



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ ŠÍŘENÍ LIDSKÉHO HLASU VOKÁLNÍM TRAKTEM A V PROSTORU OKOLO TĚLA

NUMERICAL SIMULATION OF HUMAN VOICE PROPAGATION THROUGH THE VOCAL TRACT AND
IN THE SPACE AROUND THE BODY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JIŘÍ BATELKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PAVEL ŠVANCARA, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Bc. Jiří Batelka**
Studijní program: Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor: Biomechanika
Vedoucí práce: **Ing. Pavel Švancara, Ph.D.**
Akademický rok: 2021/22

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 diplomové práce:

Výpočtové modelování šíření lidského hlasu vokálním traktem a v prostoru okolo těla

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Analýza šíření hlasu od hlasivek přes vokální trakt a dále do prostoru okolo hlavy a těla člověka je důležitá pro vývoj přesných metod měření hlasu a také pro kalibraci mikrofونů pro nahrání řeči a zpěvu. Jednou z možností jak tento problém řešit je využití výpočtového modelování. Cílem práce je vytvořit konečněprvkový výpočtový model lidského vokálního traktu a prostoru okolo hlavy a těla člověka. Na tomto modelu provést výpočty šíření akustických vln a analyzovat zvukové pole v oblasti okolo těla člověka.

Cíle diplomové práce:

- 1) Stručně popište funkci vokálního traktu a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
- 2) Na základě literatury uveďte přehled současných přístupů při výpočtovém a experimentálním modelování šíření hlasu lidským vokálním traktem a v prostoru okolo hlavy a těla.
- 3) Vytvoření konečněprvkového (MKP) výpočtového modelu vokálního traktu a prostoru okolo hlavy a těla člověka.
- 4) Provedte výpočty a analýzu šíření akustických vln vokálním traktem a v prostoru okolo těla člověka.

Seznam doporučené literatury:

TITZE, I. R. The Myoelastic-Aerodynamic Theory of Phonation. Denver and Iowa City: National Centre for Voice and Speech, 2006. ISBN 0874141567.

ŠVEC, J. Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu. disertační práce, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, 1996.

ZIENKIEWICZ, O.C. a R.L. TAYLOR. The Finite Element Method. Oxford: Butterwoth-Heineman, 2011. ISBN 1856176304.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato diplomová práce se v první části zabývá popisem teorie zdroj-filtr tvorby lidského hlasu, anatomie hrtanu, možných přístupů k modelování tvorby lidského hlasu a vybraných prací využívající tyto přístupy. Následuje stručný popis vybraných veličin používaných v akustice a tvorba modelů. Byly vytvořeny modely samostatné hlavy a hlavy s torzem těla muže a ženy, včetně provedení testu sítě k určení vhodné velikosti prvku. Modely vytvořené v této práci se zaměřují na popis šíření zvuku především v prostoru před tělem a vliv torza na šíření zvuku. Přítomnost torza se projevuje výkyvy v frekvenčních závislostech v oblasti od 1 000 Hz do 8 000 Hz, více výraznými při nižších frekvencích. V transverzální rovině se přítomnost torza projevuje nižší SPL ve směru před ústy a vyšší SPL po stranách pro některé frekvence. Oblasti s poklesem SPL před ústy se shodují s frekvencemi s vyšší SPL po stranách v porovnání se směrem před ústy. Tato pozorování se shodují s výsledky ostatních prací. V transverzální rovině nejsou výrazné rozdíly mezi modely s různými torzy. Pod vodorovnou rovinou narůstá vliv odrazů od těla a lze pozorovat rozdíly mezi modely s torzem, např. u modelu s mužským torzem není patrný pokles SPL před ústy ve směrovém diagramu při některých frekvencích.

Abstract

This master's thesis handles description of the source-filter theory of voice production, anatomy of larynx, possible approaches to voice production modelling and selected works using these approaches in first chapter. Brief description of selected quantities used in acoustics and model creation follows. Models of only the head and head with female and male torso are created, including mesh testing to determine suitable element size. Models created in this thesis focus on description of voice propagation primarily in front of body and on influence of torso on sound propagation. Inclusion of torso results in fluctuations in frequency domain in range from 1 000 Hz to 8 000 Hz, more pronounced near lower frequencies. In transverse plane the presence of torso manifests in lower SPL in front of mouth and higher SPL on the sides for several frequencies. Regions with decrease of SPL in front of mouth are coincident with frequencies, where higher SPL on sides in comparison with direction in front of the mouth is evident. These observations are in agreement with other works. No significant differences were observed between models with different torsos in the transverse plane. Below the transverse plane differences between models with different torsos can be observed, for example for some frequencies decrease in SPL isn't observed in front of mouth in directivity diagrams for model with male torso.

Klíčová slova

řeč, směrovost, vokální trakt, metoda konečných prvků, harmonická analýza

Keywords

speech, directivity, vocal tract, finite element method, harmonic analysis

Bibliografická citace

BATELKA, J. *Výpočtové modelování šíření lidského hlasu vokálním traktem a v prostoru okolo těla*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2022. 66 s. Vedoucí Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Pavla Švancary, Ph.D. s použitím zdrojů uvedených v seznamu.

Bc. Jiří Batelka

Rád bych poděkoval vedoucímu této práce Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za velmi trpělivý, vstřícný přístup, pomoc s výpočty a cenné připomínky.

Bc. Jiří Batelka

Obsah

1	Úvod	3
2	Systémová metodologie	4
2.1	Problémová situace	4
2.2	Formulace problému	4
2.3	Dílčí síle řešení problému	4
3	Biomechanika tvorby lidského hlasu	5
3.1	Teorie zdroje a filtru	5
3.1.1	Zdrojový hlas	6
3.1.2	Filtr	6
3.2	Anatomie hrtanu	7
3.2.1	Kostra hrtanu	7
3.2.2	Svalstvo hrtanu	8
3.2.3	Hlasivky	9
4	Přehled modelů vokálního traktu	10
4.1	Jednorozměrné výpočetní modely vokálního traktu	10
4.2	Dvourozměrné výpočetní modely vokálního traktu	11
4.3	Trojrozměrné výpočetní modely vokálního traktu	12
4.4	Přehled vybraných modelů vokálního traktu	12
5	Akustika	18
5.1	Základní veličiny používané v akustice	18
5.2	Vlnová rovnice	19
5.3	Metoda konečných prvků v akustice	19
5.3.1	Modální analýza	20
5.3.2	Harmonická analýza	20
6	Tvorba modelu	21
6.1	Geometrie	21
6.2	Tvorba sítě	21
6.3	Vlastnosti prostředí, okrajové podmínky a nastavení analýzy	22
6.3.1	Vnější hranice výpočetní domény	22
6.3.2	Okrajové podmínky	23
6.4	Umístění vyhodnocovacích bodů	25
6.5	Interpolace výsledků	30
6.5.1	Metoda IDW	30
7	Analýza výsledků	31
7.1	Frekvenční závislost	31
7.1.1	Model hlavy	32
7.1.2	Model ženy	34
7.1.3	Model muže	38
7.1.4	Porovnání mezi modely ve vybraných bodech	41

OBSAH

7.2	Směrovost	43
7.3	Srovnání výsledků s dostupnou literaturou	49
7.4	Vykreslení hladiny akustického tlaku pro vybrané frekvence a modely	50
7.5	Body na tváři	57
8	Závěr	60
	Bibliografie	62

1. Úvod

Vzájemná komunikace je neodmyslitelnou součástí lidského života. Nejzákladnějším komunikačním prostředkem lidstva je řeč. Lidská řeč nese kromě informací obsažených v samotných prohlášeních také informace o citovém rozpoložení, zdravotním stavu nebo identitě mluvčího. Poruchy hlasu a řeči mají výrazný dopad na kvalitu života postižených.

Jednou z teorií popisující tvorbu hlasu je teorie zdroj-filtr, podle které slouží hlasivky jako zdroj zdrojového hlasu, který je dále upravován při průchodu vokálním traktem. Prostor v okolí těla lze ve smyslu této teorie chápat jako součást filtru.

Jedním z aspektů řeči je šíření hlasu do volného prostoru přes ústa mimo vokální trakt. Nebude žádným překvapením, že řeč se lépe šíří do oblasti před ústy. Podrobným studiem šíření zvuku se zabývali někteří před více než 200 lety[1]. Podrobné porozumění šíření hlasu v okolí lidského těla nachází využití v architektuře při návrhu divadel či přednáškových hal, optimalizaci umístění mikrofonů nebo jejich frekvenční korekci pro nahrávání nebo telekomunikaci a syntézu nebo modelování hlasu ve virtuálních prostředích.

Rozvoj výpočetní techniky v posledních několika desetiletí umožňuje řešit problémy spojené s šířením zvuku použitím výpočetního modelování i pro složitější případy. Metoda konečných prvků se uplatňuje jak při studiu tvorby zdrojového hlasu společně s výpočetním modelováním proudění tekutin, tak pro studium následného šíření zvuku vokálním traktem a okolím těla.

V teoretické části práce je popsána teorie zdroj-filtr tvorby lidského hlasu a anatomie hrtanu, přehled možných přístupů k modelování tvorby lidského hlasu a vybraných prací zabývajících se modelováním funkce vokálního traktu. Součástí práce je také stručný přehled vybraných akustických veličin, používaných v této práci a popis vlnové funkce pro šíření zvuku a její diskretizace pro metodu konečných prvků.

V druhé části práce byl vytvořen model šíření zvuku vokálním traktem a okolím těla při fonaci samohlásky [a] a prezentovány výsledky získané výpočetním modelováním.

2. Systémová metodologie

Jedním z cílů systémové metodologie je být metodologií pro řešení problémů. Systémová metodologie definuje problémovou situaci, jako nestandardní situaci, která se od běžné situace liší tím, že její řešení vyžaduje užití jeních, než rutinních činností[2]. Problém jsou poté subjektem naformulované podstatné skutečnosti z problémové situace, které vyžadují řešení[2].

2.1. Problémová situace

Podrobné znalosti šíření hlasu vokálním traktem a v prostoru okolo těla jsou zapotřebí k vývoji metod pro měření hlasu a pro frekvenční korekci mikrofonů pro nahrávání řeči a zpěvu a pro některé metody počítačové syntézy hlasu. Existuje také podezření na možný vliv odrazů od povrchu těla, které předchozí práce neuvažují.

2.2. Formulace problému

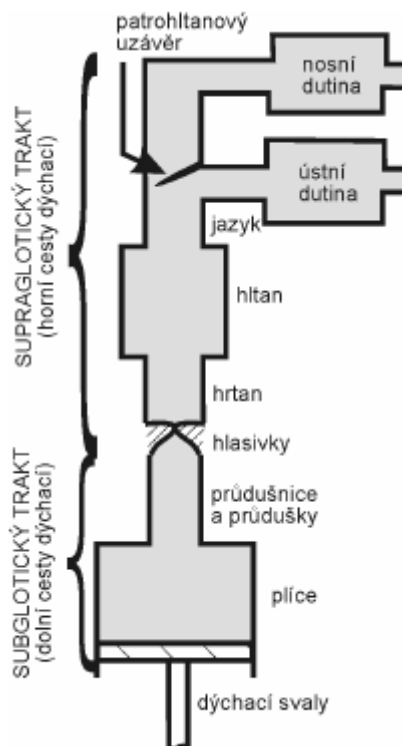
Analýza šíření hlasu do prostoru před ústy a okolo těla pomocí počítačového modelování.

2.3. Dílčí síle řešení problému

1. Zpracování rešerše se zaměřením na anatomii a funkci vokálního traktu, již existující výpočetní modely a experimenty a akustické vlastnosti povrchu vokálního traktu, kůže a vlasů.
2. Tvorba modelu včetně určení hustoty sítě testem vlivu sítě, volba vyhodnocovacích bodů a samotné řešení.
3. Vyhodnocení výsledků včetně jejich porovnání s očekáváním a výsledky ostatních prací.

3. Biomechanika tvorby lidského hlasu

Tvorbu lidského hlasu zajišťuje dýchací ústrojí. To zahrnuje plíce, průdušky, průdušnici, hrtan, hltan, ústní a nosní dutinu [3]. Hlasivky, uložené v hrtanu rozdělují dýchací ústrojí na dvě části, subglotický trakt pod hlasivkami a supraglotický nebo také vokální trakt nad hlasivkami.



Obrázek 3.1: Schématické znázornění vokálního traktu [3]

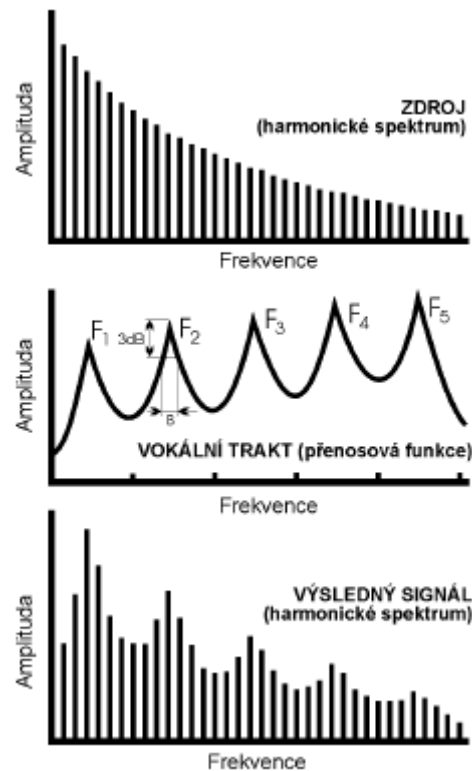
3.1. Teorie zdroje a filtru

Plíce při výdechu zmenšují pomocí dýchacích svalů svůj objem, čímž vzniká přetlak. Vzduch následně proudí průduškami a průdušnicí do hrtanu. V hrtanu jsou uloženy hlasivky, které proud vzduchu rozechvívá. Kmity hlasivek přerušují proud vzduchu a vznikají periodické změny tlaku - zdrojový hlas. Ten se dále šíří přes vokální trakt do volného prostoru. Zdrojový hlas je dále při průchodu vokálním traktem modulován.

Hlasivky v tedy plní roli zdroje akustického signálu, zatímco vokální trakt následně působí jako akustický filtr a upravuje vstupní signál. Tato teorie tvorby hlasu se nazývá zdroj-filtr, a její základní předpoklad je nezávislost zdroje a filtru.

Teorii zdroj-filtr se běžně popisuje produkce samohlásek. Kromě hlasivek se na řeči mohou podílet také jiný zdroje zvuku, např. turbulence u frikativ (např. [s] nebo [z]).

3.1. TEORIE ZDROJE A FILTRU



Obrázek 3.2: Tvorba frekvenčního spektra del teorie zdroj-filtr. [3]

3.1.1. Zdrojový hlas

Zdrojový hlas vzniká při znělé fonaci přerušováním proudu vzduchu kmitajícími hlasivkami, a skládá se ze základního tónu F_0 a vyšších harmonických s rozdílnou amplitudou i fází. S rostoucí frekvencí se snižuje amplituda harmonických, a to obecně o 6 dB za oktávu (tj. o 6 dB při dvojnásobné frekvenci) pro hlasitou řeč. Vzájemná velikost i počet vyšších harmonických se však u jednotlivých lidí liší, což se projeví na zabarvení hlasu[4].

Výšku základního tónu lze ovlivnit nastavením hlasivek. Napnutější hlasivky vytvářejí vyšší tón s nižším počtem vyšších harmonických[4]. Základní frekvence se u většiny lidí pohybuje v rozsahu od 150 Hz do 400 Hz.

Při šepotu jsou hlasivky oddáleny a nekmitají. Zdrojový hlas v tomto případě vzniká díky turbulencím. Výsledné spektrum zdrojového hlasu je při šepotu spojitě a přibližně konstantní.

3.1.2. Filtř

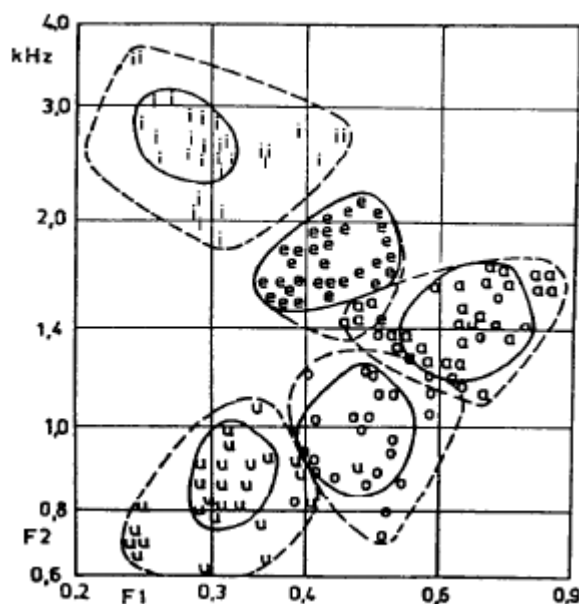
Zdrojový hlas je přetvářen při průchodu vokálním traktem. Vokální trakt tvoří několik akustických dutin (hrdelní, ústní, nosní a retní). Z hlediska tvorby samohlásek jsou významné především dutiny hrdelní a ústní, proto někteří autoři považují za vokální trakt pouze spojení těchto dutin.

Při průchodu vokálním traktem jsou zesilovány frekvenční složky zdrojového hlasu v okolí vlastních frekvencí vokálního traktu a utlumovány jiné. Vlastní frekvence vokálního traktu se nazývají formanty.

Jednotlivé formanty jsou označovány F_1, F_2, F_3 atd. Formanty jsou definovány tvarem vzduchového prostoru vokálního traktu, tvarem a velikostí otvoru mezi rty, stavem

otevření hlasivek a absorpčními vlastnostmi povrchů vokálního traktu. Délka vokálního traktu okolo 17 cm u mužů a 14 cm u žen[4], lze ji však mírně měnit změnou polohy hrtanu nebo vytvarováním rtů. Tvar vokálního traktu lze ovlivnit vzájemnou změnou poloh horního patra, jazyka rtů a zubů, popř. zužováním hltanu. Charakteristiky vokálního traktu mohou být také ovlivněny vazbou na nosní dutinu přes měkké patro neboli vellum.

První tři formanty odpovídají podélným vlastním tvarům a dostatečně charakterizují většinu samohlásek. Pro tvorbu přirozeně znějící řeči jsou však podstatné i další formanty.



Obrázek 3.3: První a druhý formant českých samohlásek [3]

3.2. Anatomie hrtanu

Mimo fonační funkci plní hrtan také funkci respirační a polykačí, jeho anatomie musí tedy být kompromisem mezi těmito funkcemi. Hrtan má trubicovitý, mírně nálevkovitý tvar a je dlouhý 5 až 8 cm [4]. Je zavěšen na jazylce (os hyoideum). Jazyk nebyvá považována za součást hrtanu, ale upíná se na ni velké množství vnějších hrtanových svalů, které umožňují pohyb hrtanu jako celku [3].

3.2.1. Kostra hrtanu

Kostru hrtanu tvoří celkem 3 nepárové a 3 párové chrupavky[4]. Nepárové chrupavky jsou:

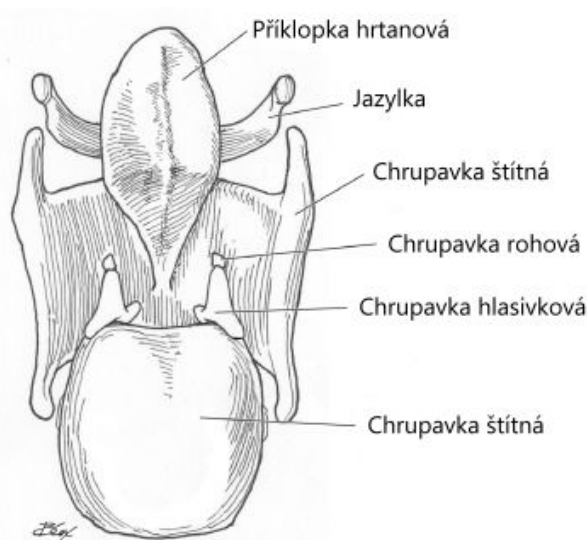
- chrupavka štítná (cartilago thyroidea)
- chrupavka prstencová (cartilago cricoidea)
- chrupavka příklopku hrtanového (cartilago epiglottica).

Párové chrupavky jsou:

- chrupavky koněvkové/hlasivkové (cartilago arytaenoides)
- chrupavky růžkové

3.2. ANATOMIE HRTANU

- chrupavky klínovité.



Obrázek 3.4: Kostra hrtanu, pohled zezadu[5]

Chrupavka štítná je největší z chrupavek hrtanu. Tvoří ji dvojice plochých destiček, které se sbíhají vepředu ve společnou hranu, zřetelnou na přední ploše krku, převážně u mužů (tzv. "ohryzek"). Úhel mezi destičkami je zhruba 90° u mužů a 120° u žen.

Chrupavka prstencová je dole uchycena k průdušnici. Tvoří ji oblouk vpředu a ploténka vzadu. V oblouku je kloubně spojena s dolním rohem chrupavky štítné. Na horní zadní okraj ploténky dosedají chrupavky koněvkové.

Chrupavka příklopky hrtanové má tvar listu. Příklopka hrtanová brání vstupu potravy do dýchacího ústrojí. Je spojena vazivem s vnitřní stěnou chrupavky štítné.

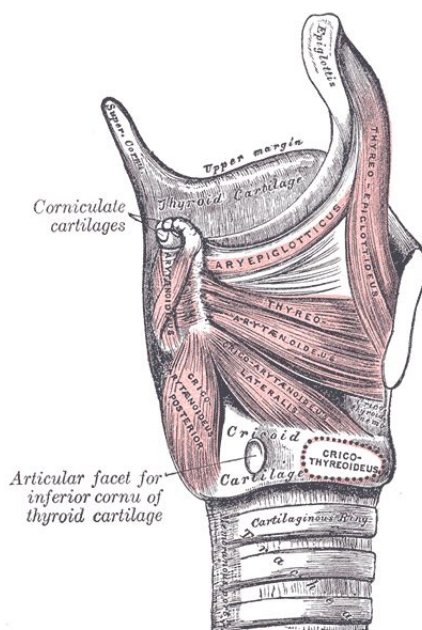
Chrupavky koněvkové nebo také hlasivkové mají tvar trojbokého jehlanu se základnou dosedající na chrupavku prstencovou, kde tvoří prstenco-koněvkový kloub, a vrcholem směřujícím kraniálně. Prstenco-koněvkový kloub umožňuje pohyb ve třech směrech.

