouzavost pokryje a je následně náhlými stahy hrudníku a bránice vykašlán s hlenem z dýchacího ústrojí ven.

4 IDEALIZOVANÉ MODELY PLIC

4a Weibelův model

První, kdo se pokusil geometricky popsat plíce až po poslední dělení pomocí matematického modelu, byl Edward R. Weibel, profesor anatomie na universitě v Bernu. Pro účel této práce by nemělo smysl citovat všechny parametry Weibelova monumentálního díla *Morphometry of The Human Lung* vydaného v r. 1963 v Berlíně. Stačí uvedení základních parametrů.

Jeho model vychází z představy, že každá dýchací trubice se symetricky dělí a tato dělení se nacházejí v jedné rovině.

Jednotlivé generace větví jsou číslovány takto: generace č.0 je průdušnice a každá další úroveň větvení má stejné číslo generace. Průdušky jsou tedy generace č.1, po jejich rozdělení vznikne generace č.2 a tak dále až po poslední generaci č. 17. Průsvit a délka trubic je funkcí generací, nikoliv jejich polohy, takže všechny trubice v jedné generaci mají stejný průsvit i délku. Jednotlivé větve se dělí pod úhlem 70°, tedy každá nově vzniklá se odchyluje od původní větve o 35° a celé takto vzniklé větvení leží v jedné rovině. Nezhledňuje tedy prostorovou orientaci plic.

Weibelův model byl vytvořen na základě plně vyvinutých plic a rozměry jednotlivých větví odpovídají rozměrům dospělého člověka. Odvozením z Weibelova modelu T.B. Martonen došel k rovnicím, které popisují tracheobronchiální (TB) a plicní (P) parametry jako funkci věku.

„Pro průměr a délku průdušnice a dalších trubic byl odvozen vzorec

$$X(y) = \frac{X_a}{A_1} [A_2(1 - e^{A_3 y}) + A_4]$$

kde $X(y)$ je jak průměr tak i délka trubice v závislosti na věku, X_a je odpovídající hodnota dospělého člověka Weibelova modelu, y je věk v rocích, a A_1 - A_4 jsou konstanty. Hodnoty A_1 - A_4 pro délku a průměr trubic jsou v následující tabulce:

	A_1	A_2	A_3	A_4
d, trachea	1,67	1,271	-0,07	0,55
d, tracheobronchiální	1,26	0,863	-0,12	0,42
L, trachea	12,29	8,72	-0,10	4,0
L, tracheobronchiální	4,285	2,931	-0,10	1,5

Tab. 4.1 Koeficienty pro přepočítání rozměrů dospělých plic na dětské

Z měření pro děti ve věku 7, 22, 48, 96 a 360 měsíců bylo dovozeno, že geometrie plic ve věku 218 měsíců je přibližně stejná jako geometrie ve věku 360 měsíců a tím odvodil, že plíce dospívají ve věku 18 let.

Změřený objem plicních sklípků a plicních trubic byl modelován podle rovnice

$$X(y) = B_1(y)^3 + B_2(y)^2 + B_3(y) + B_4$$

kde $X(y)$ je buď objem plicních trubic nebo plicních sklípků a y je věk v rocích. Hodnoty konstant B_1 - B_4 jsou v následující tabulce:

	B_1	B_2	B_3	B_4
V_a	-0,5295	15,691	40,584	171,27
V_t	-0,0036	2,7126	110,08	105,93

Tab. 4.2 - Koeficienty pro přepočítání objemů dospělých plic na dětské

Pro délku trubic v každé generaci dělení byl odvozen vzorec

$$L(y) = \left(\frac{V_t y}{V_{t,a}} \right)^{1/3} L_a$$

kde $V_{a,t}$ a L_a jsou Weiblovy hodnoty pro objem trubice dělení a délku a y je věk v rocích.

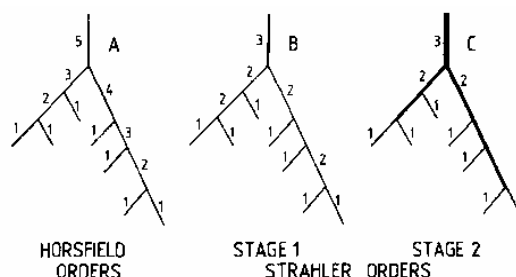
Tento model růstu dýchacích trubic v plicích je použitelný pouze při modelování plic dětí starších 5 let, protože děti mladší ještě nemají vyvinutý plný počet generací dělení.^[4]

4b Horsfieldův model

Model, vycházející více z reálné geometrie plic, publikoval Keith Horsfield. Podkladem pro tento model byly plíce muže 56 let starého. Tento model už zohledňuje asymetrické větvení jednotlivých generací i prostorovou geometrii plic.

Číslování jednotlivých generací tohoto modelu vychází z jiného principu. Tím je upravené Strahlerovo pořadí. Jejím principem je začátek v těch nejdlehlších částech a dále narůstá s přibývajícím splýváním jednotlivých proudů (trubic). Strahlerovo pořadí zvyšuje index generace, pokud je výsledný průměr trubic, které splývají, větší než součet průměrů obou splývajících trubic.

Horsfieldem upravené Strahlerovo pořadí toto nebere v potaz. Pakliže se setkají dvě rovnocenné větve, jejich nadřazená generace má číslo vyšší o jedna. Pakliže se ale setkají dvě nerovnocenné větve (na větev 3. generace se připojuje větev o parametrech generace 1) tak číslo generace zůstává stejné (číslo generace zůstává nadále 3). Zvyšování čísla generací se tedy děje pouze když se setkají dvě rovnocenné větve a tak je ošetřeno asymetrické připojování-se slabších větví na hlavní.