3.2.2. Svalstvo hrtanu

Svalstvo hrtanu se dělí na vnější a vnitřní svaly. Vnější svaly spojují hrtan s okolím, převážně s jazykou a hrudní kostí, upevňují hrtan v potřebné poloze a umožňují jeho pohyb ve svislém směru. Tím vymezují délku a tvar vokálního traktu, převážně hltanové dutiny [4]. Vnitřní svaly propojují navzájem chrupavky hrtanu a zajišťují otevírání a uzavírání hlasivkové štěrbiny (glotis), ovládají napjatost hlasivek a postavení příklopky hrtanové. Vnitřní svaly lze dále dělit podle jejich funkce na adduktory, abduktory a napínače hlasivek.

Adduktory jsou svaly zužující hlasivkovou štěrbinu. Nejvýznamnějším z nich je párový boční sval prstenco-koněvkový (musculus crico-arytaenoideus lateralis). Ten se pne od horního okraje chrupavky prstencové k chrupavce koněvkové. Dalším adduktorem je sval koněvkový (musculus arytenoideus), který spojuje chrupavky koněvkové.

Abduktory jsou svaly rozevírající hlasivkovou štěrbinu. Jediným abduktorem je párový zadní sval prstenco-koněvkový (musculus crico-arytaenoideus posterior). Upíná se na zadní stěnu prstencové chrupavky a na chrupavku koněvkovou.

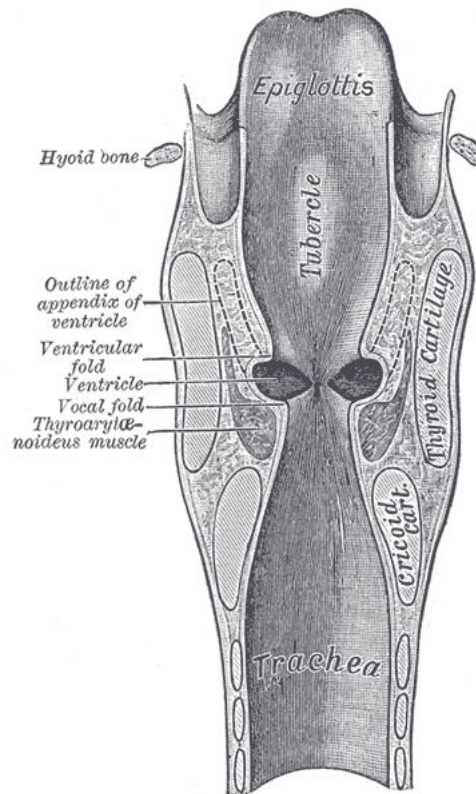


Obrázek 3.5: Boční pohled, svaly hrtanu[6]

Napínače hlasivek ovlivňují napětí v hlasívkách a tím také výšku hlasu. Párový sval prstenco-štítný (*musculus crico-thyroideus*) je tvořen dvěma svazky. Oba se upínají na přední část chrupavky prstencové. Druhý konec přímé části (*pars recta*) se upíná na spodní okraj chrupavky štítné, kdežto šikmá část (*pars obliqua*) se upíná až na spodní roh chrupavky štítné[3]. Párový sval hlasivkový (*musculus thyro-arytenoideus*) se pne od vnitřní strany chrupavky štítné dozadu k chrupavce koněvkové. Spolu s hlasovým vazem (*ligamentum vocale*) tvoří samotné hlasivky[3].

3.2.3. Hlasivky

V nejužším místě hrtanu, mezi chrupavkou štítnou a chrupavkami koněvkovými jsou umístěny hlasivky. Nad hlasívkami se nachází ventrikulární řasy (někdy označovány jako falešné hlasivky). Prostor mezi hlasívkami a ventrikulárními řasami se nazývá výchlípek hrtanový. Nad ventrikulárními řasami je kvadrangulární membrána a aryepiglottické řasy, které se podílí na uzavírání hrtanu. Povrch hlasivek tvoří šupinovitý epitel, tlustý asi 0,05 až 0,1 mm. Epitel obklopuje měkkou tkáň s vlastnostmi blízkými tekutině a bývá přirovnáván k balónku naplněnému vodou [3]. Mezi epitelem a hlasivkovým svalem je lamina propria. Lamina propria se běžně dělí do tří vrstev. Povrchová vrstva má tloušťku kolem 0,5 mm[3] a tvoří ji volně uspořádaná elastinová vlákna obklopená intersticiální kapalinou. Střední vrstva je opět tvořena elastinovými vlákny, tentokrát již uspořádanými v podélném směru. V menší míře jsou přítomna i nepoddajná kolagenní vlákna. Ve spodní vrstvě pak již kolagenní vlákna výrazně převládají. Celková tloušťka střední a spodní vrstvy je 1 až 2 mm. Největší a nejhlouběji uloženou částí hlasivek je již zmíněný sval hlasivkový. Jeho tloušťka je zhruba 7 až 8 mm [3]. Celkem je rozlišováno pět vrstev hlasivek. Při fyziologickém popisu hlasivek jsou někdy používány třívrstvé a dvouvrstvé schémata, která slučují některé vrstvy.



Obrázek 3.6: Řez hrtanem [6]

4. Přehled modelů vokálního traktu

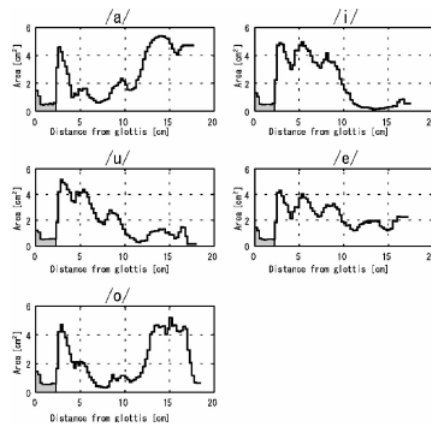
Model je reálný nebo abstraktní objekt obsahující všechny podstatné charakteristiky primárního objektu, sloužící k řešení problému [2]. Pro úspěšné použití modelu je nutné, aby zjednodušoval realitu a byl řešitelný. Tato kapitola je převážně zaměřena na modely výpočetní, ale někteří autoři používají také experimentální modely pro jejich verifikaci.

Dle úrovně zjednodušení geometrie lze modely vokálního traktu rozdělit na jednorozměrné, dvourozměrné a trojrozměrné. Tvorba modelu ve všech případech vychází z dat získaných pomocí lékařských zobrazovacích metod, nejčastěji magnetické rezonance nebo počítačové tomografie.

4.1. Jednorozměrné výpočetní modely vokálního traktu

Při tvorbě geometrie pro jednorozměrné modely je z dat získaných pomocí některé ze zobrazovacích metod vytvořena funkce plochy vokálního traktu v závislosti na vzdálenosti od hlasivek $A(x)$. Výslednou geometrií modelu je poté obecně rotační těleso se stejnou plochou řezu jako řez vokálním traktem.

Takovéto zjednodušení geometrie předpokládá vznik a šíření pouze rovinných vln. Obecně se uvažují jako platné do frekvence 4 kHz, při vyšších frekvencích se vyskytují i příčné módy, které 1D model nezahrnuje. Od 4 kHz se také projevuje vliv změny zakřivení vokálního traktu jako celku. Oba tyto efekty jsou výraznější vlivem větší ústní dutiny u samohlásky [a] oproti samohláskám [i] a [u] [8]. 1D modely také až na výjimky zanedbávají postranní odbočky a dutiny vokálního traktu (např. piriformní dutiny, mezizubní prostory



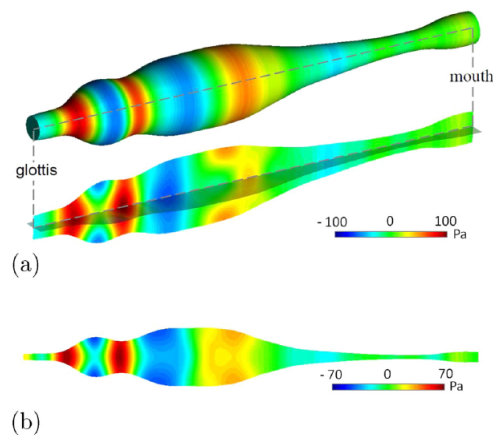
Obrázek 4.1: Funkce plochy japonských samohlásek[7]

nebo nosní dutina), které posouvají polohu formantů výše a způsobují poklesy v přenosové funkci.

4.2. Dvourozměrné výpočetní modely vokálního traktu

Dvourozměrné modely oproti jednorozměrným dosahují zlepšení v rámci vnímané přirozenosti vytvářeného zvuku a vyšší míře flexibility a kontroly. Při běžné tvorbě modelu, kdy je použit sagitální řez vokálním traktem se však výsledky výrazně liší.

Použitím 2D modelu s 3D chováním, který navrhli Arnela a Guasch, lze dosáhnout velmi dobré shody s 1D modelem a zjednodušeným 3D modelem se zjednodušenou geometrií [9]. Podle Arnely se nad 10 kHz vyskytují módy vyššího řádu, které není možné zachytit žádným 2D přístupem. 2D modely však zanedbávají stejně jako 1D modely vliv zakřivení vokálního traktu.

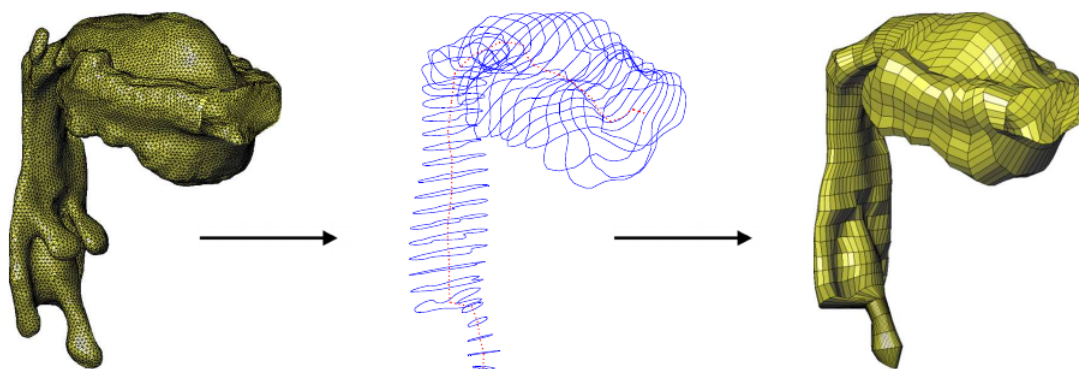


Obrázek 4.2: Rozložení akustického tlaku pro samohlásku [i]. a) zjednodušený 3D model vokálního traktu b) navržený 2D model vokálního traktu[9]

2D modely nejsou příliš rozšířené. Oproti 3D modelům vyžadují menší velikost sítě, i přesto však je možné dosáhnout 10 krát až 20 krát kratších výpočetních časů oproti 3D modelům[9].

4.3. Trojrozměrné výpočetní modely vokálního traktu

Rozvoj výpočetní techniky v 21. století umožňuje řešení i trojrozměrných modelů, nejlépe popisující realitu. I přes rozvoj výpočetní techniky však stále některé výpočty trvají v řádu dnů. U 3D modelů je možné použít vyhlazenou geometrii získanou pomocí zobrazovacích technik, některé práce však zjednodušují model rekonstrukcí vokálního traktu na těleso s realistickým, eliptickým nebo kruhovým průřezem a přímkou nebo zahnutou osou. Počet použitých průřezů ovlivňuje polohu formantů, je tedy doporučeno použít vyšší počet průřezů[8].



Obrázek 4.3: Postup tvorby geometrie 3D modelu při rekonstrukci vokálního traktu

4.4. Přehled vybraných modelů vokálního traktu

Story a kol. (2000) se zabývali určením vstupní akustické impedance při použití dvou technik hlasového tréninku: seškrcením rtů a prodloužením vokálního traktu trubičkou. Pro řešení používají jednorozměrný model, kde geometrií modelu je série válců, a metodu přenosových matic. Dle jejich zjištění obě techniky snižují frekvenci prvního formantu a zvyšují impedanci při nízkých frekvencích, prodloužení vokálního traktu je však efektivnější[10].

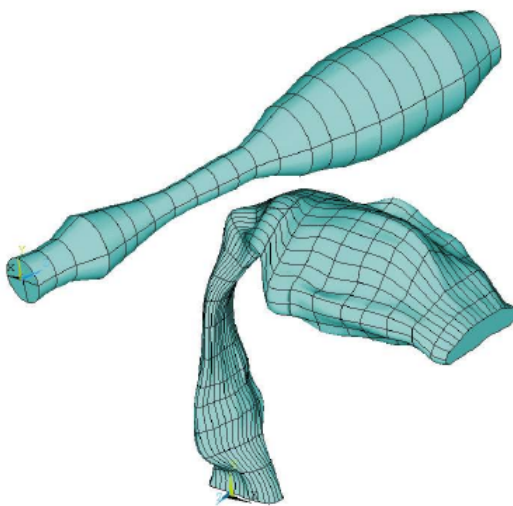
Story(2005) vytvořil a demonstroval metodu tvorby funkcí plochy pro široký rozsah samohlásek i souhlásek s různou délkou vokálního traktu nebo úrovní nasalizace[11].

Story(2006) navrhuje metodu úpravy funkce plochy za dosažením shody s cílovými polohami formantů pomocí citlivostních funkcí[12].

Takemoto a kol. (2006) použili jednorozměrný model při zkoumání vlivu odstranění hrtanové dutiny z modelu a změny průřezu střední (ventrikulární) a horní (vestibulární) části hrtanové dutiny u pěti japonských samohlásek. Odstranění hrtanové dutiny způsobilo odstranění čtvrtého formantu F_4 u všech zkoumaných samohlásek. Zmenšení průřezu ventrikulární části dutiny má za následek posun čtvrtého formantu F_4 výše, u hlásky [i] dochází k posunu i u blízkého třetího formantu. Zmenšení průřezu vestibulární části má opačný efekt, posouvá totiž polohu čtvrtého formantu níže [7].

Švancara a Horáček (2005) použili 3D model pro určení vlivu tonsilektomie (odstranění krčních mandlí) na tvorbu českých samohlásek. Odstranění krčních mandlí má za následek posun některých formantů níže. Tento efekt je nejvýraznější u formantů F_3 a F_4 (oba $\sim 300\text{Hz}$) samohlásky [o], formantu F_3 ($\sim 450\text{Hz}$) a F_4 ($\sim 150\text{Hz}$) samohlásky [u] a formantu F_4 ($\sim 200\text{Hz}$) samohlásky [e] [13].

Vampola a kol.(2008) vytvořili parametrický 3D model českých samohlásek. Používají zjednodušenou geometrii vokálního traktu vytvořenou jeho rekonstrukcí. Zachovávají původní tvar střednice a tvar průřezu, jeho velikost je však možné měnit rozšířením nebo zúžením. Tento model využívá tzv. superelementů pro redukci počtu prvků a uzlů. Parametrizace modelu autoři využívají pro ladění formantů. V závěru porovnávají dosažené výsledky s 3D modelem s kruhovým průřezem a rovnou střednicí (tzv. pseudo 1D model, viz. 4.4). Tyto modely se shodují do frekvence zhruba 3 kHz, nad tuto frekvenci je nutné použít 3D modely [14].



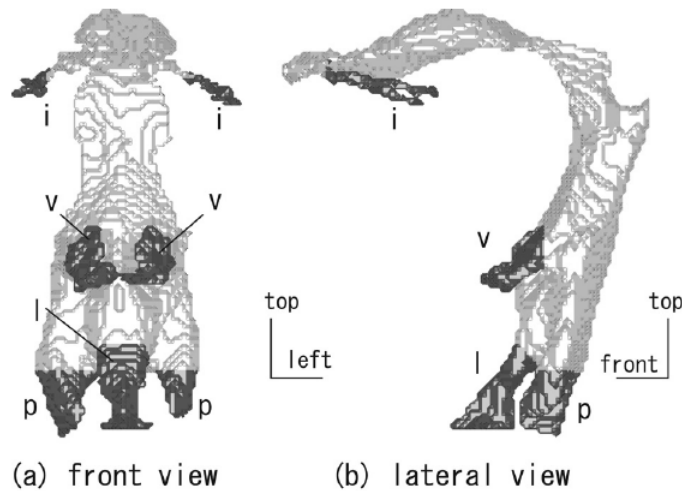
Obrázek 4.4: Srovnávané modely [14]

V druhé části této práce Vampola a kol. zahrnuli do 3D modelu také nosní dutinu pro zkoumání vlivu velopharyngeální insuficience (VPI, nedostatečné uzavírání nosní dutiny) na produkci hlásek [i:], [u:] a [a:]. VPI má výraznější vliv na tlak na úrovni rtů při produkci hlásek [i:] a [u:], což potvrzují také klinická sledování a měření na experimentálním modelu. Velikost průřezu spojení mezi vokálním traktem a nosní dutinou však nemá na tvorbu samohlásek výrazný vliv [15].

Takemoto a kol.(2010) na rozdíl od předchozích 3D modelů použil pro řešení metodu FDTD (finite difference time domain, konečné rozdíly v časové oblasti) oproti FEM (finite elements method, metoda konečných prvků). Správnost této metody také ověřil měřeními na experimentálním modelu. V další části práce se zabýval vlivem odstranění hrtanové dutiny a postranních odboček vokálního traktu. Zde potvrdili zjištění z výše již zmíněné práce o vlivu odstranění hrtanové dutiny.

Z dutin se zabývali vlivem tzv. piriformních dutin (piriform fossae, umístěných po stranách hrtanu), epiglottic valleculae (dvojice menších dutin mezi kořenem jazyka a epiglottis, mohou sbírat sliny k zabránění vyvolání polykacího reflexu) a mezizubních prostor.

4.4. PŘEHLED VYBRANÝCH MODELŮ VOKÁLNÍHO TRAKTU



Obrázek 4.5: Tvar vokálního traktu pro samohlásku [u]. (a) pohled zepředu (b) pohled zleva. i, mezizubní prostory; v, epiglottic vallecule; p, piriformní dutiny; l, hrtanová dutina [16]

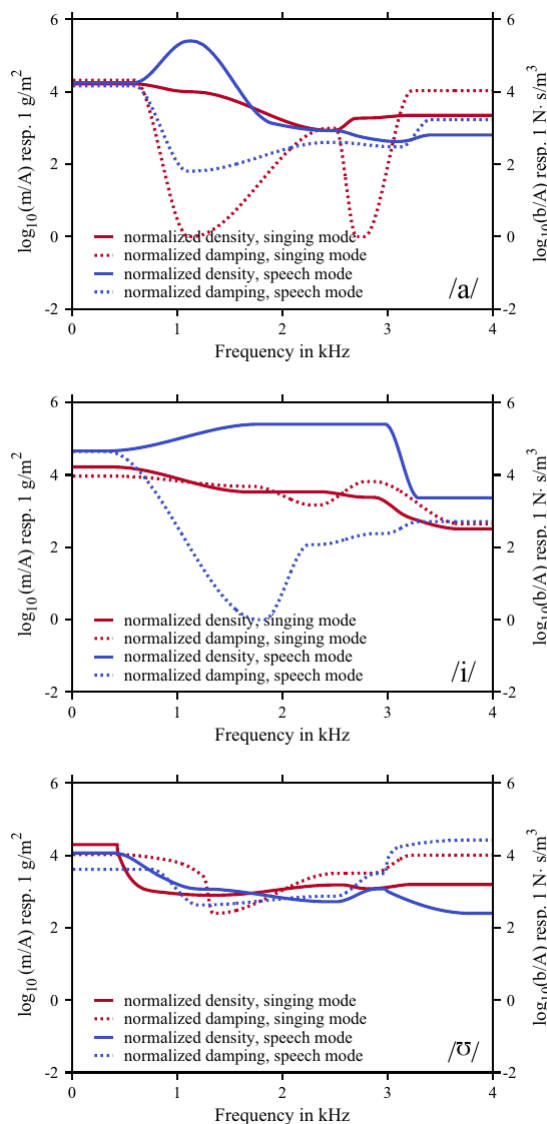
Piriformní dutiny způsobují dvojici spektrálních poklesů okolo frekvence 4 kHz. Protože tvar epiglottic vallecule závisí na vzájemné poloze jazyka a epiglottis, jejich efekt výrazně závisí na vyslovované hláске. Frekvence spektrálních poklesů způsobených přítomností epiglottic vallecule se pohybuje mezi 2,5 kHz až 6 kHz. Přítomnost mezizubních prostor u hlásek [i], [u] a [e] ovlivňuje tvar přenosové funkce v rozsahu 1,5 kHz až 2,5 kHz. Vliv vallecule epiglottica i mezizubních prostor lze považovat za zanedbatelný [16].

Vampola a kol. (2011) zkoumali efekt fonace do zkumavky, což je jedna z metod hlasového tréninku, na tvorbu hlásky [a:]. Z CT snímků pořízených před, během a po fonaci do zkumavky vytvořili 3D výpočetní modely vokálního traktu. Fonace do zkumavky má za následek zvednutí měkkého patra a zvětšení objemu vokálního traktu o 38,5%. Změny v geometrii vokálního traktu způsobily zvýšení SPL o cca 3dB v rozsahu 0 - 2 kHz při použití stejného buzení, a posuv formantů F2, F4 a F5 k nižším frekvencím a formantu F3 výše[17].

Švancara a kol. (2013) vytvořili na základě snímků z počítačové tomografie 3D model pro hlásku [a:] zahrnující také akustický prostor v okolí hlavy s realistickou geometrií hlavy. Z výsledků výpočtů lze určit přenosové funkce mezi libovolnými dvěma body[18].

Fleischer a kol. (2015) [19] řešili inverzní úlohu za účelem stanovení frekvenčně závislých parametrů impedance vokálního traktu $Z(\omega) = \frac{b}{A} + i\omega \frac{m}{A}$ pro samohlásky [a], [i] a [u] pro běžnou řeč i zpěv. Výsledná hodnota reálné části impedance $\frac{b}{A}$ je v řádu desítek až desetitisíců $kgm^{-2}s^{-1}$ a výrazně se liší mezi jednotlivými samohláskami [19]. Ve všech případech je zjištěná impedance nižší než v ostatních modelech běžně používaná odhadovaná hodnota $Z = 83666kgm^{-2}s^{-1}$.