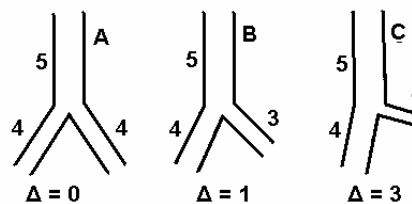
Obr.4.1^[6] Horsfieldovo upravené číslování jednotlivých větví

Pro poměr délek jednotlivých větví Horsfield zvolil koeficient RI, který byl vypočten z kritérií nejmenšího průsvitu trubic, ztrát třením o stěny trubice a nejmenšího objemu trubic pro jednotlivé části větvení. Tento koeficient se mění v závislosti na generaci větvení tak, aby odpovídal skutečným plicím.

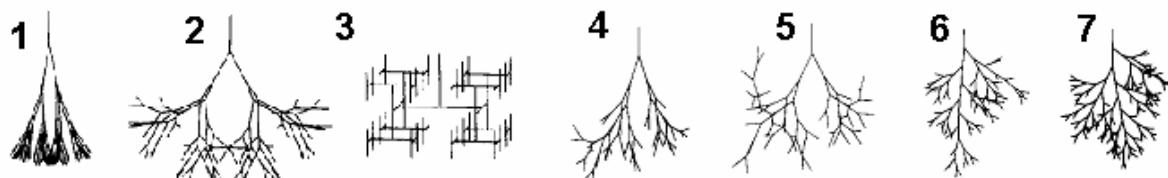
Pro vyjádření asymetrie připojování jednotlivých větví používá číslo delta, které nabývá hodnot od 0 do 3 a kritéria pro přiřazení lze vidět z následujícího obrázku. V modelu je prvním dvěma dělením přiřazen koeficient asymetrie 1 a 2, všem dalším až do 13. generace číslo 3, pak dvěma generacím číslo 2 a všem následujícím 0.

δ	Mean branching angle in data		Angles used in generated trees	
	Major	Minor	Major	Minor
0	24.0	24.0	24	24
1	18.7	26.3	17	36
2	17.5	30.3	9	48
3	8.8	41.9	2	60
4	1.8	59.9		

Obr. 4.2^[5] - Hodnoty pro jednotlivé úhly odklonu pro různé hodnoty čísla Δ . Čísla v levém sloupci, reprezentující skutečné plíce jsou převzata z [9]



Obr 4.3^[6] - Příklad hodnot Δ pro různě asymetrické větvení



Obr. 4.4^[5]

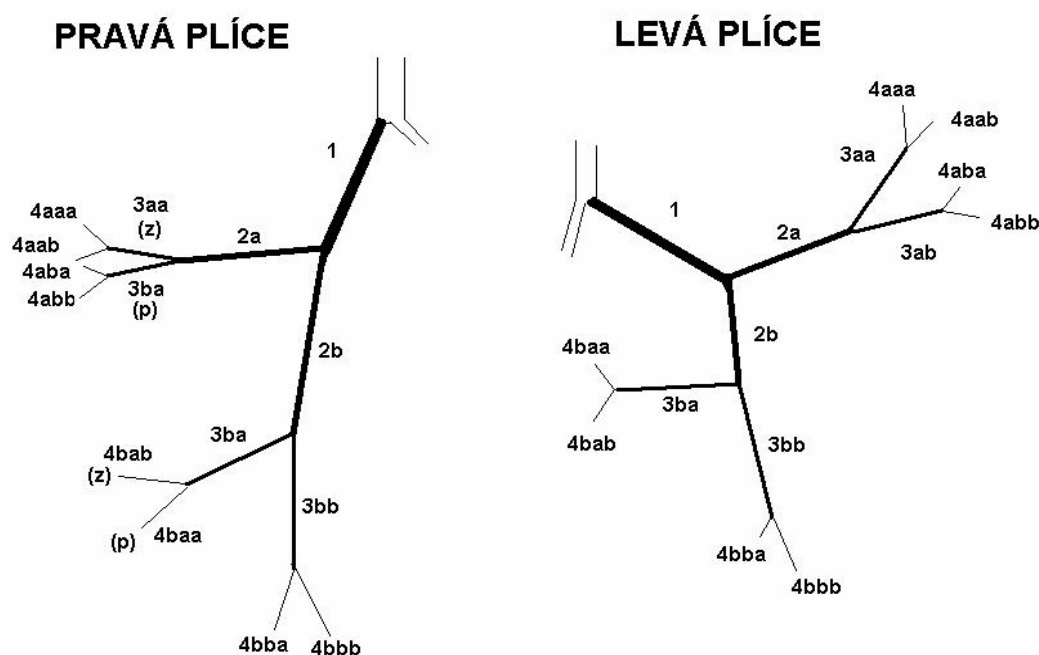
1,2,3 - Symetrické větvení s poměrem délek větví 0,9 a úhlem odklonu 10°, 30° a 90
4,5 - Asymetrické větvení se stejnými generacemi (jako 1,2 a 3, ale některé větve jdou „hlouběji“)
a lišícími-se úhly odklonu.

6,7 - Zcela asymetrické větvení s poměrem RI=0,935 a úhly dle obr. 4.2

5 GEOMETRIE SKUTEČNÝCH PLIC

5a Značení

Pro účel porovnání jednotlivých geometrií musíme zavést souřadný systém, lépe řečeno dvě základní roviny lidského těla. Pro jednoduchost se budeme držet zavedeného lékařského názvosloví. Rovina, procházející středem těla napříč a rozdělující tak tělo na levou a pravou polovinu se nazývá rovina střední (mediánní). Druhá rovina je kolmá na mediánní a rozděluje tělo na přední a zadní polovinu. Tato rovina se nazývá rovina frontální. Obě tyto roviny umístíme tak, aby procházely průdušnicí. Směr dopředu k hrudníku je ventrális, anterior, směr dozadu k páteři je dorsális, posterior.



Obr. 5.1 Značení jednotlivých větví - přední pohled na levou a pravou plíci
Jedná se o přední pohled, (p) znamená že v tomto pohledu trubice vystupuje dopředu k nám, (z) znamená že se odkládá od nás dozadu.

V následujících tabulkách jsou uvedeny naměřené hodnoty na 3D modelu skutečných plic. Tento model byl vytvořen v rámci [13]. V levém sloupci je uvedeno číslo generace. Každé generaci je přiřazena délka s označením větve a průměr trubice dané větve. V případě že trubice podstatně mění svůj průřez, je uveden větší i menší průřez a jejich aritmetický průměr je níže uveden jako výchozí hodnota pro další měření.

Tab 5.1 – LEVÁ PLÍCE – naměřené hodnoty

gen.	[mm]								
1	l	46,58							
	d	12,4-7,56 9,998							
2	l	a 12,818				b 11,074			
	d	6,67				6,1			
3	l	aa	ab		ba		bb		
	d	11,7	14,505		12,760		16,272		
4	l	aaa	aab	aba	abb	baa	bab	bba	bbb
	d	8,829	8,140	9,552	12,253	6,815	6,753	6,000	10,636
		3,45	3,78	3,17	3,12	3,338	2,89	5,61 trich.	4,851

Tab. 5.2 – PRAVÁ PLÍCE – naměřené hodnoty

gen.	[mm]								
1	l	16,373							
	d	12,71							
2	l	a 23,268				a 26,043			
	d	8,82- 6,58 7,7				9,04- 7,94 8,49			
3	l	aa	ab		ba		bb		
	d	11,811	8,453		17,075		9,702		
4	l	aaa	aab	aba	abb	baa	bab	bba	bbb
	d	6,355	10,596	9,962	9,167	12,589	12,271	8,361	11,408
		3,5	3,4	5,22-3,63 4,425	4,29	4,26	4,65	6,88-5,33 6,1	5,27

Všechna hlavní dělení leží v mediánní rovině a od této roviny se odchyľují víceméně ve 3. generaci větvení. Pravá plíce se větví víceméně symetricky vůči frontální rovině. Při pohledu shora tak tvoří jednoduchý vějíř. U levé plíce pozorujeme dělení a odchylování od frontální roviny v jednom směru a to dozadu (tedy dorsalis). To je způsobeno umístěním srdce a tepen v přední části. Až v některém z následujících větvení dochází k odklonu dopředu k hrudníku a koncové části plic se tak vracejí k hrudníku a zčásti obepínají srdce.

Trachea se větví v podstatě symetricky pod úhlem 90°. Ostřejší úhel o 3° s osou průdušnice svírá pravá průduška. Levá průduška jde mírným obloukem dozadu a zdatelně přitom zužuje svůj průměr – cca o 5mm. Ve druhé generaci větvení je úhel dělení 67°. Trubice jdoucí směrem vzhůru se od původního směru odchyluje o 36° a leží v mediánní rovině. Trubice klesající dolů se odchyluje o 31° od původního směru a ustupuje k zádům pod úhlem cca 14° od frontální roviny.

Větvení v horní části plic (3aa a 3ab) je symetrické a obě větve ustupují od původního směru o 36°. Větev 3aa stoupá vzhůru a od frontální roviny se odchyluje dozadu o 27°, větev 3ab leží ve frontální rovině.

Čtvrtá generace vykazuje značnou asymetrii. Zatímco větev 4aab se od původního směru odchyluje jen od 21° a směřuje mírně dopředu, větev 4aaa se odchyluje o 40° a směřuje tedy s mediánní rovinou k zádům (směr posterior).

Čtvrtá generace větvení 4aba a 4abb je také značně asymetrická. Zatímco větev 4aab pokračuje zcela ve směru původní větve 3ab, 4aba se odchyluje o 58° a horizontálně ustupuje dorsálním směrem.

Větvení 3ba a 3bb není podobné klasickému větvení ve dvě části, spíše připomíná připojení slabší větve 3ba na hlavní větev 3bb. A to jak geometrií, tak průměrem. Větev 3ba je o necelé 3mm užší. Větev 3bb postupuje přímo dolů, neodchyluje se. Větev 3ba se odchyluje od původního směru o 77°, ale hned za dělením se stáčí o dalších 45°. Ve výsledku tedy pokračuje dorsálním směrem (kolmo na frontální rovinu) a klesá dolů pod úhlem 12°.

Ve čtvrté generaci tohoto větvení pokračuje 4baa nahoru o 18°, pokračuje dorsálně horizontálním směrem a částečně vyrovnává klesání předchozí větve. Dolní větev 4bab klesá dolů do těla pod úhlem 46° a o 5° se odchyluje od mediánní roviny směrem ven. Od původního směru se větev 4baa odchyluje o 22°, větev 4bab o 44°.

Nejnižší umístěné dělení 4. generace je symetrické. Každá z větví se od původního směru odchyluje o 37°, obě větve pokračují dolů odkloněny od frontální roviny o 11°. Hlavně údaje větve 4baa je třeba brát s rezervou, protože ta se záhy v 5. generaci silně asymetricky větví a prostor dělení částečně splývá s prostorem dělení 4. generace. Ve výsledku toto dělení připomíná spíše dělení na tři větve než na dvě.