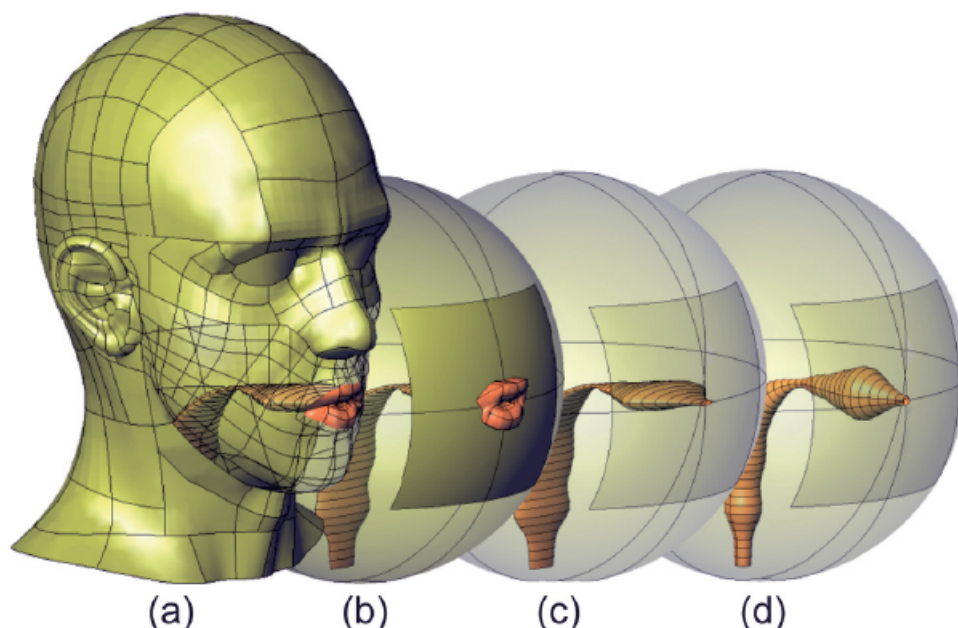
4. PŘEHLED MODELŮ VOKÁLNÍHO TRAKTU



Obrázek 4.6: Parametry m/A (plnou čarou) a $b/A = \text{Re}(Z)$ (čárkovanou čarou) pro [a], [i] a [ʊ] [19]

Arnela a kol. (2013) se zabývali vlivem zjednodušení geometrie hlavy a vokálního traktu na přenosové funkce a radiační impedanci u samohlásek [a] a [u]. Dle jejich výpočtů nemá tvar hlavy ve zkoumané oblasti do 10 kHz vnímatelný vliv, s výjimkou rtů v oblasti nad 5 kHz [20].

4.4. PŘEHLED VYBRANÝCH MODELŮ VOKÁLNÍHO TRAKTU



Obrázek 4.7: Srovnávané geometrie hlavy, rtů a vokálního traktu pro samohlásku [u]. [20]

Na tuto práci navázal Arnela a kol. (2016) v další práci, kde se zabývali vlivem rtů na produkci samohlásek [a], [u] a [i]. Pro ověření výsledků byl vytvořen také fyzický model. Oproti předchozí práci jsou v této práci pozorovány výrazné odchylky v poloze prvních dvou formantů u samohlásky [a]. Pro samohlásku [u] byla potvrzena předchozí zjištění. U samohlásky [i] nejsou výrazné změny v poloze formantů nebo jejich amplitudách, dochází však k ostatním změnám tvaru přenosové funkce, které nelze jednoduše objektivně popsat [21].

Arnela a Guasch (2014) navrhuji metodu tvorby 2D modelů pro lepší shodu s 3D modely [9]. Výsledky jejich práce jsou shrnuty v kapitole 4.2.

Arnela a kol. (2016) se zabývali vlivem zjednodušení geometrie vokálního traktu na výsledné přenosové funkce. Závěry této práce byly již shrnuty v 4.1 a 4.3 [8].

V dalších pracích se Arnela zabýval také modelováním tvorby dvojhlásek pomocí 2D i 3D modelů řešených pomocí FEM [22] [23].

Radolf (2016) potvrdil pomocí jednoduchého jednorozměrného modelu závěry Take-mota a ostatních o vlivu piriformních dutin na tvar přenosových funkcí [24].

Gully a kol. (2018) navrhuji 3D dynamický DMW model pro produkci dvojhlásek. Hlavní předností tohoto modelu je jeho menší výpočetní náročnost oproti FEM [25].

Wang a kol. (2018) navrhuji hybridní metodu na základě FTDT a IBM, a demonstrují její funkci na 2D modelu hlásky [a] s pohyblivou hranicí. Dle autorů má tato metoda potenciál k dalšímu rozšíření pro řešení 3D problémů [26].

4. PŘEHLED MODELŮ VOKÁLNÍHO TRAKTU

Ryšavý se ve své diplomové práci zabýval modelováním šíření zvuku ve vokálním traktu a prostoru okolo hlavy. Tato práce na tuto předchozí práci navazuje a rozšiřuje model o okolí těla[27].

Vampola a kol. (2020) se i nadále zabývali vlivem nosní dutiny na produkci samohlásek. V této práci omezili svůj zájem na samohlásky [a:] a [i:]. Kromě výpočetního modelu provedli také měření in vivo a na experimentálním modelu. Zahrnutí nosních dutin snižuje SPL v okolí formantů F_1 a F_2 a tím zvýrazňuje formanty F_3 až F_5 u obou samohlásek, tento efekt je však výraznější u samohlásky [a:] [28].

5. Akustika

5.1. Základní veličiny používané v akustice

Okamžitý akustický tlak je změna tlaku vůči statickému tlaku, způsobená přítomností zvukových vln. Akustický tlak je skalární veličina, značí se p , základní jednotkou je pascal(Pa).

Okamžitá akustická rychlost je rychlost částice, vyvolaná zvukovou vlnou. Nezahrnuje pohyb média jako celku. Akustická rychlost je vektorová veličina, základní jednotkou je metr za sekundu(m/s).

V praxi je často užitečné pracovat místo okamžitých hodnot s efektivními hodnotami akustických veličin. Pro sinusový průběh tlaku

$$p = p_0 \sin(\omega t + \delta) \quad (5.1)$$

,kde p_0 je amplituda akustického tlaku, ω je úhlová frekvence a δ je fázový posuv, je efektivní akustický tlak:

$$p_{ef} = \frac{p_0}{\sqrt{2}} \quad (5.2)$$

Rychlost zvuku je rychlost šíření zvukových vln. V lineární akustice(tj. za předpokladu malých změn tlaku) bývá považována za konstantní, závislá pouze na prostředí šíření zvukových vln [29]. Značí se c .

Vlnová délka je vzdálenost dvou nejbližších vlnoploch, které kmitají ve fázi. Označuje se λ a lze ji určit:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (5.3)$$

Akustická intenzita popisuje tok akustické energie v daném bodě. Jedná se o vektorovou veličinu, určí se jako časově průměrovaný součin akustického tlaku a rychlosti[30]:

$$\vec{I} = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) \vec{v}(t) dt \quad (5.4)$$

Velikost akustické intenzity lze pro rovinou vlnu určit také pomocí efektivních hodnot:

$$I = p_{ef} v_{ef} \quad (5.5)$$

Jednotkou akustické intenzity je $W m^{-2}$

Hladina akustického tlaku (sound pressure level, SPL) je vyjádření efektivní hodnoty akustického tlaku v logaritmické stupnici. Hladina akustického tlaku v dB je:

$$L_p = 20 \log(p_{ef} / p_0) \quad (5.6)$$

kde p_0 je referenční akustický tlak. Běžně užívaná hodnota referenčního akustického tlaku je $20 \mu Pa = 2 \cdot 10^{-5} Pa$. Tato hodnota je užívaná i v této práci, pokud není uvedeno jinak.

Hladiny akustických veličin lze obdobně určit také pro akustickou rychlost nebo intenzitu.

Měrná akustická impedance je komplexní poměr akustického tlaku a akustické rychlosti v daném bodě. Její význam je analogický k elektrické impedanci - vyjadřuje míru ztrát a fázový posuv. Jednotkou měrné akustické impedance je Nsm^{-3} , někdy vyjádřená v základních jednotkách SI jako $kgm^{-2}s^{-1}$.

$$Z = \frac{p}{v} \quad (5.7)$$

Pro rovinou vlnu lze měrnou akustickou impedanci určit jako součin hustoty prostředí a rychlosti zvuku v prostředí .

$$Z_0 = \rho_0 c_0 \quad (5.8)$$

Absorpční koeficient je poměr mezi pohlcenou akustickou intenzitou ku celkové dopadající akustické intenzitě.

$$\alpha = \frac{I_{absorbed}}{I_{total}} \quad (5.9)$$

Akustická impedanci lze určit za předpokladu nulové imaginární složky $Im(Z) = 0$ jako[31]:

$$Z = Z_0 \frac{1 + \sqrt{1 - \alpha}}{1 - \sqrt{1 - \alpha}} \quad (5.10)$$

5.2. Vlnová rovnice

Šíření akustických vln popisuje vlnová rovnice pro akustický tlak[30]:

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla^2 p \quad (5.11)$$

, kde ∇^2 je Laplaceův operátor. V trojrozměrném kartézském souřadném systému platí:

$$\nabla^2 p = \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} \quad (5.12)$$

Obdobnou rovnici je možné odvodit také pro akustickou rychlost. Tyto rovnice předpokládají homogenní, neviskózní, stlačitelnou tekutinu v klidu a malé výchylky tlaku. Vlnová rovnice je parciální diferenciální rovnice druhého řádu. Pro některé jednoduché příklady je možné ji řešit analyticky, často je však nutné použít některou z numerických metod řešení parciálních diferenciálních rovnic, např. metodu konečných diferencí nebo metodu konečných prvků.

5.3. Metoda konečných prvků v akustice

Metoda konečných prvků (MKP) hledá přibližné řešení parciálních diferenciálních rovnic pomocí rozdělení řešené oblasti na jednotlivé prvky, na kterých následně aproximuje hledané řešení lineární kombinací bázeových funkcí. Běžně se používají lineárně nebo kvadratické funkce. Rovnici 5.11, rozšířenou o členy popisující tlumení, lze po diskretizaci zapsat[31]:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{p}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{p}} + \mathbf{K}\mathbf{p} = \mathbf{f} \quad (5.13)$$

, kde $\mathbf{M}$ je akustická matice hmotnosti, $\mathbf{C}$ je akustická matice tlumení, $\mathbf{K}$ je akustická matice tuhosti, $\mathbf{p}$ je vektor tlaku v uzlových bodech a $\mathbf{f}$ je vektor akustických sil v uzlových bodech.

5.3. METODA KONEČNÝCH PRVKŮ V AKUSTICE

5.3.1. Modální analýza

Modální analýza slouží k určení vlastních frekvencí a tvarů. Modální analýza vychází z rovnice šíření akustických vln bez tlumení a budících sil (5.11):

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{p}} + \mathbf{K}\mathbf{p} = 0 \quad (5.14)$$

Řešení se předpokládá harmonické, tj. ve tvaru:

$$\mathbf{p} = \boldsymbol{\phi}_i \cos(\omega_i t) \quad (5.15)$$

, kde $\boldsymbol{\phi}_i$ je vlastní vektor popisující i -tý vlastní tvar a ω_i je vlastní úhlová frekvence. Po dosazení do rovnice 5.14 dostaneme:

$$(-\omega_i^2 \mathbf{M} + \mathbf{K})\boldsymbol{\phi}_i = 0 \quad (5.16)$$

Tato rovnost je splněna, pokud $\boldsymbol{\phi}_i = 0$ (triviální řešení, není předmětem zájmu) nebo

$$\det(\mathbf{K} - \omega^2 \mathbf{M}) = 0 \quad (5.17)$$

Tato rovnice je následně řešena některou z numerických metod, např. Block-Lanczosovou metodou. Výsledné vlastní tvary $\boldsymbol{\phi}_i$ jsou bezrozměrné a následně normovány na matici hmotnosti ($\boldsymbol{\phi}_i^T \mathbf{M} \boldsymbol{\phi}_i = 1$) nebo tak, že jejich největší složka je 1. Vlastní tvary tak vyjadřují pouze poměr mezi akustickým tlakem v jednotlivých bodech.

5.3.2. Harmonická analýza

Harmonická analýze se používá pro určení závislostí v frekvenční oblasti, kdy buzení má harmonický průběh. Vychází z rovnice 5.14. Pravou stranu rovnice lze zapsat:

$$\mathbf{f} = (\mathbf{f}_1 + i\mathbf{f}_2) \cdot e^{i\Omega t} \quad (5.18)$$

, kde, $\mathbf{f}_1$ je reálný vektor akustických sil, $\mathbf{f}_2$ je imaginární vektor akustických sil, i je imaginární jednotka ($\sqrt{-1} = i$) a Ω je úhlová frekvence. Jednotlivé složky vektorů lze určit:

$$f_1 = f_{max} \cos \psi \quad (5.19)$$

$$f_2 = f_{max} \sin \psi \quad (5.20)$$

, kde f_{max} je amplituda akustických sil a ψ je fázový posuv.

Při předpokladu, že všechny uzly kmitají se stejnou frekvencí jako buzení, ale nutně ne ve fázi lze akustický tlak vyjádřit obdobně:

$$\mathbf{p} = (\mathbf{p}_1 + i\mathbf{p}_2) \cdot e^{i\Omega t} \quad (5.21)$$

Dosazením $\mathbf{f}$ a $\mathbf{p}$ do rovnice 5.14 dostaneme:

$$(-\Omega^2 \mathbf{M} + i\Omega \mathbf{C} + \mathbf{K})(\mathbf{p}_1 + i\mathbf{p}_2)e^{i\Omega t} = (\mathbf{f}_1 + i\mathbf{f}_2)e^{i\Omega t} \quad (5.22)$$

Obě strany rovnice je možné podělit $e^{i\Omega t}$ a zbavit se tak časové závislosti:

$$(-\Omega^2 \mathbf{M} + i\Omega \mathbf{C} + \mathbf{K})(\mathbf{p}_1 + i\mathbf{p}_2) = \mathbf{f}_1 + i\mathbf{f}_2 \quad (5.23)$$

Tato rovnice je následně řešena některou z numerických metod nebo pomocí superpozice vlastních tvarů.

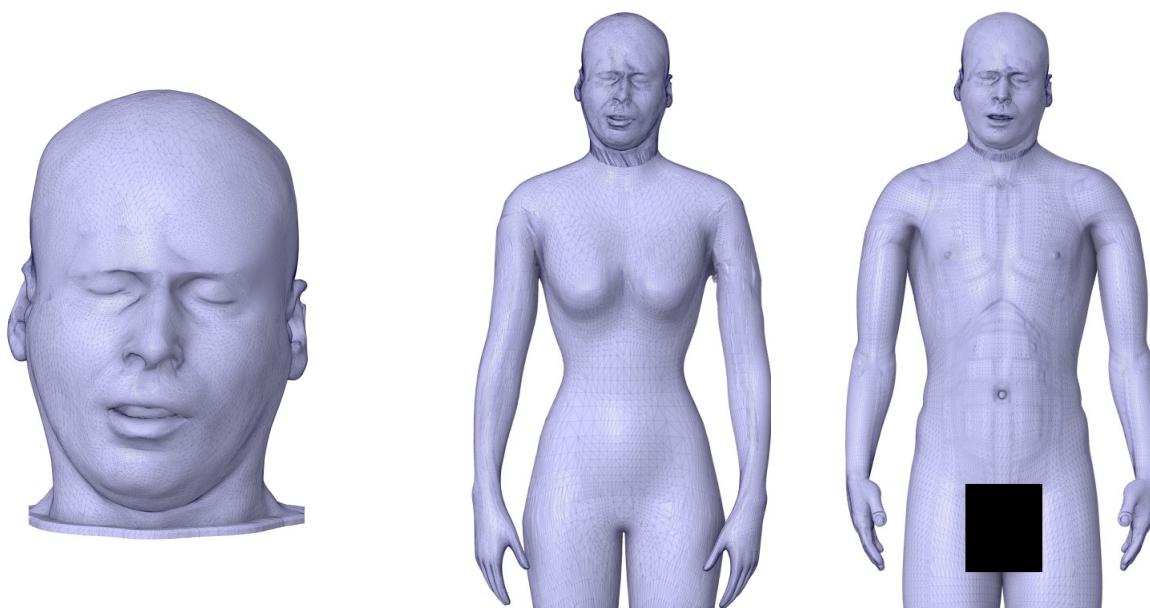
6. Tvorba modelu

6.1. Geometrie

Model geometrie vokálního traktu a hlavy byl vytvořen na základě snímání magnetickou rezonancí během fonace hlásky [a:]. Magnetická rezonance není schopna zobrazit zuby, nicméně vliv přítomnosti mezizubních prostor je zanedbatelný [16]. Snímaným subjektem je muž ve věku 42 let. Snímky byly pořízeny na radiologické klinice FN Olomouc na počítačovém tomografu GE LightSpeed VCT. Tloušťka řezu je 0,625 mm a rozlišení 512×512 pixelů s velikostí jednoho pixelu $0,5\text{mm} \times 0,5\text{mm}$ [32].

Kromě modelu samotného vokálního traktu s hlavou byly vytvořeny také další modely, zahrnující ženské a mužské torzo. Geometrie těl byla převzata z knihovny GrabCAD [33]. Geometrie těl byla následně upravena (připažením) a spojena s geometrií modelu hlavy a vokálního traktu Ing. Arnoštem Vespalcem. Z důvodu výrazného nárustu požadavků na výpočetní čas a paměť při vyšší velikosti výpočetní domény nezahrnují výsledné modely celé tělo, ale pouze oblast od stehů výše.

Takto získané geometrie jsou umístěny ve výpočetní doméně tvaru koule, tak, aby co největší oblast domény byla před ústy. Poloměr výpočetní domény je 0,3 m pro model hlavy bez těla a 0,6 m pro modely s tělem.



Obrázek 6.1: Použité geometrie

6.2. Tvorba sítě

Výpočetní síť byla vytvořena pomocí Ansys ICEM CFD [34]. Pro volbu vhodné velikosti sítě z hlediska přesnosti řešení a výpočetní náročnosti byly provedeny výpočty pro geometrii hlavy pro 3 různé frekvence, a to 200 Hz, 3000 Hz a 8000 Hz, a sledován tlak a SPL ve vzdálenosti 2,5 cm, 10 cm a 30 cm od úst. Pokud není uvedeno jinak, probíhaly výpočty na osobním počítači s čtyřjádrovým procesorem AMD Ryzen 5 1500X s taktovací frekvencí 3,5 GHz, 16 GB RAM a klasickým pevným diskem. Hustota sítě byla upravována pomocí

6.3. VLASTNOSTI PROSTŘEDÍ, OKRAJOVÉ PODMÍNKY A NASTAVENÍ ANALÝZY

škálovacího součinitele, kterým se násobí ostatní parametry. Základní maximální velikost prvku tetraedrické sítě byla zvolena 16 mm a bylo použito zjemnění u povrchu s nejmenší základní velikostí prvku 4 mm. Vytvořená tetraedrická síť byla následně převedena na hexaedrickou v poměru 12 prvků : 1 prvek.

Škálovací součinitel	Průměrná velikost prvku [mm]	Maximální velikost prvku [mm]	Počet prvků	Počet uzlů	Čas výpočtu 1 kroku
1,5	6,7	19,6	95 576	26 319	10 s
1,25	5,7	17,3	124 451	37 416	14 s
1	4,7	13,7	184 136	60 913	26 s
0,75	3,6	10,1	306 192	119 002	32 s
0,5	2,5	7,0	695 208	333 972	4,2 min
0,44	2,2	6,1	907 954	468 678	8,5 min
0,375	1,8	5,1	1 277 791	721 684	20 min
0,25	1,2	3,6	3 277 367	2 226 503	36 min ¹
0,22	1,1	3,1	4 587 060	3 223 153	2 h ¹

¹ Výpočty proběhly na osobním počítači s šestijádrovým procesorem Intel Core i7-5820 s taktovací frekvencí 3.30 GHz, 64 GB RAM a zápisem dat na SSD.

Tabulka 6.1: Vyhodnocované sítě

Na základě těchto výpočtů byla zvolena síť s průměrnou velikostí prvku 2,5 mm. Největší rozdíl mezi výslednou SPL při této velikosti prvku a poloviční velikostí byl u nejvyšší frekvence 8000 Hz a bodu nejbližší úst (2,5 cm), a to 3,6 dB. Pro ostatní frekvence a všechny vyhodnocované body byl tento rozdíl nejvýše 1,5 dB. Pro nejbližší hrubší síť (s průměrnou velikostí prvku 3,6 mm) je tento rozdíl nejvýše 2,0 dB pro frekvence 200 Hz a 3 000 Hz, a 3,6 dB pro frekvenci 8 000 Hz.

V literatuře je uváděno doporučení, že velikost prvku by měla být 1/12 až 1/6 vlnové délky. Požadavek 12 prvků na vlnovou délku splňuje zvolená síť do frekvence 12 kHz a požadavek 6 prvků na vlnovou délku až do frekvence 24 kHz.

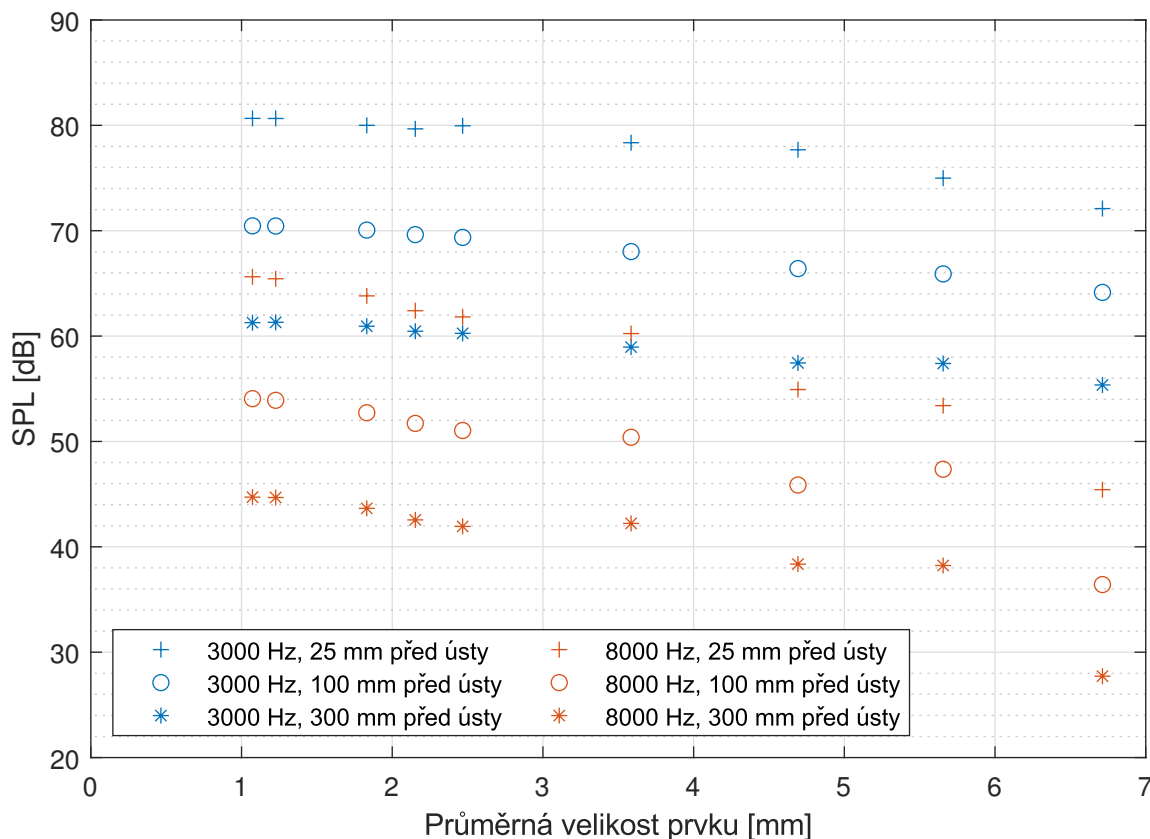
6.3. Vlastnosti prostředí, okrajové podmínky a nastavení analýzy

Prostředím výpočtového modelu je vzduch s hustotou $\rho = 1,2041 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ a rychlostí zvuku $c = 353 \text{ ms}^{-1}$, což odpovídá vlastnostem vzduchu při teplotě 37°C [35].