Průduška pravé plíce se větví asymetricky. Zatímco větev 2a se od původního směru odchyluje o 64° a tím pádem pokračuje směrem vzhůru, větev 2a se odchyluje o 19° a strměji pokračuje dolů do plic. Tato větev výrazně mění svůj průměr, zmenšuje se o necelé dva milimetry. Celá větev 2b leží ve frontální rovině, zatímco větev 2a se od frontální roviny odchyluje o 24° dorsálním směrem.

V další generaci větev 3aa uhýbá ještě více dozadu a s frontální rovinou svírá úhel 60°. Od vodorovné osy se zvedá o 34°. Větev 3ab se odchyluje tak, že leží ve frontální rovině a od vodorovné osy se zvedá vzhůru pod úhlem 40°. Úhel dělení od původního směru je u větve 3aa 38° a u větve 3ab 26°.

Na větev 3aa navazující dělení se od původního směru větví pod úhlem 38° (větev 4aab) a pod úhlem 32° (větev 4aaa). Při bočním pohledu stoupá větev 4aaa vzhůru o 51°, kdežto větev 4aab klesá pod úhlem 14°. Při pohledu shora jde větev 4aaa kolmo na frontální rovinu dorsálním směrem, větev 4aab drží směr větve 3. generace.

Větev 4aba se od původního směru odchyluje o 41°, leží ve frontální rovině a stoupá vzhůru pod úhlem 68°. Větev 4abb se odchyluje o 49° od původního směru, velice mírně stoupá vzhůru a od frontální roviny se odchyluje o 28° směrem dopředu.

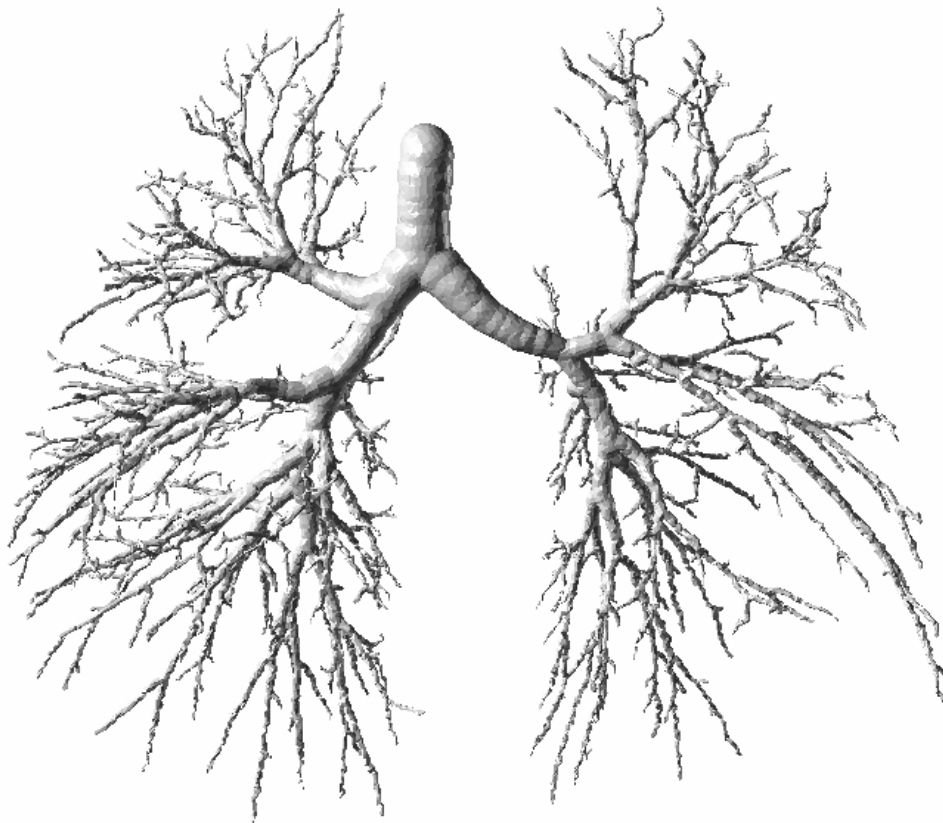
V dolní části plic dochází k rozdělení 2b na 3ba a 3bb. Větev 3ba se od původního směru odchyluje o 46°, od frontální roviny se odklání dopředu pod úhlem 23° a dolů do těla klesá pod úhlem 9°. Dále se větví na větve 4baa a 4bab. Tyto větve se symetricky od původní větve odchylují o 29°, větev 4bab se od frontální roviny odchyluje dozadu pod úhlem 22°, větev 4baa se odchyluje dopředu pod úhlem 49° od frontální roviny. Zatímco větev 4bab mírně stoupá vzhůru, větev 4baa klesá.

Větev 3bb leží ve frontální rovině, od původního směru se odchyluje o 35°, je velmi krátká a dolů klesá skloněna o 20° od mediální roviny. Vzápětí se dělí na větve 4 bba a 4bbb. Větev 4bbb pokračuje přibližně ve stejném směru jako předchozí větev, úhel odchýlení je 10°. Při pohledu zepředu zachovává stejný směr, při pohledu z boku leží celá

ve frontální rovině, mírným obloukem vyrovnává odchýlení, které vzniklo obloukovým ohybem větve 2b. Větev 4bba se od původního směru odklání o 61° , uhýbá ostře dozadu a s frontální rovinou svírá úhel 79° . Dolů klesá jen velmi pozvolna.

Samotná oblast dělení 2b na 3ba a 3bab je složitější, větev 3bb se dělí velmi brzy a 4. generace zasahuje do dělení třetí generace. Výsledkem je nejasný převládající směr a příbuznost s dělením trichotomickým. Od 4. generace je to zase větev 4bba, která určuje převládající směr a ostatní větve se na ni v dalších větveních spíše napojují.

Ačkoliv literatura uvádí, že šestý segm. bronchus se dělí trichotomicky, nikde takové větvení nebylo přímo pozorováno a všude bylo možno rozlišit byť velmi krátké úseky dichotomického větvení. Větvení nejvíce podobná trichotomickému jsou v tabulce označena poznámkou „trich.“

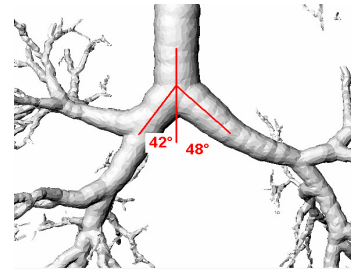


*Obr.5.1 3D model, na kterém byly hodnoty odměřovány.
Délka zde chybějící průdušnice byla změřena na jiném modelu,
vznikém v nemocnici U svaté Anny v Brně*

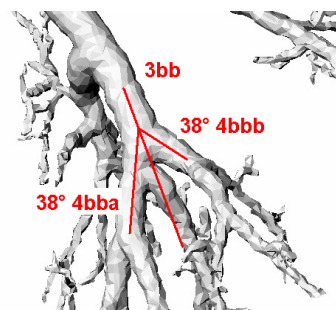
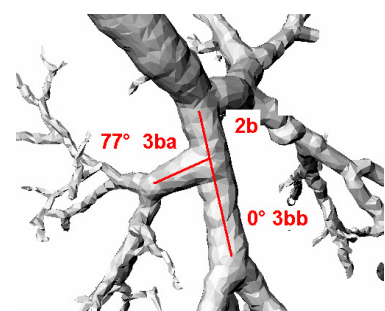
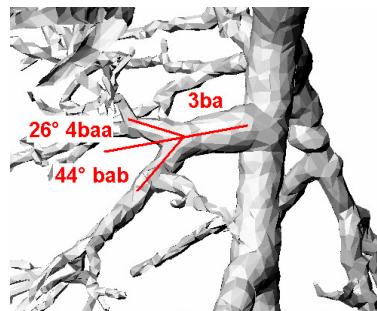
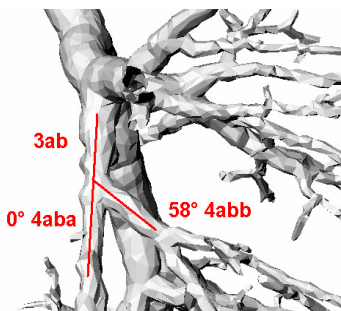
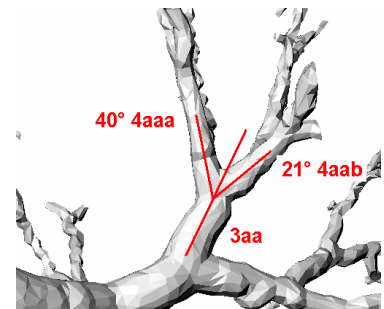
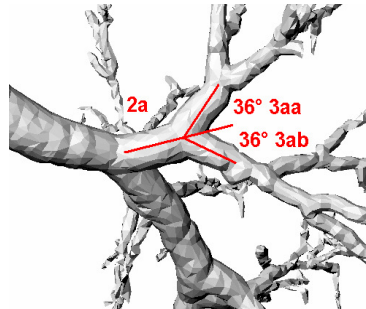
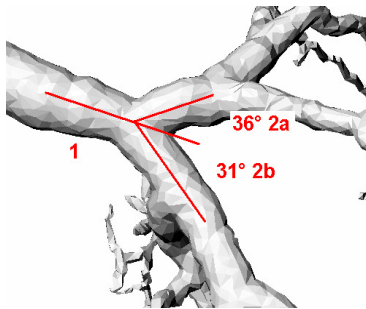
Přílohou této práce je nákres vycházející ze změřené geometrie plic se zaznačenými úhly odklonu od mediální a frontální roviny.

5b Úhly odklonu

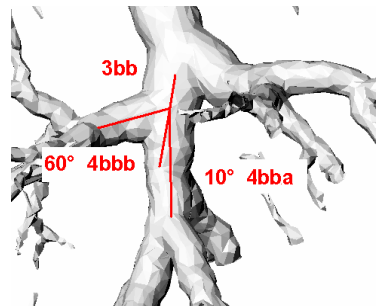
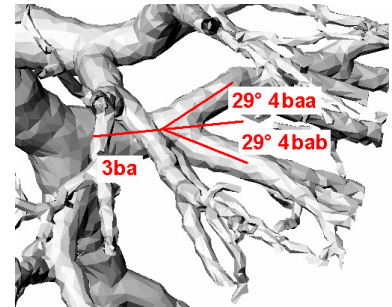
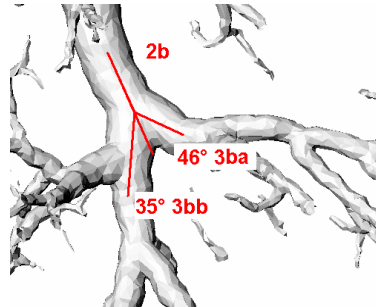
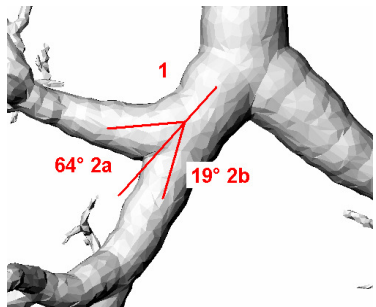
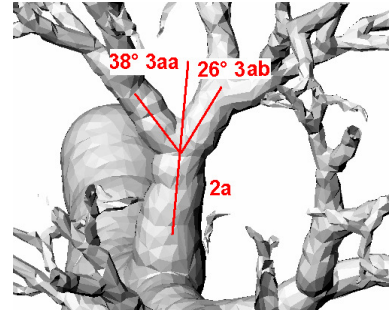
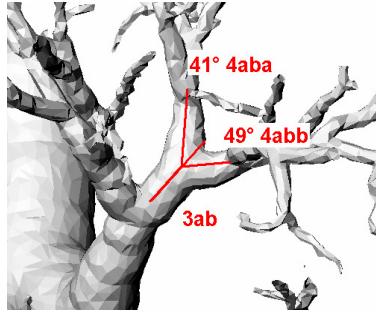
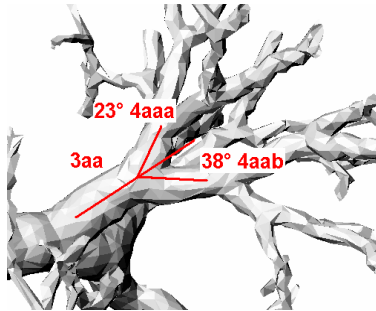
Dělení na jednotlivé větve neprobíhá v jedné určité rovině, ale naopak každá rovina dělení větví je natočena v prostoru o určitý úhel. Pro změření úhlů odklonu od původního směru trubice je každé dělení natočeno v prostoru tak, aby na rovinu dělení bylo nahlíženo kolmo a v takovémto pohledu byly změřeny jednotlivé úhly. Pokud na schématech neodpovídá odklon uvedené hodnotě, je to proto, že pohledy a zakreslování os byly provedeny až dodatečně po změření. Uvedené hodnoty byly získány za pomoci CAD programu.