Frekvenční krok byl zvolen 10 Hz pro menší model samostatné hlavy bez těla a 20 Hz pro modely s tělem. Uvažovaný rozsah frekvencí byl pro všechny modely od 0 Hz do 10 000 Hz.

6.3.1. Vnější hranice výpočetní domény

Vyzařování do volného prostoru na vnější hranici domény bylo modelováno pomocí tzv. nekonečných prvků, implementovaných v softwaru Ansys pod názvem FLUID130. Tuto okrajovou podmínku lze použít pouze na vnější hranici tvaru elipsy (ve 2D) nebo elipsoidu, avšak v softwaru Ansys je implementována pouze pro kružnici nebo kulovou plochu jako



Obrázek 6.2: SPL v závislosti na průměrné velikosti prvku při frekvencích 3 000 Hz a 8 000 Hz

speciální případ elipsoidu. Je doporučeno, aby poloměr vnější hranice domény byl alespoň pětina vlnové délky. Tento požadavek modely splňují od frekvence 240 Hz pro model hlavy a vokálního traktu, a od frekvence 120 Hz pro modely zahrnující tělo.

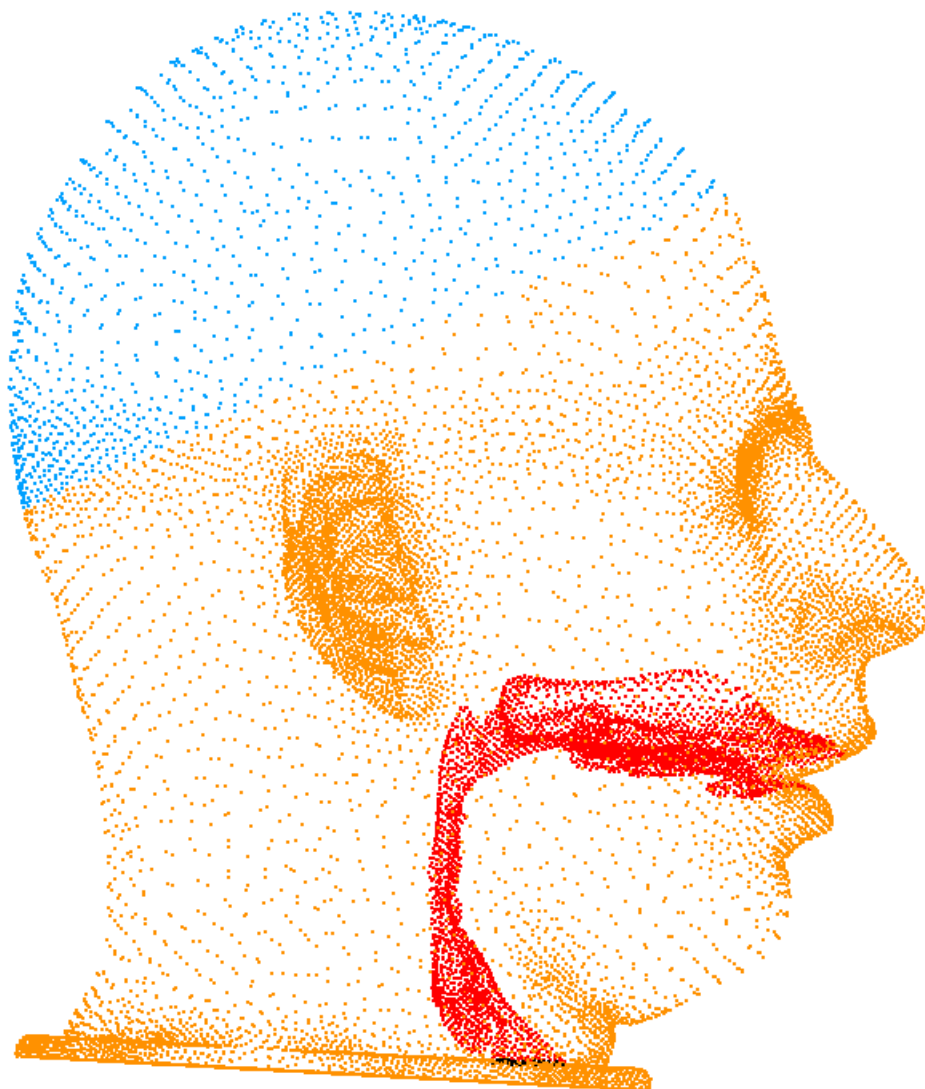
6.3.2. Okrajové podmínky

Povrch těla a vokálního traktu byl rozdělen na celkem 4 oblasti, a to povrch vokálního traktu, hlasivek, povrch těla pokrytý vlasy a povrch těla pokrytý holou kůží, viz obrázek 6.3.

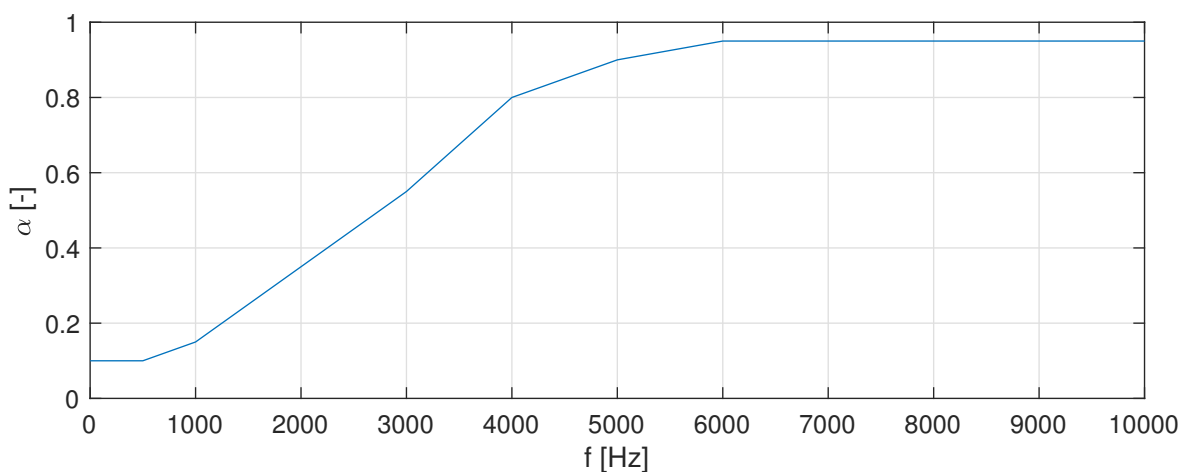
Obecně platí, že vlastnosti tkání, včetně tlumení na povrchu vokálního traktu nejsou konstantní, ale jsou funkcí polohy. V případě povrchu vokálního traktu není měření impedance realizovatelné a běžně se používá odhad $Z = 83666 \text{ kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [13]. Tento odhad byl použit také v této práci.

Tlumení bylo uvažováno také na povrchu těla. Pro povrch těla bylo použito tlumení definováno pomocí absorpčního koeficientu α . Pro kůži byla změřena hodnota $\alpha = 0,03$ [36]. Absorpční koeficient vlasů byl modelován jako frekvenčně závislý. Použitá frekvenční závislost je zobrazena na obrázku 6.4 a vychází z měření [36] [37].

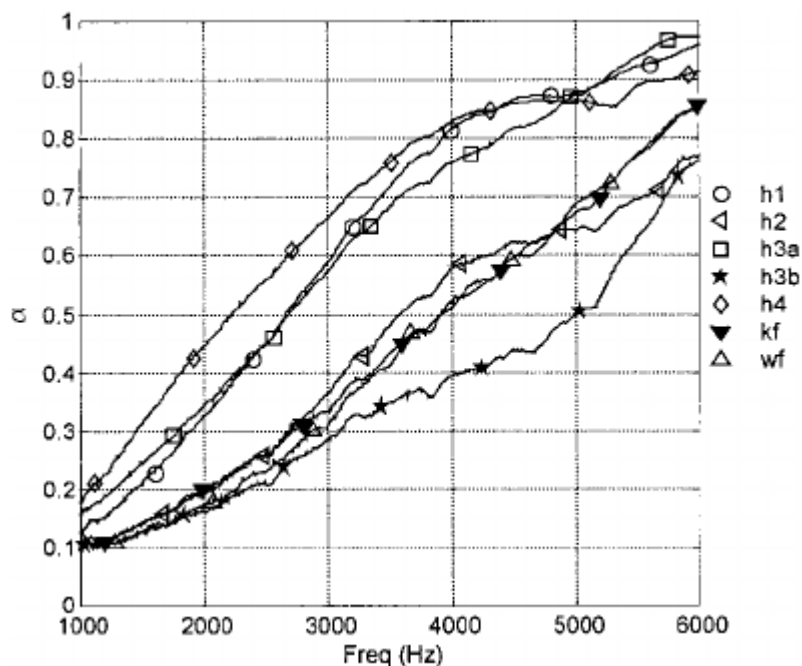
Na hlasivkách je předepsáno buzení normálovou rychlostí $2,4 \cdot 10^{-3} \text{ ms}^{-1}$. Podle rovnice 5.7 po dosazení impedance vzduchu odpovídá tato rychlost tlaku 1 Pa .



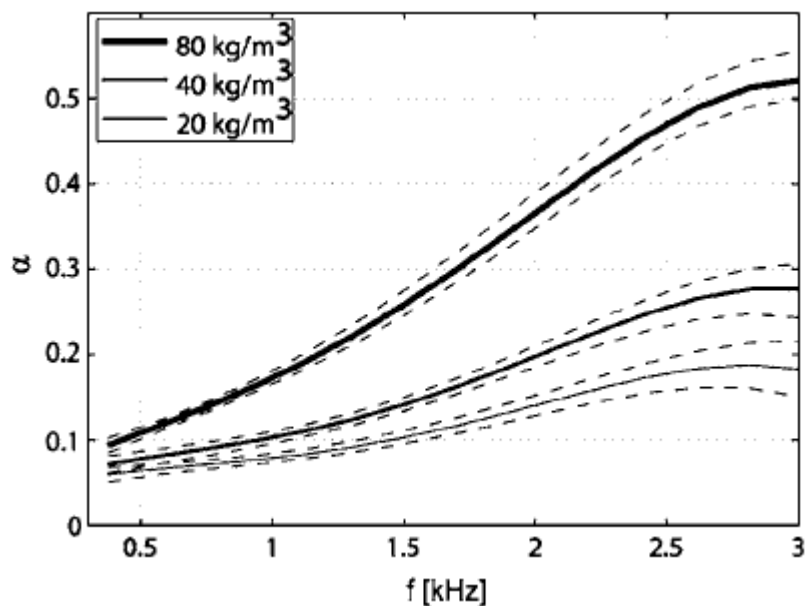
Obrázek 6.3: Uzly sítě na povrchu těla náležící jednotlivým částem povrchu (červeně vokální trakt, oranžově kůže a modře vlasy)



Obrázek 6.4: Použitý absorpční koeficient α pro vlasy



Obrázek 6.5: Absorpční koeficient α vlasů (h1, h2, h3a, h3b a h4) a akustických pěn(kw a wf) [36]



Obrázek 6.6: Absorpční koeficient α vlasů pro různé hustoty vlasů při konstantní šířce vzorku [37]

6.4. Umístění vyhodnocovacích bodů

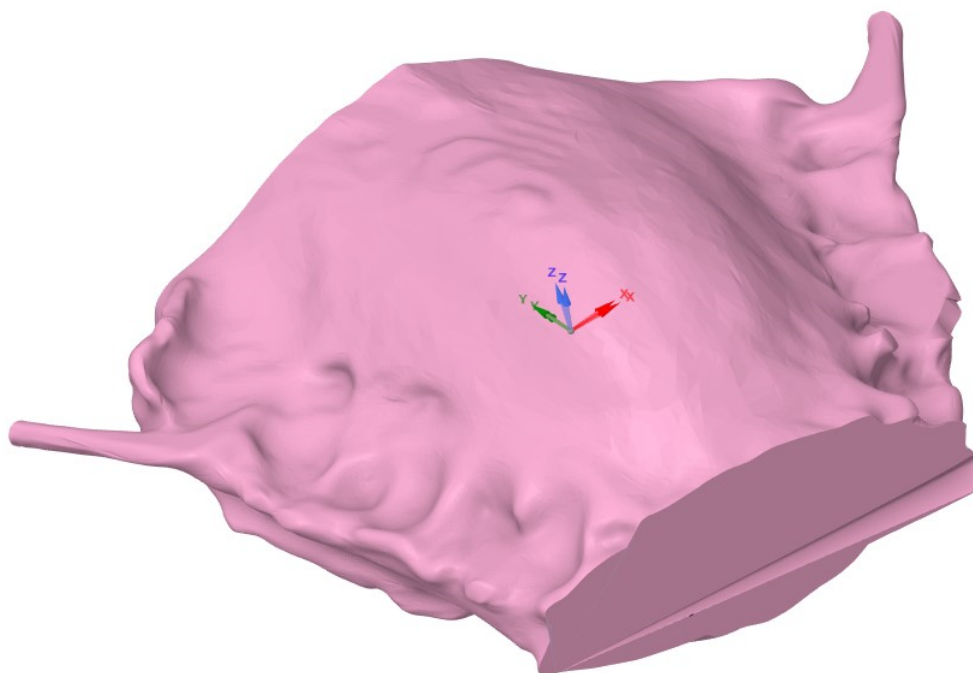
Během snímání subjektu magnetickou rezonancí nebyla zajištěna přesná poloha hlavy a vokálního traktu subjektu. Vokální trakt modelu a je tedy mírně natočený vůči souřadnému systému modelu. Při výběru vyhodnocovacích bodů byla tomuto nesouhlasu věnována pozornost a byla provedena korekce tak, aby poloha vyhodnocovacích bodů odpovídala co nejlépe natočení hlavy. K určení tohoto natočení bylo přistoupeno dvěma způsoby. Prvním způsobem je odhad z geometrie a předběžných výsledků získaných bě-

6.4. UMÍSTĚNÍ VYHODNOCOVACÍCH BODŮ

hem testování sítě, kdy při vyšších frekvencích je patrná směrovost vokálního traktu jako zdroje zvuku. Druhým způsobem je pomocí hlavních os a momentů setrvačnosti ústní dutiny jako poslední části vokálního traktu.

Odhadem bylo určeno natočení 7° kolem osy y (naklopení hlavy do strany) a 15° kolem osy z (natočení hlavy). Natočení v posledním směru, kolem osy x (předklon/záklon) nebylo uvažováno, protože neutrální polohu nelze určit pomocí využití přibližné symetrie. Předklon hlavy je také omezen tím, že skenování probíhá při poloze vleže.

Směry hlavních os ústní dutiny byly určeny pomocí softwaru Spaceclaim. Úhel mezi původní osou x a nejbližší hlavní osou je $8,81^\circ$, popř. $8,82^\circ$ mezi osou x a průmětem této hlavní osy do roviny xy . Význam těchto úhlů odpovídá naklopení hlavy do strany. Velikost úhlu mezi osou y a její nejbližší hlavní osou je $15,28^\circ$. Tento úhel odpovídá natočení hlavy.



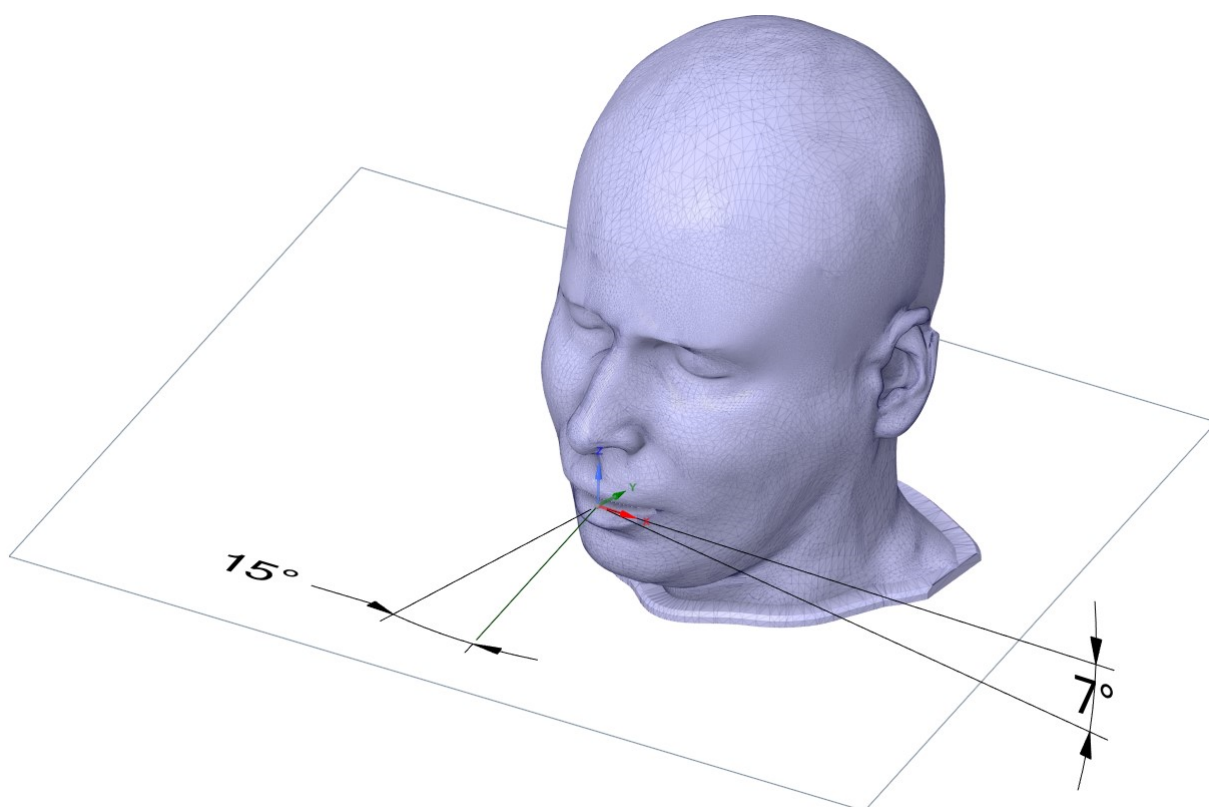
Obrázek 6.7: Ústní dutina, její hlavní osy a globální souřadný systém

Neutrální rovina zvolená pro vyhodnocování výsledků je natočená o 7° kolem osy y a následně o 15° kolem osy z nového souřadného systému.

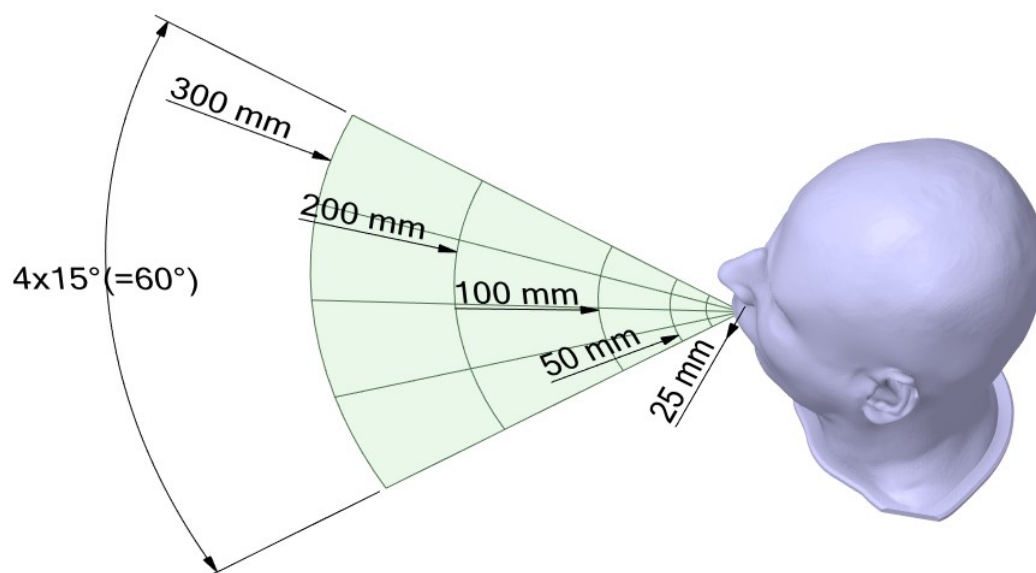
Body pro vyhodnocování frekvenčních závislostí v transversální rovině před hlavou jsou umístěny ve vzdálenostech 25 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm a 300 mm přímo před ústy a na přímkách s odklonem 15° a 30° .

Směrovost v transversální rovině je vyhodnocována pro vybrané frekvence v rozsahu od -105° do $+105^\circ$ po 15° ve vzdálenostech 25 mm, 50 mm, 100 mm a 200 mm. Mimo bodů v neutrální rovině budou vyhodnocovány také body v rovinách se sklonem 15° a 30° v mediální rovině v obou směrech. Pro nejvyšší vzdálenost a sklon směrem dolů však některé body pro vyhodnocování směrovosti zasahují do geometrie těla, a nemohou být tedy použity k vyhodnocování.

Kromě bodů v prostoru před hlavou byly vyhodnocovány také frekvenční vzdálenosti pro čtveřici bodů na každé tváři. Tyto body jsou umístěny na křivce mezi ústy a uchem v rovnoměrných vzdálenostech.