LEVÁ PLÍCE



PRAVÁ PLÍCE



6 POROVNÁNÍ WEIBELOVA MODELU

Délky a průměry větví Weibelova modelu podle [7]. Délky a průměry trubic pro skutečné plíce jsou vypočteny jako aritmetický průměr délek všech trubic skutečného modelu odpovídajících Weibelovu pořadí.

Pořadí generace	Weibelův model		Skutečné plíce	
	Délka [mm]	Průměr [mm]	Délka [mm]	Průměr [mm]
0 (trachea)	120	18	100	14,26
1	47,6	12,2	31,48	13,85
2	19,0	8,3	18,3	7,24
3	6,5	4,8	12,79	5,74
4	10,9	3,9	9,36	3,94
5	9,2	3,0	-	-
6	7,9	2,4	-	-
7	6,5	2,0	-	-
8	5,5	1,6	-	-
9	4,6	1,3	-	-
10	3,9	1,1	-	-
....

Tab.6.2 Hodnoty pro Weibelův model a odpovídající délky skutečných plic.

gen.	Jednotlivé úhly odchýlení od směru předcházející generace																	
1	42	48																45
2	36	31	64	19														37,5
3	38	26	35	46	77	0	36	36										36,75
4	32	38	41	49	29	29	61	10	40	21	58	0	26	44	38	37		34,56
	Průměrný úhel odchýlení																38,45°	

Tab. 6.2 Porovnání úhlu odklonu jednotlivých dělení pro Weibelův model. Hodnoty pro každou generaci a pro výsledný úhel jsou vypočteny jako aritmetický průměr naměřených hodnot

Nedostatky Weibelova modelu jsou jasně viditelné. Plíce určitě nejsou plochý orgán. Nemusí být ani nedostatek tohoto modelu, že se jednotlivé větve modelu kříží a překrývají. Pro matematický popis proudění není třeba zabývat se tím, že trubice jsou tělesa, která zaujímají nějaký prostor a nemohou se v realitě křížit. Proto je možné nahradit reálnou geometrii dvourozměrným modelem.

7 POROVNÁNÍ HORSFIELDOVA MODELU

Porovnání délek a průměrů bylo provedeno po přiřazení jednotlivých délek naměřených hodnot odpovídajícím generacím. Hodnoty pro Horsfieldův model jsou převzaty z [8].

			Horsfieldův model		Skutečné plíce dle literatury		Skutečné plíce Horsf. metoda D	
Generace		Δ	Délka [mm]	Průměr [mm]	Délka [mm]	Průměr [mm]	Délka [mm]	Průměr [mm]
0 (trachea)	35	1	100.0	16.00	100	14,26	100	14,26
1	34	2	50.0	12.00	46,58	9,99	46,58	9,99
1	33	3	22.0	11.00	16,37	12,71	14,60	9,69
2	32	3	11.0	8.00	24,57	8,09	16,27	6,70
2	31	3	10,50	7,30	11,95	6,39	14,38	5,6
3	30	3	11,30	5,90	12,78	5,74	10,47	4,87
4	29	3	11,30	5,90	9,26	4,11	10,74	4,44
5	28	3	9,70	5,40	9,31	4,14	8,32	3,81
6	27	3	8,83	3,45

Tab.7.1 Hodnoty pro Horsfieldův model a odpovídající délky skutečných plic

Jak je vidět, i Horsfieldův model se odlišuje od reálné geometrie. Z výsledných hodnot lze vyvodit několik závěrů.

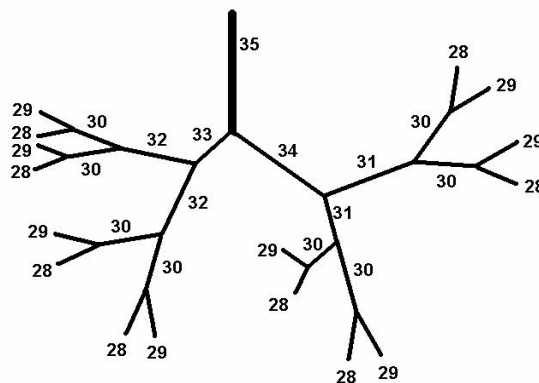
Hodnoty v generacích si odpovídají jen přibližně, rozdíly mohou být způsobeny rozdílným číslováním větví.

První metoda číslování vychází z [9].

Takto bylo možno přiřadit průduškám čísla 33 a 34. V případech, kdy nebylo možno jednoznačně přiřadit čísla jednotlivým větvím, byla přiřazena větší čísla delším větvím v dané generaci. S určitostí bylo možno přiřadit pouze číslo 30.

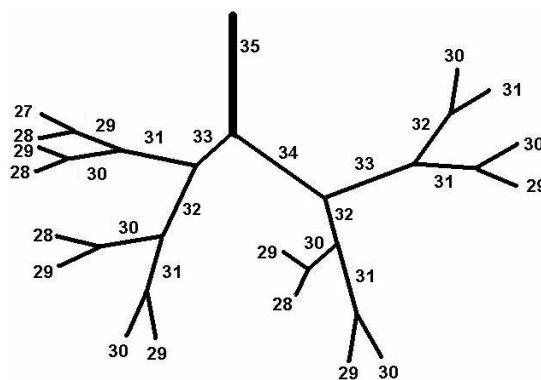
Délky větví 34 a 33 přibližně odpovídají délkám levé a pravé průdušky. Průměr pravé průdušky Horsfieldova modelu se shoduje s větším průměrem naměřeným na plicích, ovšem v blízkosti prvního větvení průměr průdušky značně klesá a průměrná hodnota je tedy menší.

Délka pravé průdušky také odpovídá, větší průměr je dán krátkou délkou trubice a tím, že se velmi brzy rozděluje. V dalších generacích se již údaje rozcházejí, i když náznak shodného růstu délek v 30. generaci je patrný.



Obr. 7.1 Číslování větví Horsfieldova modelu metodou 1

Druhá metoda vychází ze [6] a spočívá v číslování podle Horsfieldova upraveného pořadí, kdy jsou jednotlivé větve porovnávány na základě svých průměrů, nebo průměrných hodnot průměrů, pokud se významně mění. Jediná výjimka v zavedeném pořadí byla u větve 34 a 33, kde by levá průdušnice měla mít přiřazeno nižší číslo. Délka větve a též schémata Horsfieldova číslování pro první generace však ukazují, že levá průdušnice má index 34.



Obr. 7.2 Číslování větví Horsfieldova modelu metodou 2

8 POROVNÁNÍ MODELŮ NA ZÁKLADĚ REYNOLDSOVA ČÍSLA

Toto porovnání slouží ke kvalitativnímu určení parametru proudění v jednotlivých modelech a ve skutečných plicích. Výpočtem Reynoldsova čísla dle vzorce

$$Re = \frac{v_s * d}{\nu}$$

kde v_s [m/s] je střední rychlost proudění v jednotlivých řezech
 d [mm] je průměr dýchací trubice [mm]
 ν [m²/s] je kinematická viskozita vzduchu.

Pro viskozitu vzduchu o teplotě 25°C byla interpolována hodnota $1,56 \cdot 10^{-5}$ [m²/s].

Výpočet byl proveden tak, že každé větvi dle schématu převzatého ze zdroje [10] byl přiřazen odpovídající průměr z tabulky pro délky větví Weibelova a Horsfieldova modelu a odměřených hodnot skutečných plic. Střední rychlost proudění je hodnota převzatá z [10].

Značení jednotlivých průřezů je rověž stejné.

Řezy	Značení			v[m/s]	Reynoldsovo číslo [-]		
	Plíce	We.	Ho.		Plíce	We.	Ho.
A	L1	1	34	-	-	-	-
B	L2a	2	31	0,73	313	573	343
C	P2b	2	32	0,78	452	610	400
D	P3ab	3	30	0,84	299	447	318
E	P3bb	3	30	0,71	374	377	268

Tab. 8.1 Hodnoty Reynoldsova čísla pro skutečné plíce, Horsfieldův a Weibelův model

ZÁVĚR

V souladu s předpoklady se geometrie Weibelova i Horsfieldova modelu odlišují od reálné geometrie.

Weibel pro svůj model zvolil úhel dělení 70° , tedy odklon trubice od směru trubice o generaci výše 35° . Jak je vidět z tabulky výše, tato volba byla velmi dobrá, protože aritmetický průměr všech úhlů dělení do 4. generace je okolo 38° s klesající tendencí pro každou další generaci. V případě detailněji popsaného modelu plic až do osmé až desáté generace odhaduji, že by se tento průměr ustálil na hodnotě blízké 35° .

Délky větví v jednotlivých generacích se rozcházejí s délkami naměřenými na odlitku plic. Jak uvádí [11], parametry Weibelova modelu nejsou pro prvních několik generací (první až pátou) nejsou odpovídající, ale v dalších generacích se již velmi dobře shodují. Tento zdánlivý nedostatek není tolik podstatný. Důvodem modelování proudění vzduchu v plicích je většinou výzkum usazování a zanášení kanálků. V prvních generacích jsou stěny trubic hladké a pokryté hlenem, který je vykašláván. Tímto způsobem jsou trubice často čištěny a usazené látky dostávají ven z těla. Usazování se projevuje mnohem hlouběji v plicích, kde nejsou trubice pokryty řasinkovým epitelem nebo částečně a zcela alveolizované.