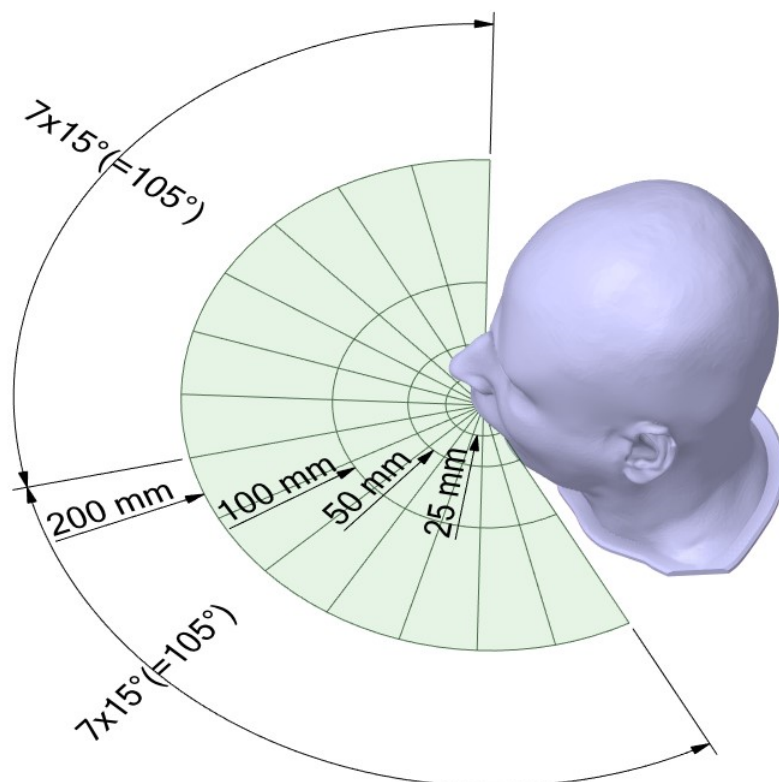


Obrázek 6.8: Zvolené natočení neutrální roviny pro vyhodnocování výsledků

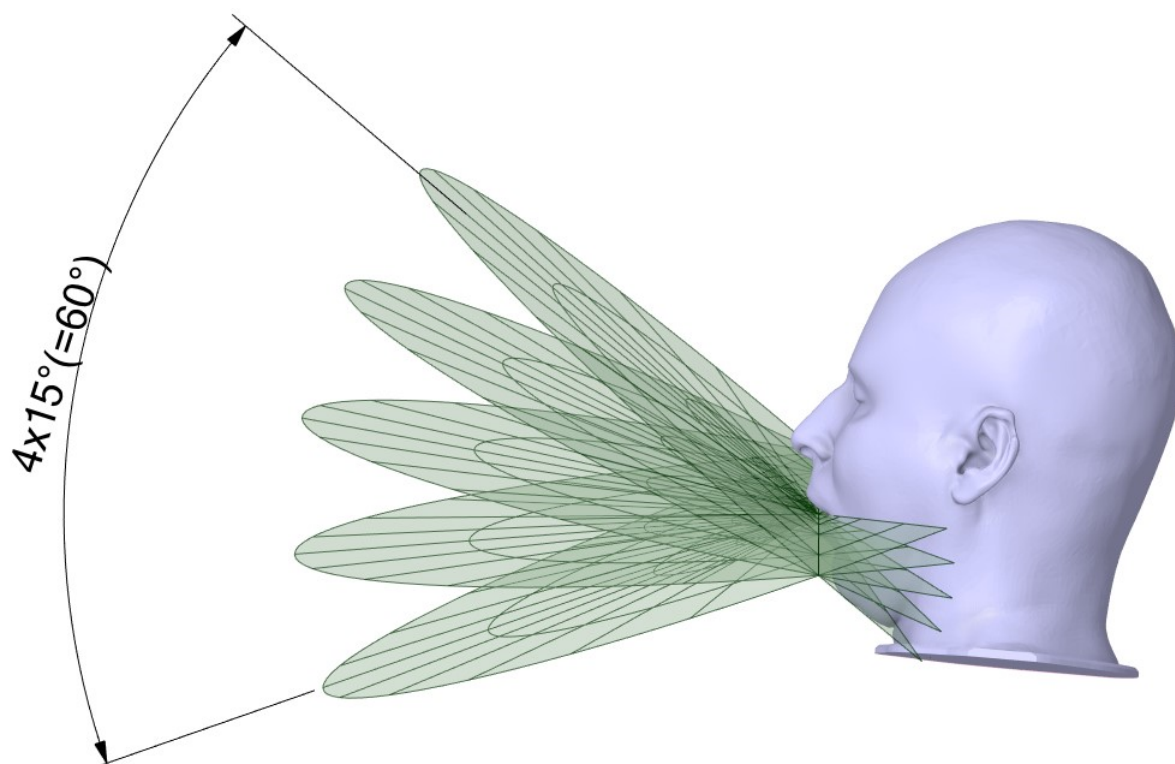


Obrázek 6.9: Body v transverzální rovině pro vyhodnocování frekvenčních závislostí

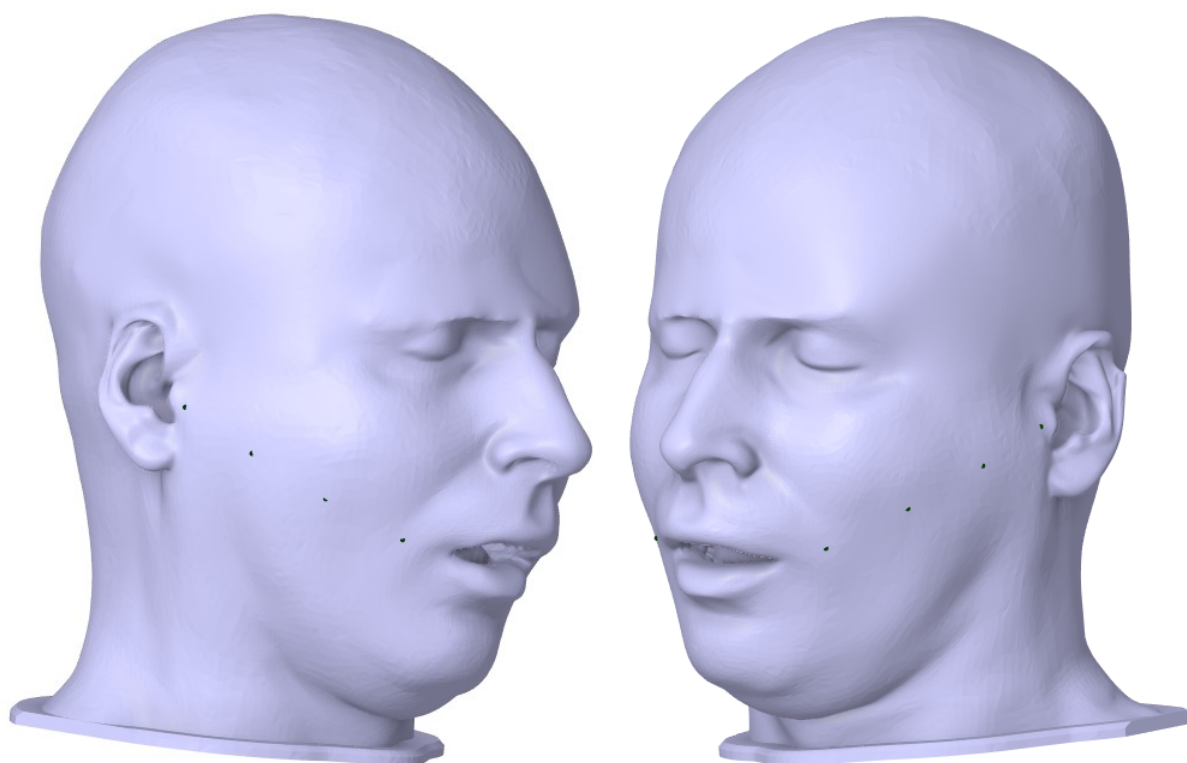
6.4. UMÍSTĚNÍ VYHODNOCOVACÍCH BODŮ



Obrázek 6.10: Body pro vyhodnocování směrovosti



Obrázek 6.11: Roviny pro vyhodnocování



Obrázek 6.12: Vyhodnocované body na tváři

6.5. Interpolace výsledků

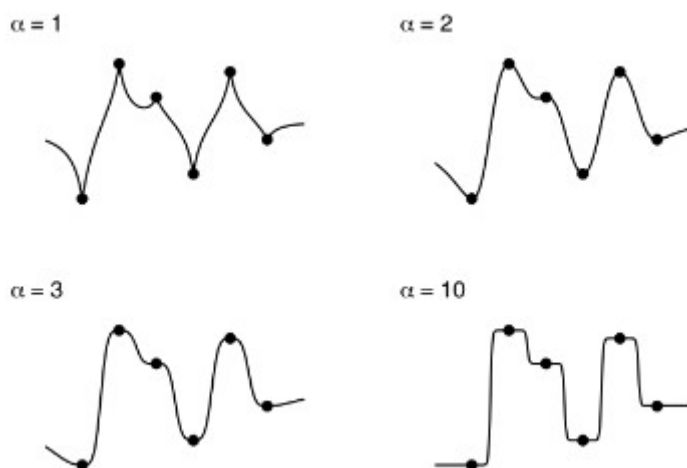
Výsledkem řešení úlohy v MKP je v našem případě po částech lineární funkce popisující průběh akustického tlaku v prostoru. Použitý výpočetní software Ansys však neumožňuje jednoduchý export hodnot funkce v libovolném bodě domény, pouze v uzlových bodech. Z tohoto důvodu je nutné hodnoty ve zvolených vyhodnocovacích bodech interpolovat. Nejjednodušší metodou interpolace je metoda nejbližšího souseda, kdy je do bodu s neznámou hodnotou dosazena hodnota z nejbližšího známého bodu.

6.5.1. Metoda IDW

Další použitelnou metodou je metoda inverzních vzdáleností (IDW, z anglického Inverse Distance Weighting) založená na váženém průměru. Jednotlivé váhy jsou nepřímo úměrné vzdálenosti bodu. Jednou z modifikací této metody je použití vyšší mocniny vzdálenosti. Hodnotu akustického tlaku v interpolovaném bodě lze poté určit:

$$p = \frac{\sum p_i r_i^{-\alpha}}{\sum r_i^{-\alpha}} \quad (6.1)$$

,kde p_i je akustický tlak v uzlovém bodě i , r_i je vzdálenost uzlového bodu od interpolovaného bodu a α je zvolený parametr interpolační metody. Vliv parametru α na interpolovanou funkci pro jednorozměrný příklad je ilustrován na obrázku 6.13. Jednou z nevýhod této metody je zakmitávání způsobené vzdálenými body. Pro vyšší α tento efekt mírně utlumen, pro $\alpha \rightarrow \inf$ metoda IDW odpovídá metodě nejbližšího souseda [38]. Dalším způsobem jak omezit zakmitávání je uvažování pouze nejbližšího okolí interpolovaného bodu. V našem případě je omezení okolí dokonce nezbytné z důvodu vysoké výpočetní náročnosti pro sítě obsahující statisíce bodů.



Obrázek 6.13: Vliv parametru α na interpolovanou funkci [38]

Dalším nedostatkem metody IDW je vliv shluků bodů, kdy dva blízké body v podobnou hodnotou funkce mají celkem dvojnásobnou váhu oproti případu, kdy se v této oblasti nachází pouze jeden bod. Tento nedostatek může být patrný v oblastech blízko tváře a úst, kde dochází k změně hustoty sítě, která se zde přizpůsobuje povrchu.

Pro vyhodnocování akustického tlaku byl zvolen parametr $\alpha = 2$ a okolí omezené na kouli s poloměrem $r = 8mm$, s jejím iterativním zmenšením pro místa s vysokou hustotou sítě do dosažení počtu uzlových bodů pod 16.

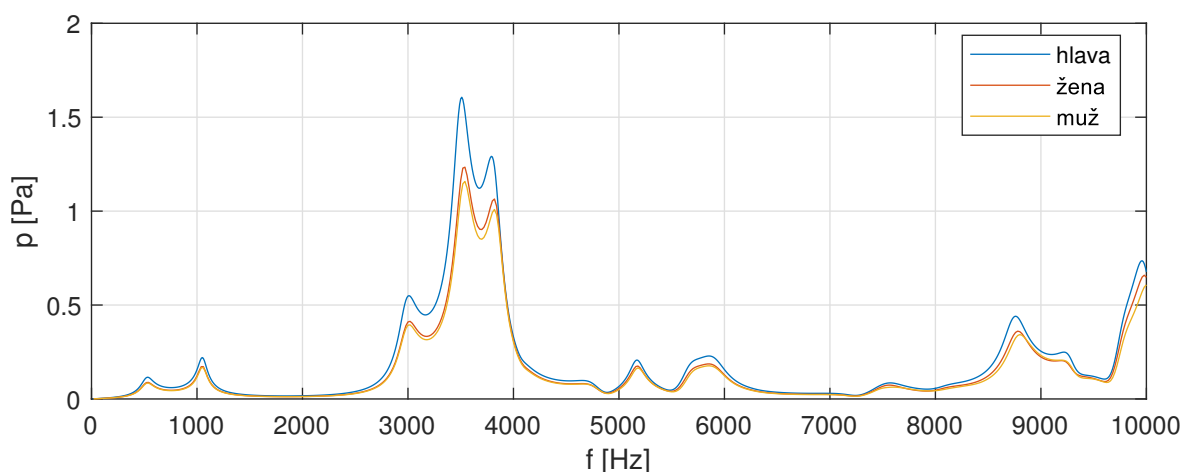
7. Analýza výsledků

Výpočty jednotlivých modelů byly provedeny na různých zařízeních. Výpočet celého frekvenčního rozsahu modelu hlavy byl proveden na osobním počítači s čtyřjádrovým procesorem AMD Ryzen 5 1500X s taktovací frekvencí 3,5 GHz, 16 GB RAM a klasickým pevným diskem. Výpočet probíhal zhruba 2 dny. Velikost výpočetní databáze je 276 GB. Výpočet modelu hlavy s ženským tělem byl proveden na osobním počítači s šestijádrovým procesorem Intel Core i7-5820 s taktovací frekvencí 3.30 GHz, 64 GB RAM se zápisem dat na SSD. Výpočet trval zhruba 11 dnů. Velikost výpočetní databáze je 385 GB. Výpočet modelu s hlavy s mužským tělem byl proveden na počítači s procesorem Intel Xeon E5-264 v4, 128 GB RAM a zápisem dat na klasický pevný disk. Výpočet probíhal 6 dní a velikost výpočetní databáze je 356 GB.

7.1. Frekvenční závislost

Na obrázcích 7.1 a 7.2 jsou vykresleny závislosti amplitudy akustického tlaku a hladiny akustického tlaku (SPL) na frekvenci ve středu úst. Tlak a SPL ve středu úst by neměly být ovlivněny odrazy od těla, i přesto je však amplituda akustického tlaku a SPL u modelů ženy a muže mírně nižší. Toto je pravděpodobně způsobeno vyšším celkovým tlumením modelů s tělem.

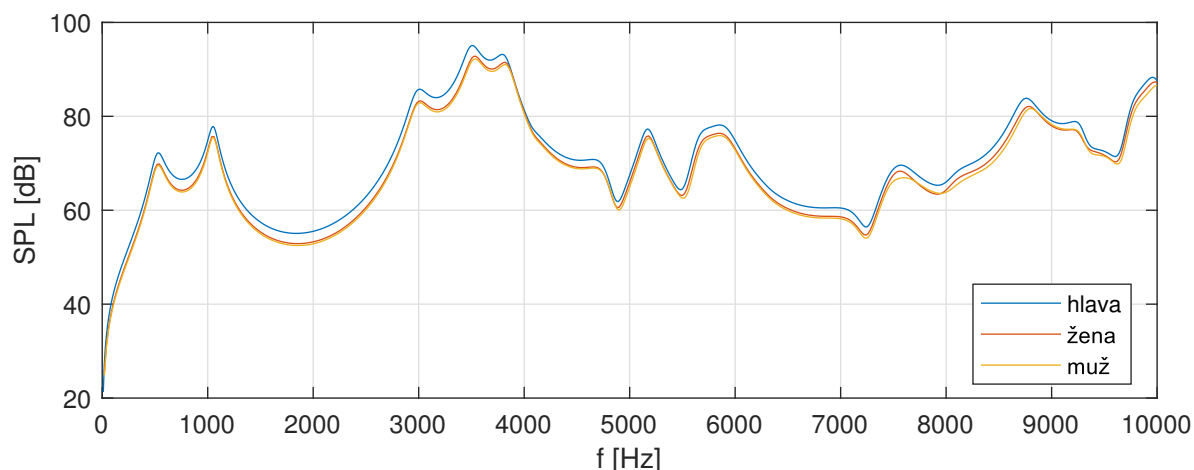
Na obou závislostech lze jasně vidět špičky odpovídající jednotlivým formantům. Poloha několika prvních formantů a jejich srovnání s výsledky modální analýzy jsou uvedeny v tabulce 7.1. Výsledky modální analýzy jsou převzaty z předchozí práce[27], kde model vycházel ze stejné geometrie a byly použity stejné vlastnosti vzduchu a povrchu vokálního traktu. V rovině úst byla předepsána podmínka nulového akustického tlaku.



Obrázek 7.1: Závislost akustického tlaku na frekvenci ve středu úst

Poloha formantů se liší pouze zanedbatelně mezi jednotlivými modely. Poloha prvního formantu se shoduje s prvním vlastní frekvencí získanou pomocí modální analýzy, zatímco poloha druhého formantu se liší výrazně, o cca 130 Hz. Poloha dalších 3 formantů se liší o 50 až 100 Hz. Tento rozdíl je způsoben tím, že uzel s nulovým tlakem se ve skutečnosti nachází někde před rovinou úst, nikoli v rovině úst jak je předepsáno jako okrajová podmínka v modální analýze.

7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST



Obrázek 7.2: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci ve středu úst

	Modální	Hlava	Žena	Muž
F_1	531 Hz	530 Hz	540 Hz	540 Hz
F_2	1 179 Hz	1 050 Hz	1 060 Hz	1 060 Hz
F_3	3 060 Hz	3 010 Hz	3 020 Hz	3 020 Hz
F_4	3 580 Hz	3 510 Hz	3 540 Hz	3 540 Hz
F_5	3 888 Hz	3 790 Hz	3 820 Hz	3 820 Hz

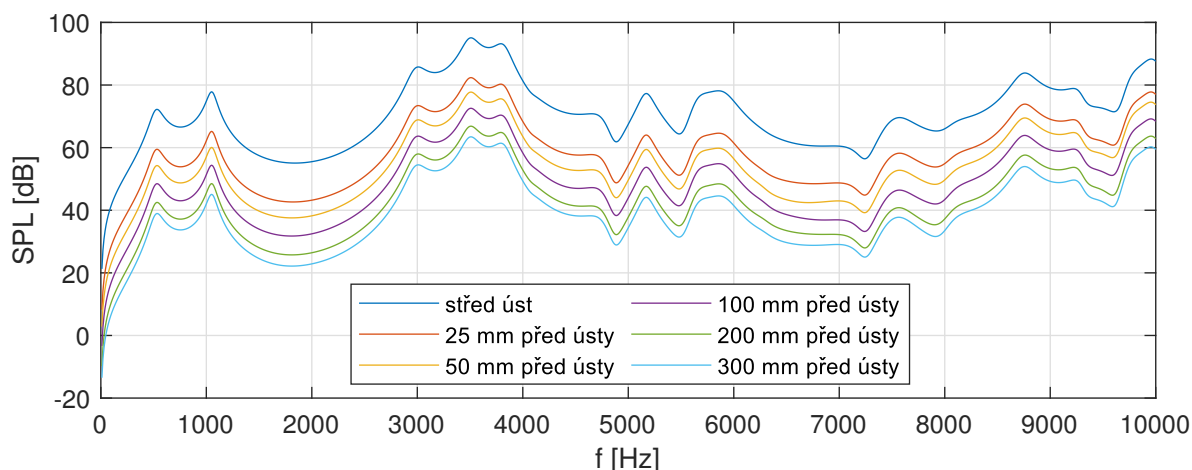
Tabulka 7.1: Poloha formantů pro počítané modely a modální analýzu[27]

Poloha formantů odpovídá spíše fonaci samohlásky [ʌ]. Subjekt tedy nedokázal po celou dobu snímání udržet stálou fonaci samohlásky [a].

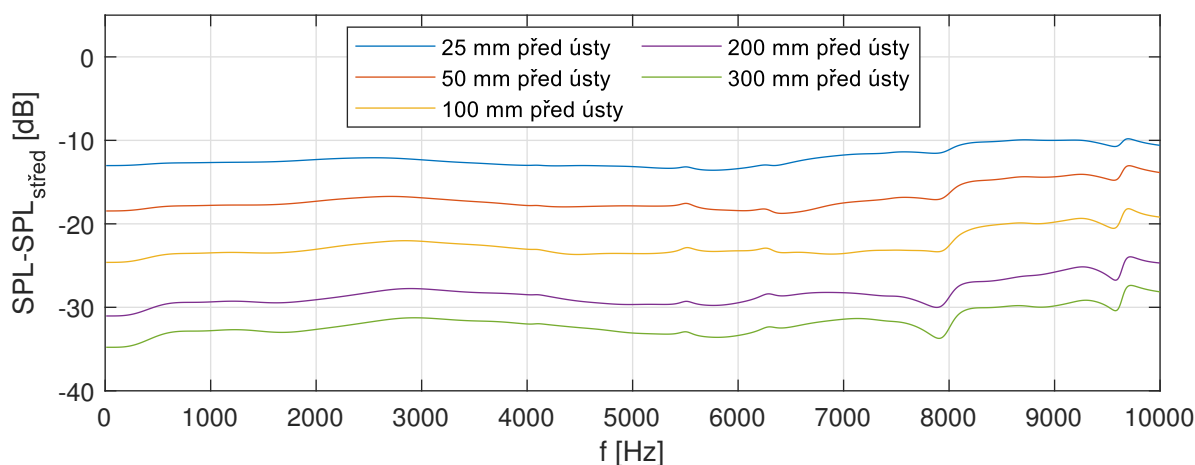
Pro srovnání s ostatními modely a pro analýzu šíření zvuku v okolí těla je v práci použita relativní hladina akustického tlaku $SPL - SPL_{ref}$. Jako referenční bod je zvolen bod ve středu úst jednotlivých modelů.

7.1.1. Model hlavy

Na obrázcích 7.3 a 7.4 je zobrazena SPL a relativní SPL v bodech na přímce před ústy. Na obou závislostech lze vidět, že rozdíly mezi jednotlivými body jsou konstantní, zejména při nižších frekvencích, a rozdíl mezi body ve dvojnásobné vzdálenosti je zhruba 6 dB, což odpovídá šíření kulových vln ve volném poli.



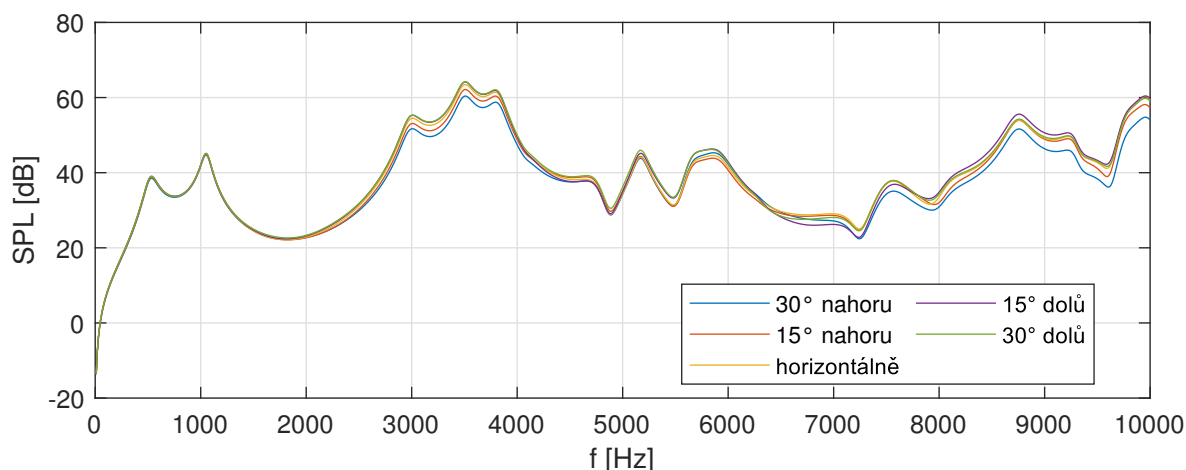
Obrázek 7.3: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model hlavy



Obrázek 7.4: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model hlavy

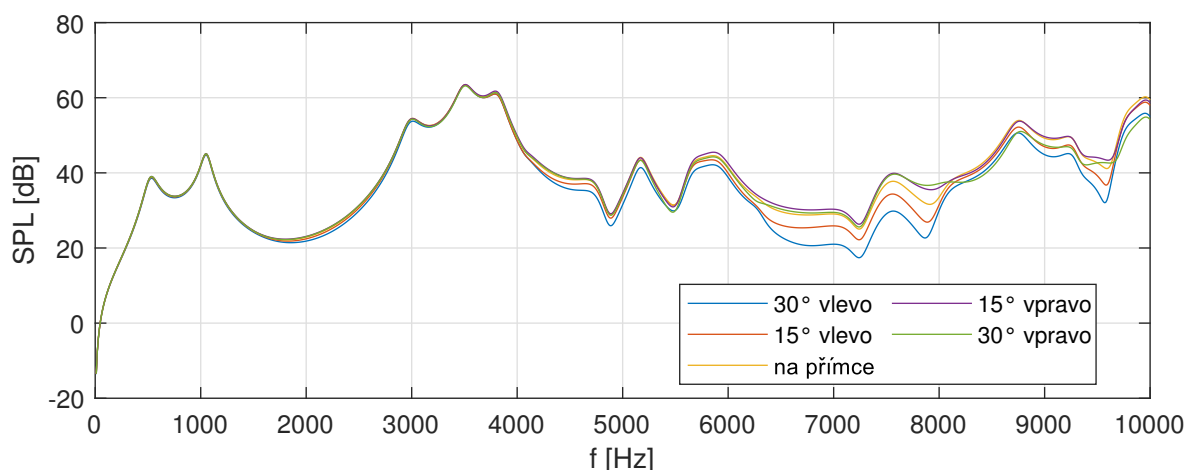
Na obrázku 7.5 je vykreslena hladina akustického tlaku ve vzdálenosti 300 mm pro body v mediální rovině s různým sklonem. Mezi těmito body nejsou výrazné rozdíly, zejména ve tvaru průběhu. Od zhruba 2 000 Hz se začíná projevovat mírná směrová závislost, kdy v níže umístěných bodech je mírně vyšší SPL.

7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST



Obrázek 7.5: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině pro model hlavy

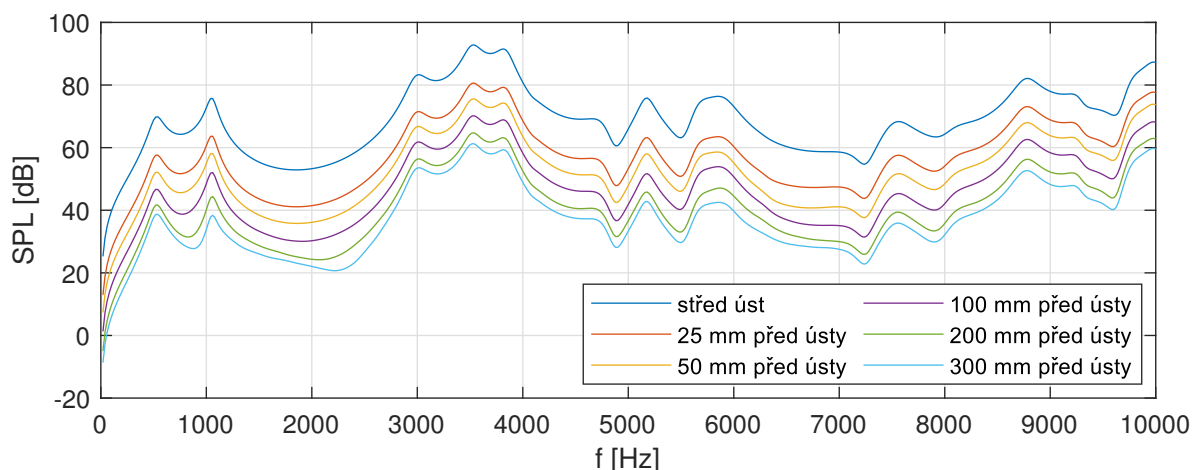
Na obrázku 7.6 je vykreslena hladina akustického tlaku ve vzdálenosti 300 mm pro body v transversální rovině s různým směrem. SPL v jednotlivých bodech je téměř stejná do frekvence zhruba 6 300 Hz, kde se začíná výrazně projevovat směrovost. Dalšími zajímavými oblastmi jsou oblasti kolem 8000 Hz a 9500 Hz, kde bod s odklonem 30° vpravo nevykazuje oproti ostatním bodům výrazný pokles.



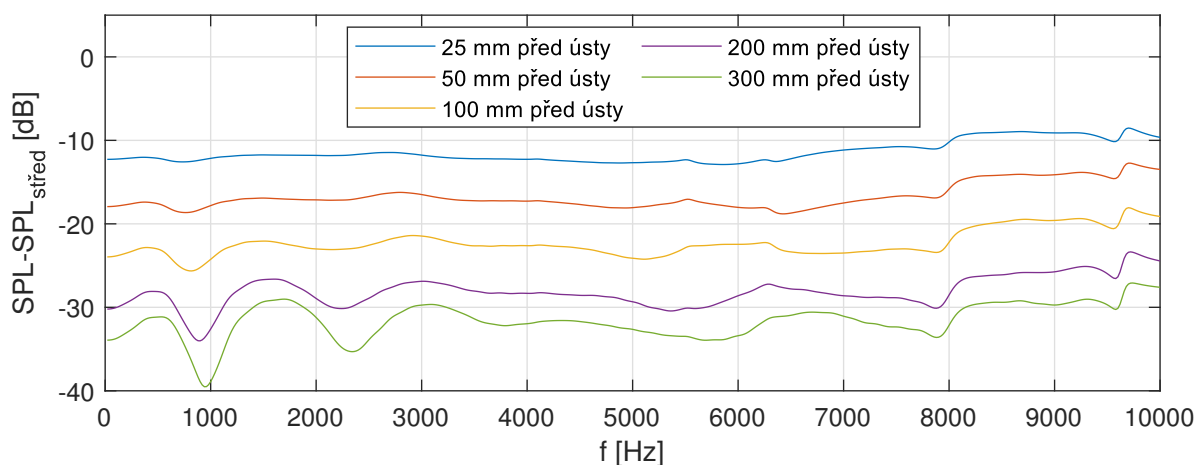
Obrázek 7.6: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transversální rovině pro model hlavy

7.1.2. Model ženy

Na obrázku 7.7 je zobrazena závislost SPL na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model s ženským tělem. Oproti modelu samostatné hlavy je na první pohled patrný posuv lokálních minim mezi F_1 a F_2 a mezi F_2 a F_3 směrem k vyšším frekvencím u bodů ve vzdálenosti 200 mm a 300 mm. Tyto rozdíly jsou lépe ilustrované na obrázku 7.8, kde je zobrazena relativní hladina tlaku v bodech na přímce před ústy. Nejvýraznější odchylky od konstantního poklesu s rostoucí vzdáleností vln jsou v okolí 950 Hz a 2 300 Hz, kde dochází k poklesu relativní SPL. Oproti tomu před a mezi těmito minimy dochází k mírnému nárůstu relativní SPL i oproti modelu samostatné hlavy. Pro vyšší frekvence nejsou patrné žádné významné rozdíly.



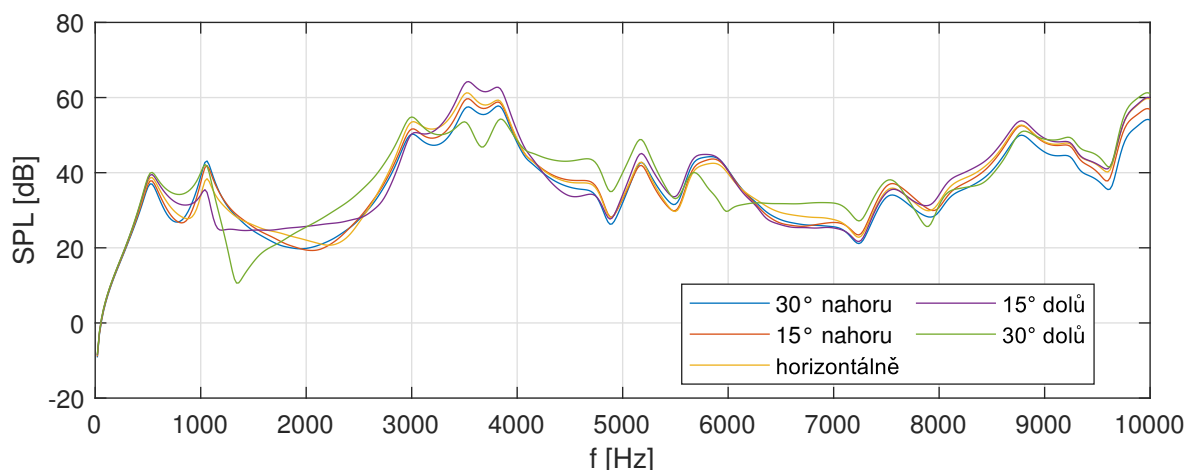
Obrázek 7.7: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model ženy



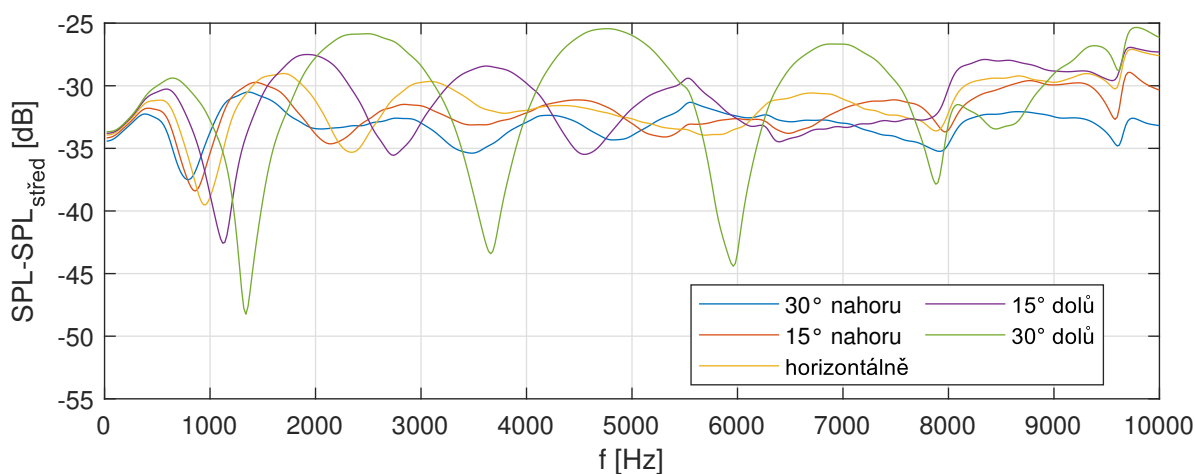
Obrázek 7.8: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model ženy

Jak je zřejmé z obrázků 7.7 a 7.8, ve vzdálenosti 200 mm a větší je patrný vliv odrazů od těla. Podle očekávání by tento vliv měl být výraznější v bodech blíže tělu. Závislosti SPL a relativní SPL v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině na obrázcích 7.9 a 7.10 toto očekávání potvrzují. Ve frekvenční závislosti relativní SPL jsou v oblasti do zhruba 8000 Hz patrná ostrá minima opakující se v přibližně pravidelných frekvenčních intervalech, kde dochází k poklesu relativní SPL proti modelu hlavy, a oblasti mezi těmito minimy, kde je relativní SPL v porovnání s modelem hlavy vyšší. Velikost těchto intervalů a amplitudy výchylek závisí na konkrétní poloze bodu. Podobná závislost je zřejmá také ve vzdálenosti 200 mm na obrázku 7.11.

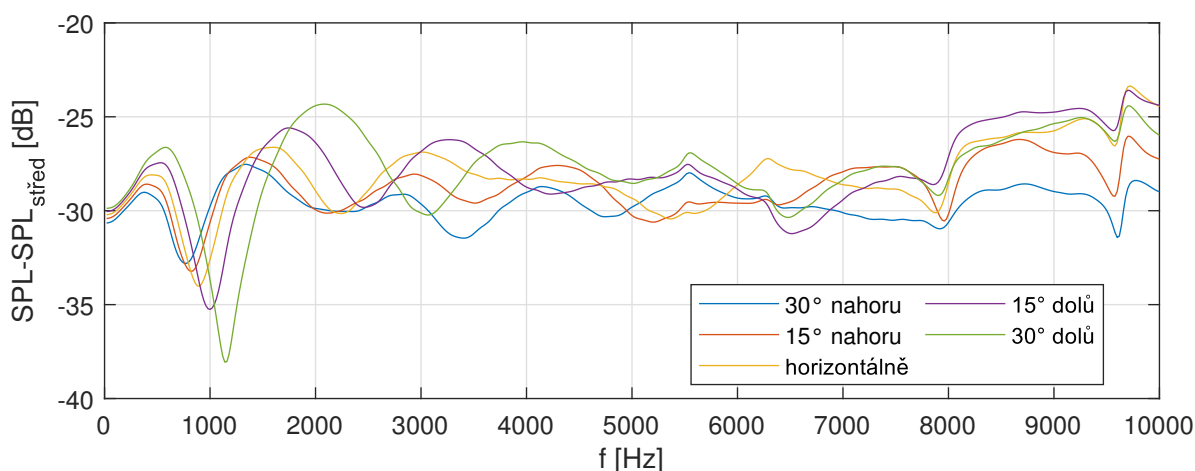
7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST



Obrázek 7.9: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině pro model ženy



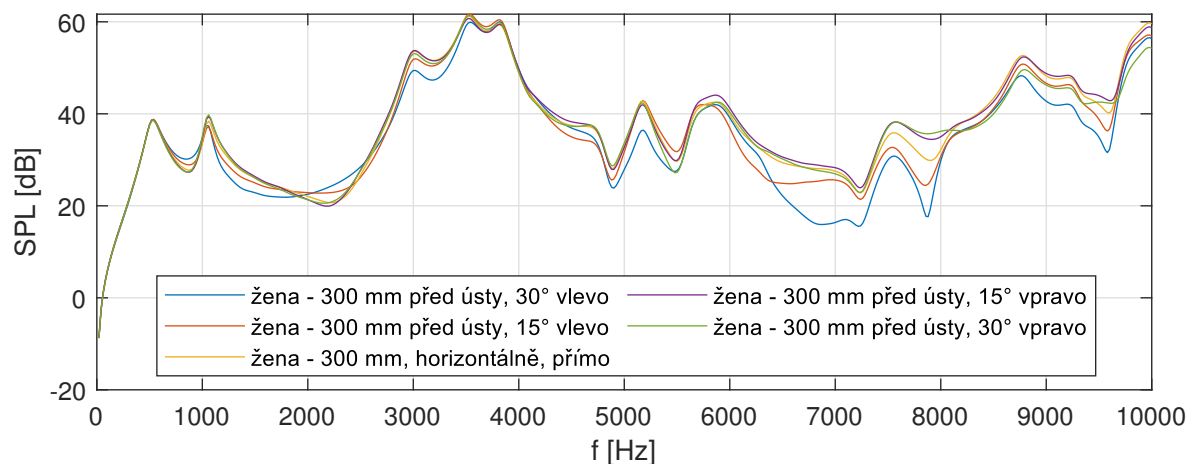
Obrázek 7.10: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině pro model ženy



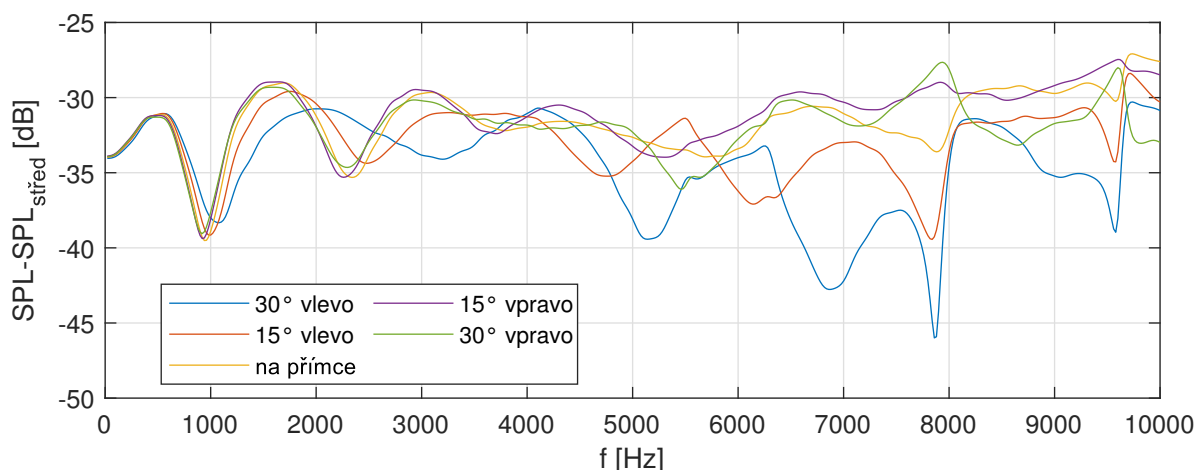
Obrázek 7.11: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 200 mm v mediální rovině pro model ženy

Na frekvenční závislosti SPL v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transversální rovině na obrázku 7.12 kromě výše popsaných odchylek vidět oproti stejné závislosti u modelu hlavy výraznější pokles SPL u bodu 30° vlevo v rozsahu 6 300 Hz až 8 000 Hz. Pokud

se zaměříme na relativní hladinu akustického tlaku na obrázku 7.13, jsou patrné výše popsané vzory. U bodu ve směru 30° vlevo je patrné, že frekvenční intervaly jednotlivých výchylek relativní SPL nejsou nutně pravidelné a liší se výrazně mezi jednotlivými body.



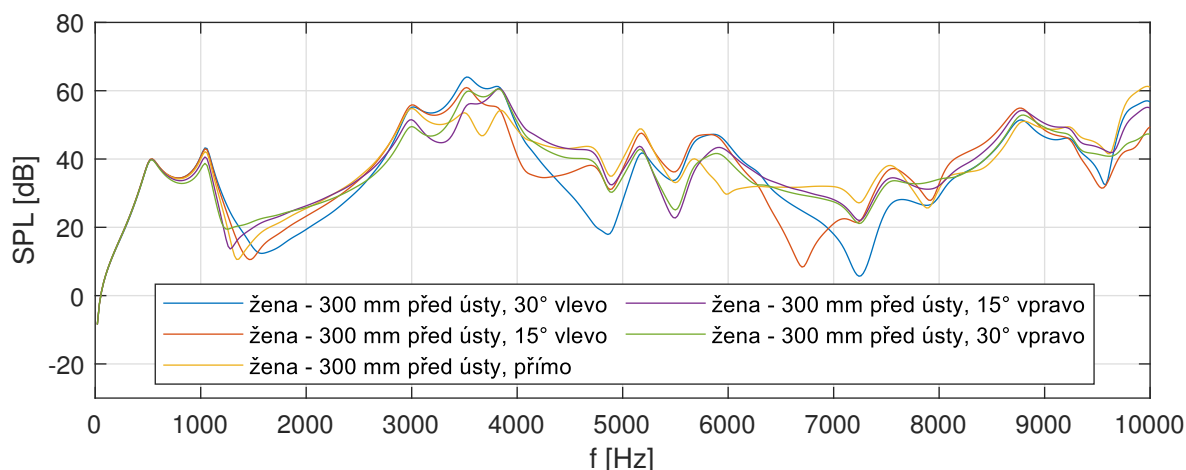
Obrázek 7.12: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transversální rovině pro model ženy



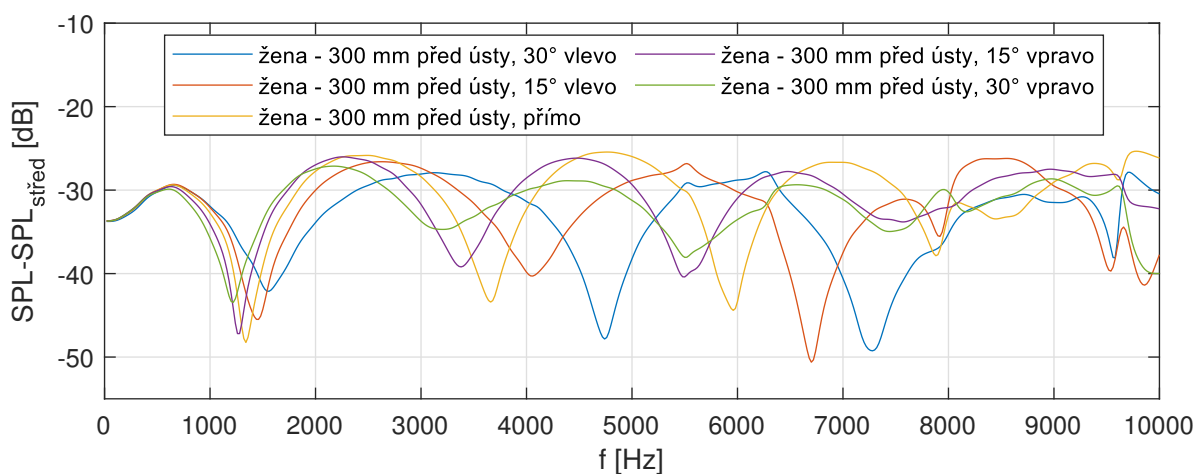
Obrázek 7.13: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transversální rovině pro model ženy

Na obrázcích 7.14 a 7.15 jsou vykresleny frekvenční závislost SPL a relativní SPL v bodech ve vzdálenosti 300 mm od středu úst umístěných v rovině se sklonem 30° dolů oproti transversální. Na obrázku 7.14 jsou patrné velké rozdíly mezi jednotlivými průběhy SPL od frekvence 3000 Hz. Vliv odrazů v této oblasti je výrazný a může zcela utlumit nebo posunout polohu vyšších formantů.