Výhodou Horsfieldova modelu je jeho asymetrie, čímž dokáže lépe simulovat mísení proudů vzduchu různých intenzit. Obě metody přibližně zachovávají asymetrii dělení pro první dvě generace (průdušky), ovšem v dalších generacích se značně rozcházejí. Lépe v tomto porovnání vychází porovnání první metodou, která docela dobře popisuje délky větví i v nižších generacích. Odlišnosti jsou víceméně způsobeny přiřazením indexů k větvím v dělení skutečných plic. Při výpočtu délek první metodou byl v místě neurčitého indexování přiřazen vyšší index větví s větší délkou. Druhá metoda je obecnější a je možné, že s obměnami by bylo možno dosáhnout lepšího přiblížení se Horsfieldovu modelu. Tedy, že by se vhodně zvoleným číslováním mohlo lépe přiblížit skutečné plicní geometrii. Mohutnost větví by bylo možno porovnávat nejen na základě délek nebo průměrů větví, ale také jejich součinem či součinem délky a kvadrátu průměru, který by snad lépe popsal, která větev je hlavní a která vedlejší.

Číslo delta, které Horsfield pro každé větvení zavedl, je až příliš vysoké pro jednotlivá dělení. Při porovnání úhlů odklonu je patrné, že většina větvení je částečně symetrická a pouze v ojedinělých případech dochází ke styku jedné průběžné větve a jedné bočně se na ni připojující. Lépe by proto bylo popsat symetrická dělení s tolerancí do $10-15^\circ$ číslem 0 nebo 1, všechna ostatní dělení číslem 2 a jen pro značně asymetrické dělení číslem 3.

Kritické Reynoldsovo číslo pro trubici kruhového průřezu je 2300. Náš výpočet Reynoldsova čísla pro jednotlivé modely ukazuje, že oba modely lze popsat pomocí laminárního proudění. Weibelův model, díky větším průměrům trubice, dosahuje vyšších hodnot než skutečné plíce. Hodnoty spočtené pomocí Horsfieldova modelu jsou v prvních třech řezech jen málo odlišné od skutečných plic, což potvrzuje jeho větší podobnost skutečným plicím pro prvních několik generací dělení.

Pokud alespoň řádově porovnáme tyto hodnoty s experimentálně zjištěnými hodnotami Reynoldsova čísla v [11] vidíme, že námi vypočítané hodnoty jsou nižší než skutečné. Náš výpočet vychází z předpokladu rovných a hladkých trubic kruhového průřezu, ale skutečné proudění v dýchacích trubicích je turbulentní z důvodu mnoha nerovností a překážek, které vzduch při proudění překonává. V [11] je tento vliv již zahrnut.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] PALEČEK, František et al. *Patofyziologie dýchání*. 2. vyd. Praha: Academia, 1999. 402 s. ISBN 80-20-0723-7
- [2] PETROVICKÝ, Pavel a kol. *Systematická topografická a klinická anatomie*. Praha: Karolinum, 1997, 88 s. ISBN 80-7184-108-0
- [3] NĚMEC, Miloš. *Měření dechové frekvence*. <http://www.milosnemec.cz/dech.pdf>, 2005
- [4] ISAACS, Kristin K.; MARTONEN Ted B. Particle Deposition in Children's Lungs: Theory and Experiment. *Journal of Aerosol Medicine*. 2005, Vol. 18, Issue 3, Pages 337- 353.
- [5] HORSFIELD, K.; THURBECK A. Computer simulation of the geometry of the human bronchial tree. *Bulletin of Mathematical Biology*. 1984, Vol. 46, Issue 3, Pages 389-398, ISSN 0092-8240 (Print) 1522-9602 (Online)
- [6] HORSFIELD, K.; THURLBECK, A. Computer simulation of the geometry of the human bronchial tree. *Bulletin of Mathematical Biology*. Vol. 46, Number 3, 1984, Pages 389-398, ISSN 0092-8240 (Print) 1522-9602 (Online)
- [7] ULTMANN, J.S. Gas transport in conduction airways. *Lung biology in health and disease*. 1985, Vol. 25, Pages 63-136, ISSN 0362-3181
- [8] HORSFIELD, K. Morphometry of airways, *Handbook of Physiology*. 1986, Vol. 3, Chapter 7.
- [9] POLAK, Adam G.; LUTCHEN, Kenneth R. Computational Model for Forced Expiration from Asymmetric Normal Lungs. *Annals of Biomedical Engineering*. 2003, Vol. 31, Issue 8, Pages 891-907, 0090-6964 (Print) 1573-9686 (Online)
- [10] ZHENG, Li; KLEINSTREUER, Clemement; ZHE Zhang. Simulation of airflow fields and microparticle deposition in realistic human lung airway models. Part I: Airflow patterns. *European Journal of Mechanics - B/Fluids*. 2007, Vol. 26, Issue 5, Pages 632-649, ISSN 0997-7546
- [11] LEE, Jin W. et al. Fluid-dynamic optimality in the generation-averaged length-to-diameter ratio of the human bronchial tree. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2007, Vol 45, Issue 11, Pages 1071-1078, 0140-0118 (Print) 1741-0444 (Online)
- [12] FORMAN, M. ; JÍCHA, M. ; KATOLICKÝ, J. Aerosol deposition in human airways during breathing cycle. *Applied and Computational Mechanics*. 2007, Vol. 1, No.2, Pages 437-444, ISSN 1802-680X, University of West Bohemia
- [13] SCHMIDT, A.; ZIDOWITZ, S.; KRIETE, A.; DENHART, T.; KRASS, S.; PEITGEN, H. O. A digital reference model of the human bronchial tree. *J. Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2004, Vol. 28, Pages 203-211.

SEZNAM PŘÍLOH

- [1] Příloha 1 – Výkres změřené geometrie plic do 4. generace větvení se zakótovanými úhly odklonu jednotlivých větví.