7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST



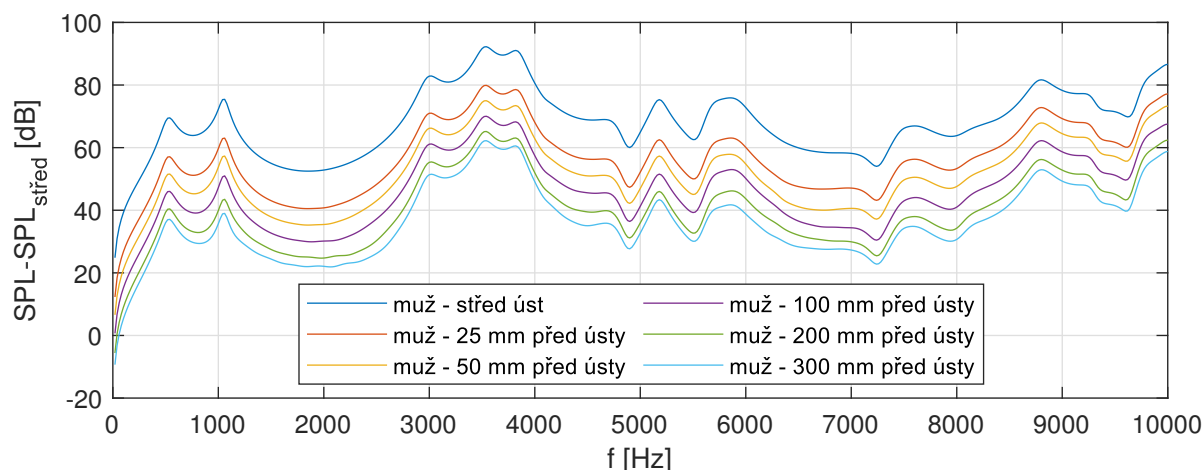
Obrázek 7.14: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v rovině se sklonem 30° pro model ženy



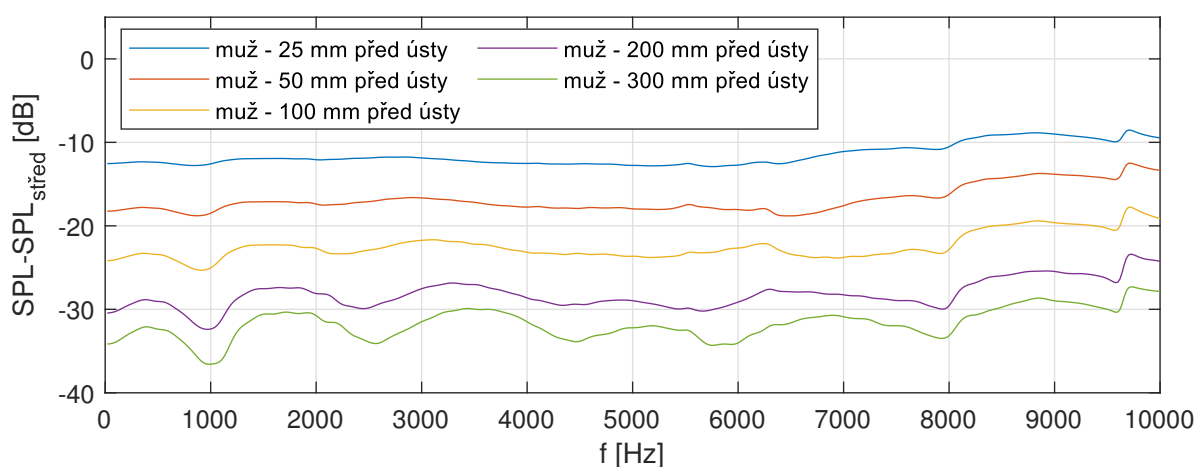
Obrázek 7.15: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v rovině se sklonem 30° pro model ženy

7.1.3. Model muže

Závislosti SPL a relativní SPL na obrázcích 7.16 a 7.17 v bodech na přímce před ústy jsou velmi podobné závislostem u modelu ženy, jedinou významnou odlišností jsou méně výrazné výchylky relativní SPL.



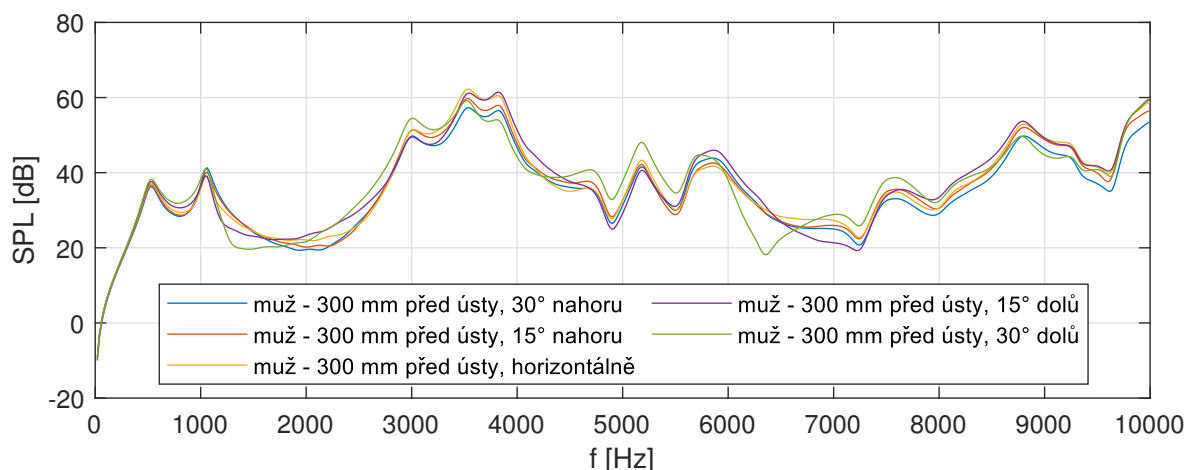
Obrázek 7.16: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model muže



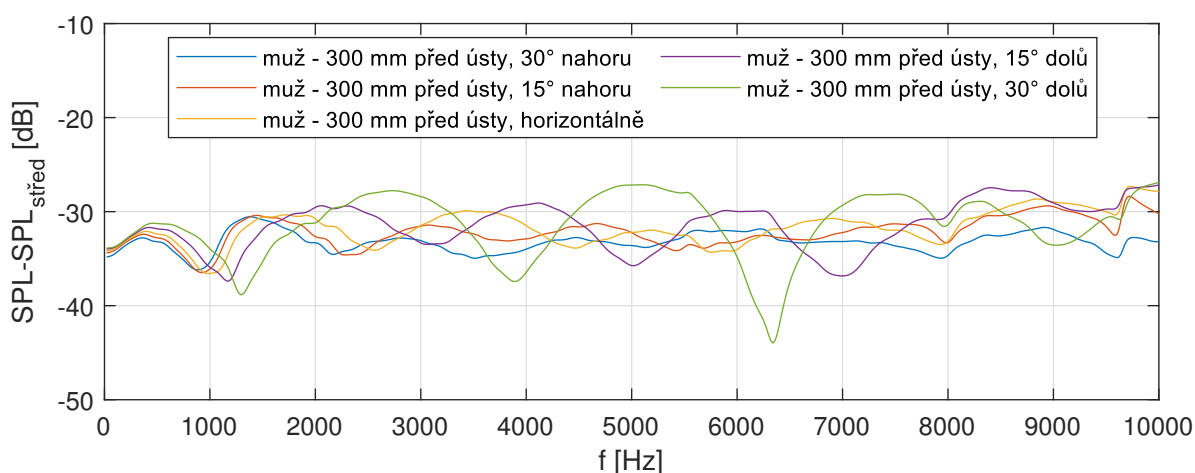
Obrázek 7.17: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech na přímce před ústy pro model muže

Rovněž závislosti SPL a relativní SPL pro body ve stejné vzdálenosti od úst v mediální rovině na obrázcích 7.18 a 7.19 jsou podobné závislostem u modelu ženy. Oproti modelu ženy však pro body se sklonem dolů není vliv odrazů zejména při nízkých frekvencích tak výrazný.

7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST

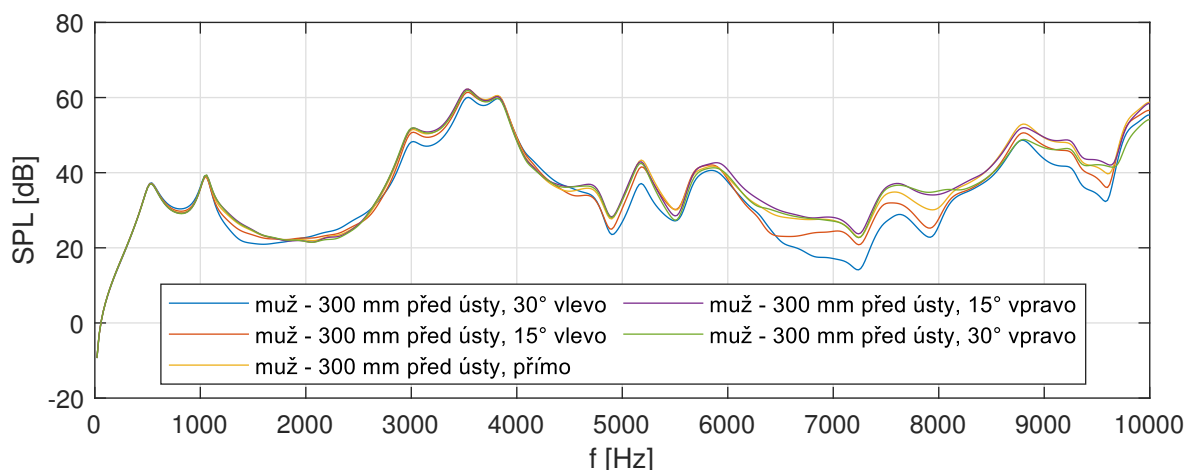


Obrázek 7.18: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině pro model muže

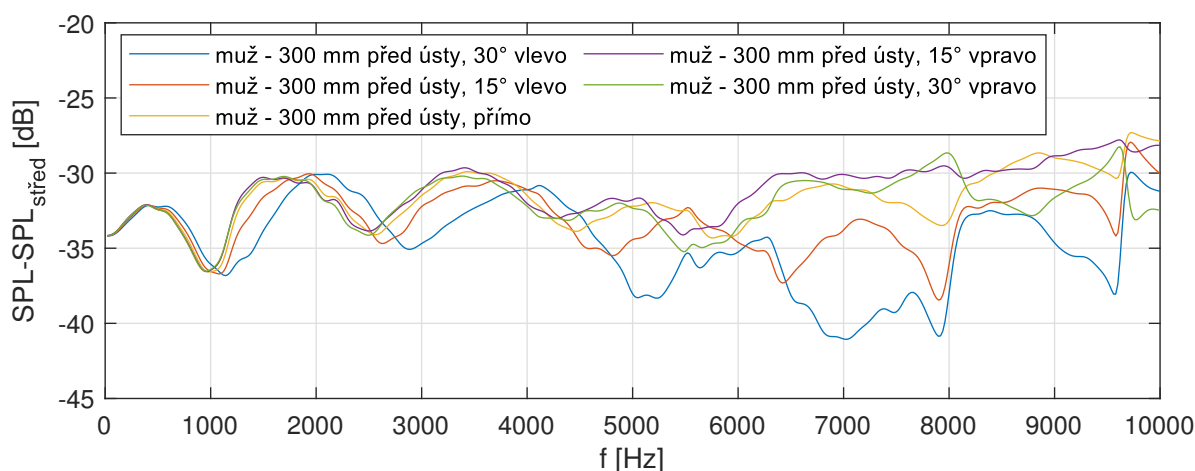


Obrázek 7.19: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v mediální rovině pro model muže

Na obrázcích 7.20 a 7.21 jsou vykresleny SPL a relativní SPL ve vzdálenosti 300 mm pro body v transverzální rovině s různým směrem. Oproti modelu ženy zde nejsou patrné žádné výrazné rozdíly. Směrností se podrobněji zabývá kapitola 7.2.



Obrázek 7.20: Závislost hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transverzální rovině pro model muže

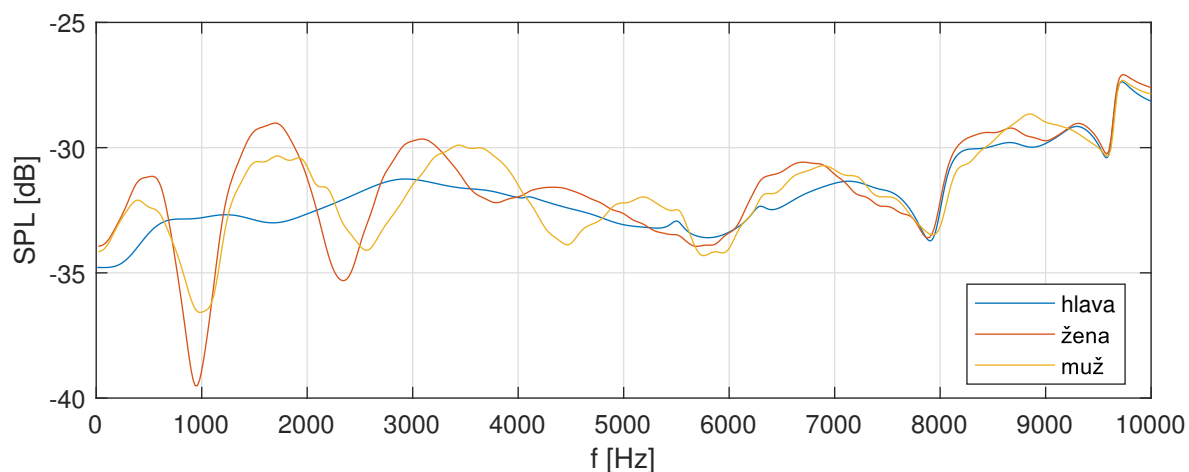


Obrázek 7.21: Závislost relativní hladiny akustického tlaku na frekvenci v bodech ve vzdálenosti 300 mm v transverzální rovině pro model muže

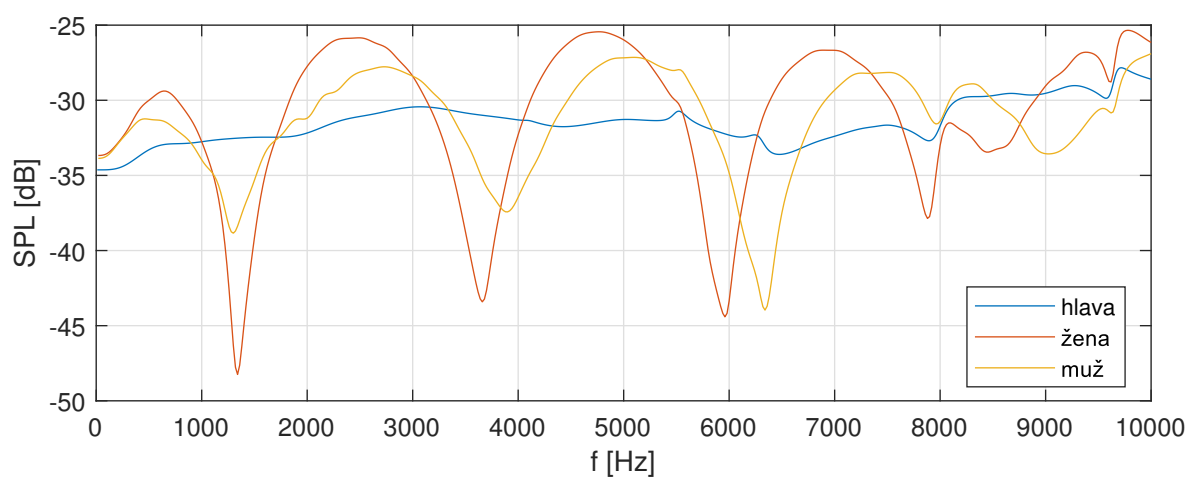
7.1.4. Porovnání mezi modely ve vybraných bodech

Na obrázcích 7.22 až 7.24 jsou srovnání relativních hladin akustického tlaku pro vybrané body, ve kterých se objevují výraznější odchylky. Obecně platí, že SPL pro modely s mužským a ženským tělem jsou podobné, s mírně odlišnými vzdálenostmi výkyvů ve frekvenční závislosti relativní SPL a s vyššími výkyvy u modelu ženy. Při vyšších frekvencích se rozdíly mezi všemi modely zmenšují, např. pro bod přímo před ústy nejsou od frekvence 7 000 Hz patrné výrazné rozdíly.

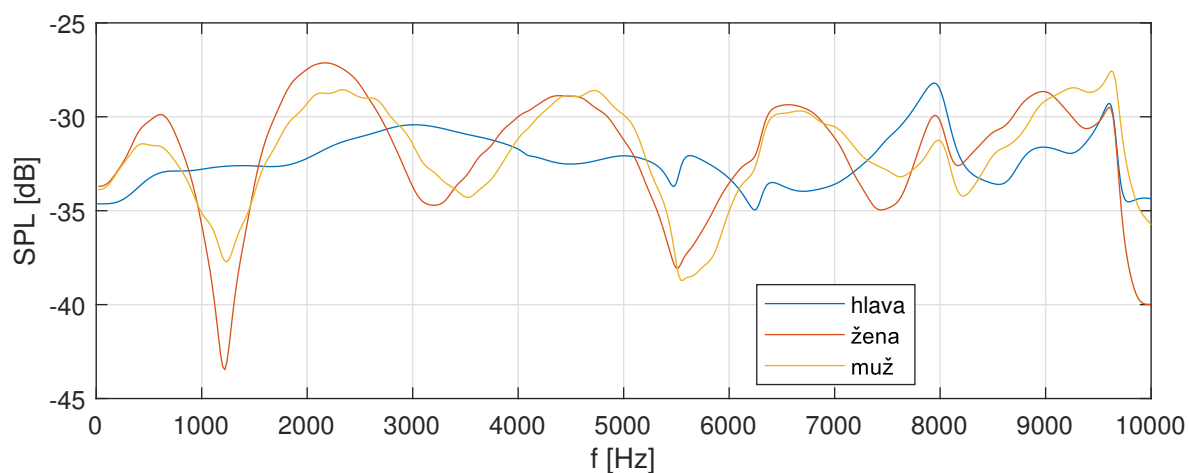
7.1. FREKVENČNÍ ZÁVISLOST



Obrázek 7.22: Závislost relativní hladiny akustického tlaku ve vzdálenosti 300 mm přímo před ústy



Obrázek 7.23: Závislost relativní hladiny akustického tlaku ve vzdálenosti 300 mm na přímce se sklonem 30° dolů před ústy



Obrázek 7.24: Závislost relativní hladiny akustického tlaku ve vzdálenosti 300 mm v rovině se sklonem 30° dolů a ve směru 30° vlevo před ústy

7.2. Směrnost

Směrnost vyzařování akustických vln z úst při ustáleném vyslovování samohlásky [a] byla vyhodnocována pro dvě skupiny vybraných frekvencí. První skupinu tvoří frekvence v blízkosti špiček ve frekvenční závislosti viz obr. 7.1. Konkrétně se jedná o frekvence 500 Hz, 1000 Hz, 3 000 Hz, 3 500 Hz, 3 800 Hz, 5 200 Hz, 5 900 Hz, 7 600 Hz, 8 800 Hz a 10 000 Hz. Druhou skupinu tvoří frekvence, pro které byly zaznamenány vysoké rozptyly mezi vyhodnocovanými body u některého z modelů. Tyto frekvence se nacházejí v blízkosti lokálních minim ve frekvenční závislosti. Z těchto frekvencí byly pro vyhodnocování vybrány frekvence 1 500 Hz, 2 000 Hz, 7 200 Hz, 7 900 Hz a 9 600 Hz.

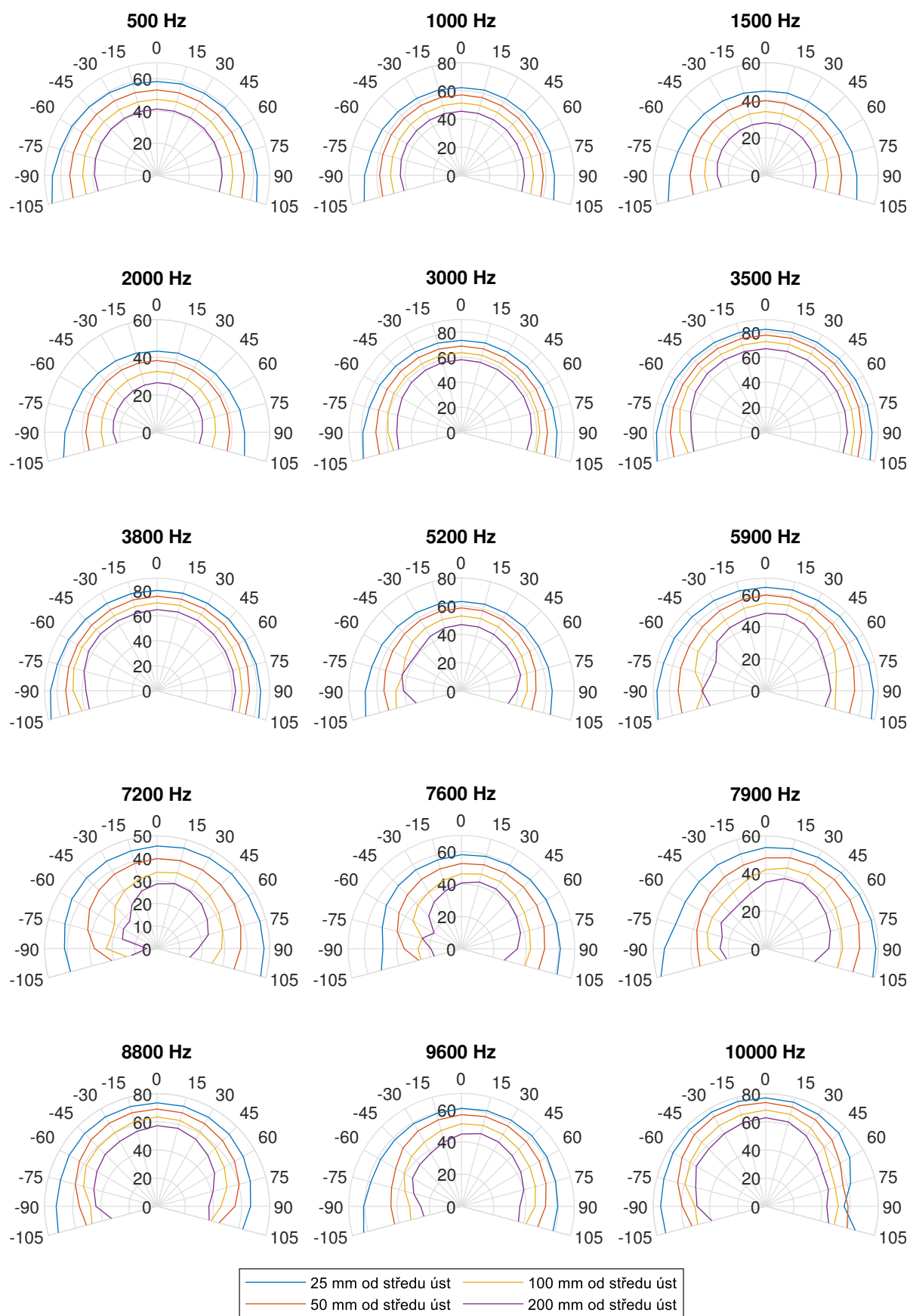
Pro zobrazení směrnosti jsou používány polární grafy. V této práci je úhlem 0° značen směr přímo před ústy, záporné hodnoty úhlů značí směr vlevo a kladné vpravo.

Na obrázku 7.25 jsou zobrazeny směrové diagramy pro jednotlivé vyhodnocované frekvence a vzdálenosti od středu úst. Pro frekvence do 3 800 Hz z obou skupin je u modelu hlavy patrná pouze mírná směrová závislost, kdy v blízkosti okrajů vyhodnocovaného intervalu úhlů dochází u nejbližších bodů k mírnému nárůstu SPL, zatímco u nejvzdálenějších bodů dochází k mírnému poklesu SPL. Pro frekvence 5 200 Hz, 5 900 Hz, 7 200 Hz, 7 600 Hz a 7 900 Hz je směrová závislost výrazná, ale oproti nižším frekvencím není směrová závislost symetrická. Převládající směr je mezi 15° a 30° vpravo. Pro frekvence 8 800 Hz až 10 000 Hz je směrová závislost méně výrazná.

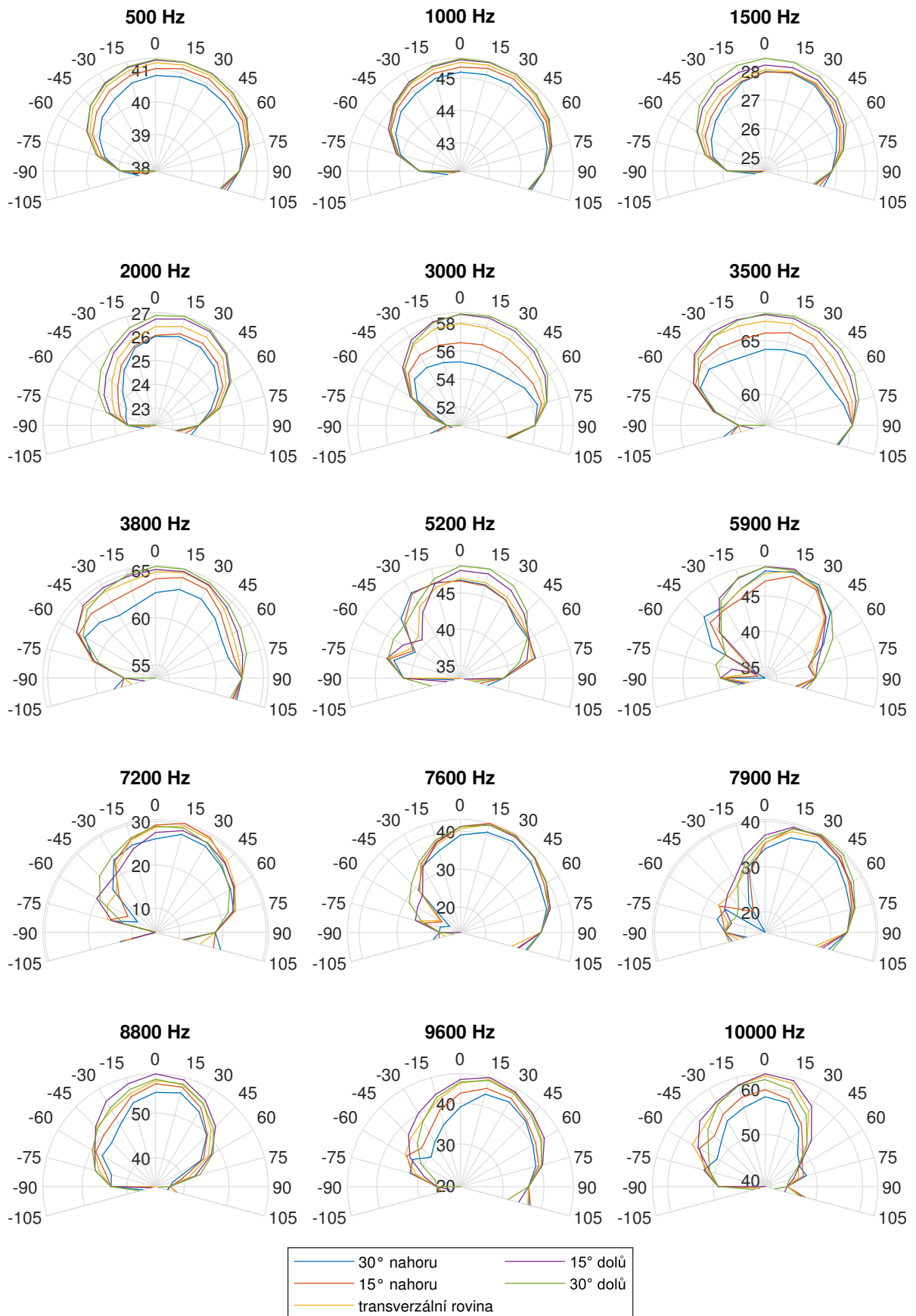
Nejvýraznější směrnost je pozorována v největší vyhodnocované vzdálenosti 200 mm, proto se dále bude směrnost vyhodnocovat pouze pro tuto vzdálenost. Tato vzdálenost je také nejužitečnější pro praktické aplikace závěrů.

Předmětem zájmu je také zda a jak se směrnost liší, vyhodnocuje-li se v rovině s jiným sklonem. Směrové diagramy pro roviny s různým sklonem jsou na obrázku 7.26. Rozsah osy SPL na jednotlivých grafech je automaticky upraven, aby bylo možné pozorovat i drobné rozdíly. Pro frekvence do 3800 Hz zde nejsou výrazné rozdíly, lze tedy konstatovat, že v této oblasti se šíření zvuku blíží šíření kulové vlny. Nad frekvencí 5 200 Hz je při sklonu roviny dolů směrová závislost výraznější. V převládajícím směru nejsou mezi SPL velké rozdíly, ale pro směr -75° a -60° vykazuje SPL pro frekvence 5 200 Hz až 7 900 Hz vyšší rozptyl, i přes relativně malou vzdálenost bodů v porovnání s body přímo před ústy. Ve všech případech je SPL alespoň některé z rovin se sklonem dolů vyšší než v transverzální rovině.

7.2. SMĚROVOST



Obrázek 7.25: Směrové diagramy pro model hlavy, transversální rovinu a různé vzdálenosti od středu úst

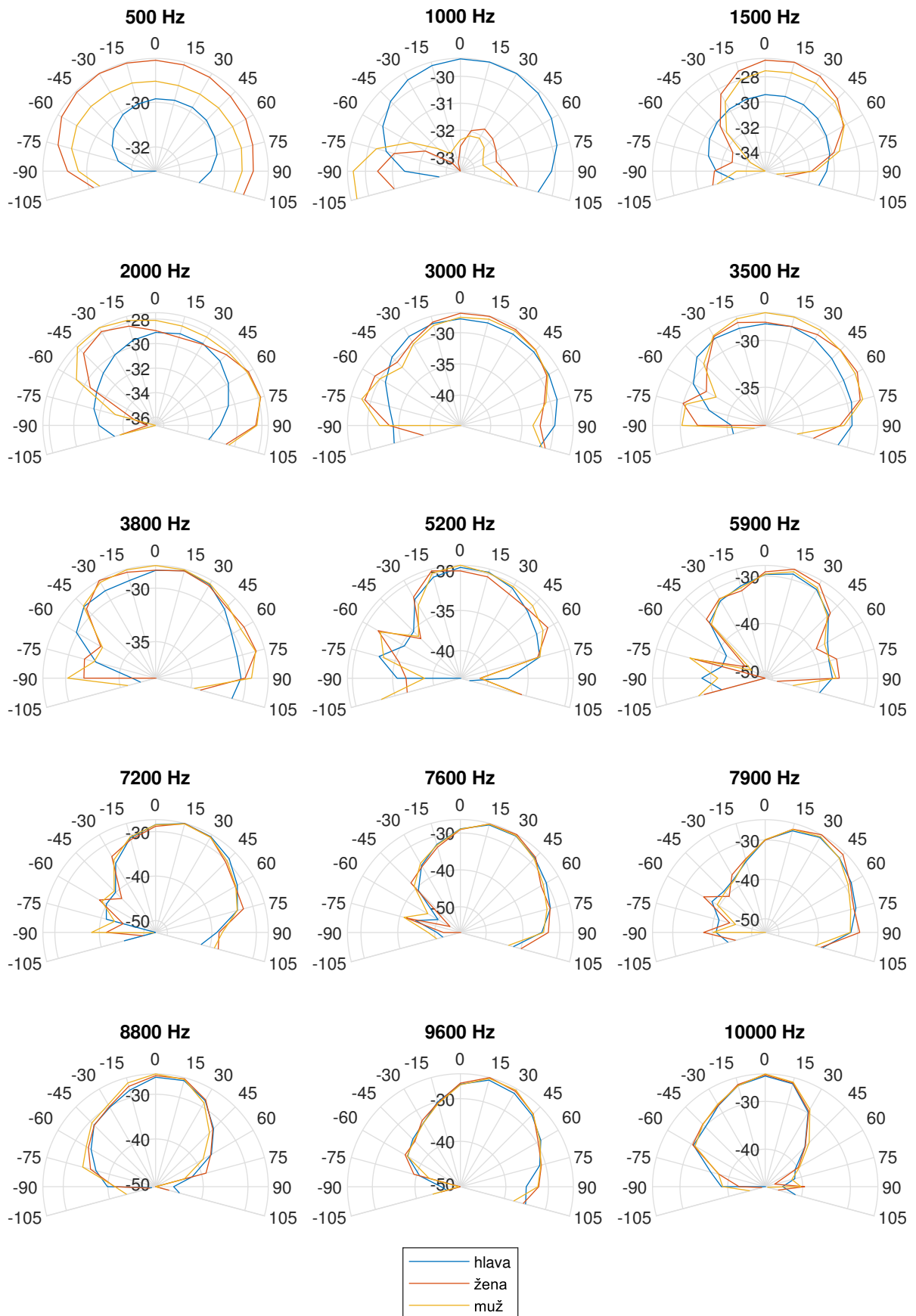


Obrázek 7.26: Směrové diagramy pro model hlavy a různý sklon vyhodnocované roviny

7.2. SMĚROVOST

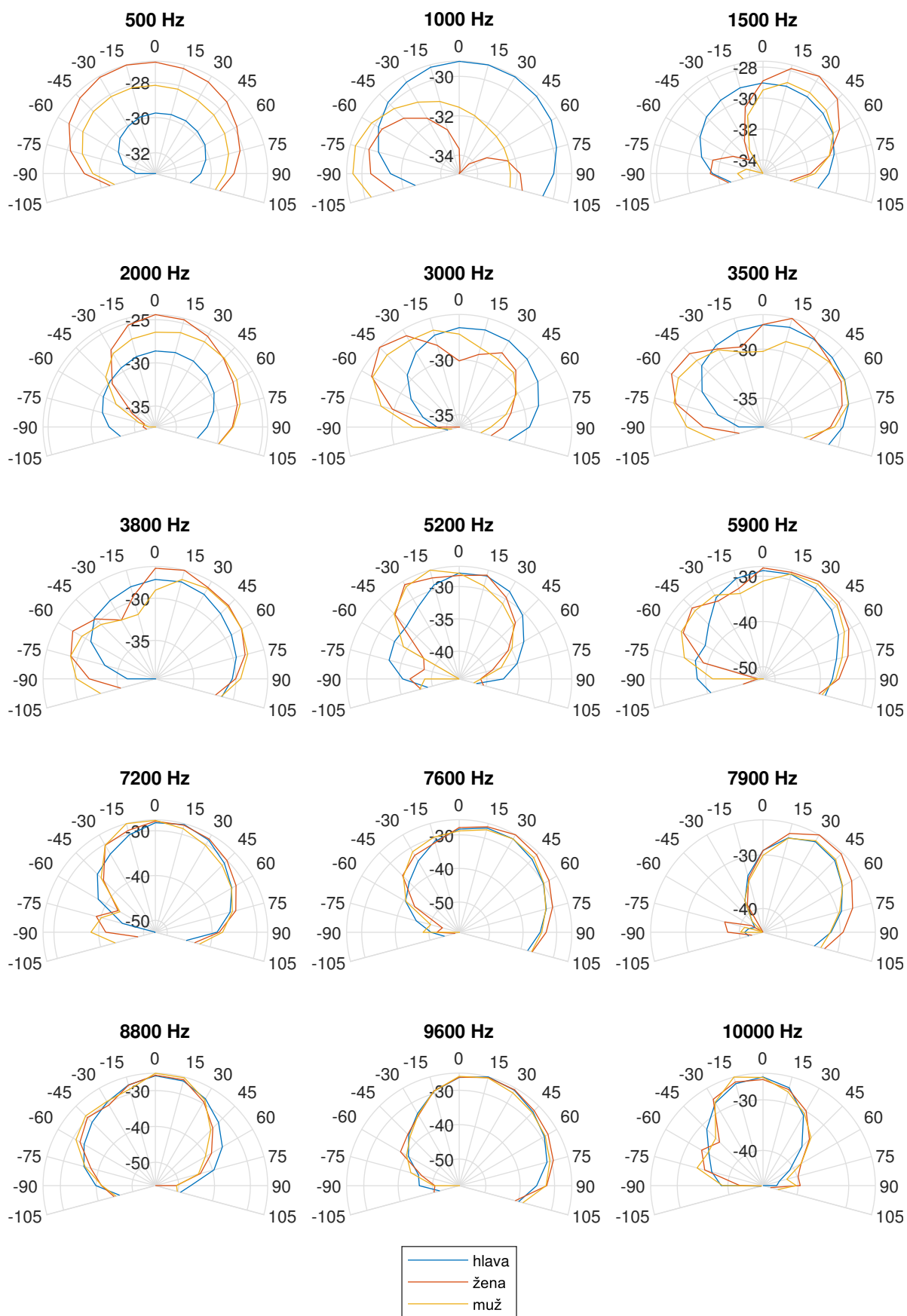
SPL v transverzální rovině ve vzdálenosti 200 mm od středu úst je pro různé modely na obrázku 7.27. Pro frekvenci 500 Hz je průběh SPL podobný, liší se pouze velikost SPL. U frekvence 1 000 Hz se u modelů s torzy zvuk šíří převážně do stran pod úhly -90° a 30° , ale tento rozdíl je velmi malý, v řádu jednotek dB. U frekvence 1 500 Hz je primární směr šíření zvuku u modelu hlavy okolo 15° . Pro frekvence 2 000 Hz, 3 000 Hz a 3 500 Hz se zvuk opět šíří převážně do stran, tentokrát pod úhly -30° a 70° pro frekvenci 2 000 Hz a -75° a 15° pro frekvence 3 000 Hz a 3 500 Hz. U frekvence 3 800 Hz je primární směr šíření zvuku stejný, ale pro modely s torzem je pokles SPL mimo primární směr méně prudký. Pro vyšší frekvence nejsou patrné žádné výrazné rozdíly. Při srovnání modelů s mužským a ženským torzem nelze spolehlivě říct, že by některý z nich vykazoval výraznější směrovost v porovnání s druhým.

SPL v rovině se sklonem 30° dolů je zobrazena na 7.28. Pro frekvenci 500 Hz se stále šíření podobá šíření sférických vln, ale oproti transverzální rovině je SPL u modelů s torzem mírně vyšší. Pro 1 000 Hz je převládající směr pro modely s torzem okolo -75° , ale model s ženským tělem vykazuje oproti modelu s mužským tělem minimum ve směru 15° a další, nižší maximum okolo 105° . Při frekvenci 1 500 Hz je v rovině se sklonem 30° stejný převládající směr, ale rychlejší pokles SPL při odchýlení do stran v porovnání se směrovostí v transverzální rovině. U 2 000 Hz je nejvyšší SPL přímo před ústy, ale směrem klesá mnohem rychleji než vpravo. Pro 3 000 Hz je u modelů s torzem nejvyšší SPL ve směru okolo -45° . Model s ženským tělem, obdobně jako u 1 000 Hz vykazuje další minimum, tentokrát pro 0° , a maximum, tentokrát v 30° . U frekvence 3 500 Hz se nachází maxima pro modely s těly po stranách. Maximum vlevo je podobně velké ve směru -60° . Maximum vpravo je vyšší u modelu s ženským tělem a umístěné v 15° , odkud SPL klesá k hodnotám stejným s modelem s mužským tělem, které nabývají svého maxima v 60° . Při frekvenci 3 800 Hz je situace podobná, zde však maximum vpravo převyšuje maximum vlevo. Pro 5 200 Hz je vpravo směrovost mezi všemi modely podobná, ale vlevo v oblasti mezi 0° až -45° je SPL u modelu muže a ženy vyšší a celkově směrovost pro tyto modely vypadá přibližně symetrická. U 5 900 Hz je SPL v převládajícím směru šíření hlasu přibližně stejná, ale mimo tento směr, mezi -30° až -75° SPL u modelů s torzem narůstá. Pro vyšší frekvence je směrovost pro všechny modely i v rovině se sklonem 30° dolů přibližně stejná.



Obrázek 7.27: Směrové diagramy v transverzální rovině pro různé modely

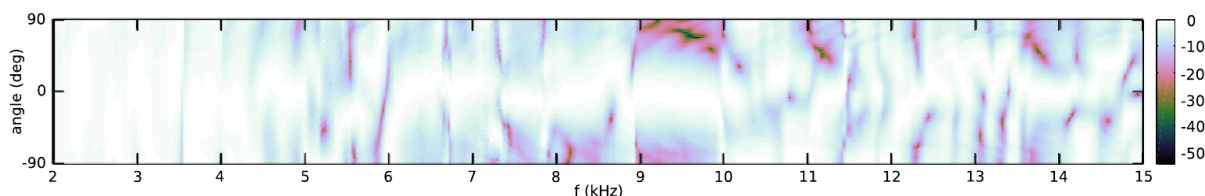
7.2. SMĚROVOST



Obrázek 7.28: Směrové diagramy v rovině se sklonem 30° pro různé modely

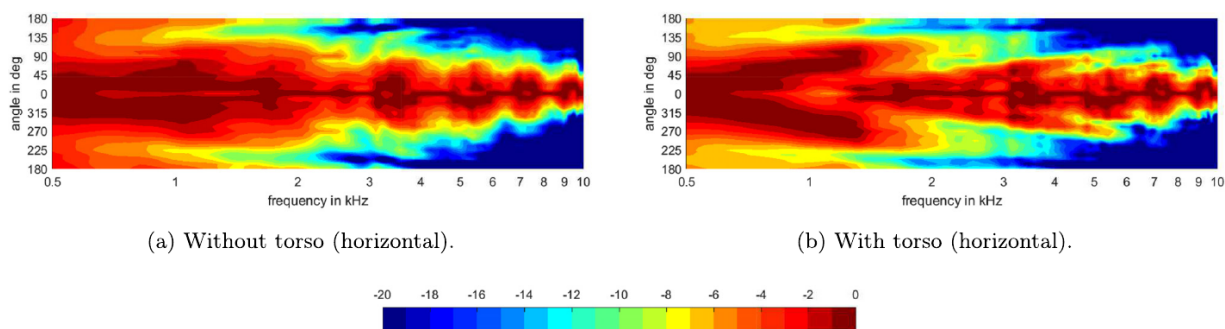
7.3. Srovnání výsledků s dostupnou literaturou

Výpočty šíření zvuku ve zjednodušených modelech vokálního traktu a měření na replikách těchto zjednodušených geometrií a realistické geometrie bylo zjištěno, že vyšší vlastní tvary (jiné než podélné) přítomné v realistických a zjednodušených asymetrických vokálních traktech způsobují výrazné změny v amplitudách, směrech a počtu maxim v krátkých frekvenčních intervalech, v řádech pouhých stovek Hz. Tento efekt je zvláště výrazný, je-li velká dutina spojena s široce otevřenými ústy, jako je tomu právě u samohlásky [a] [39], viz obrázek 7.29. Tyto závěry nejsou zatím ověřeny na reálných subjektech, zejména kvůli nízkému rozlišení a širokým frekvenčním pásmům používaným při měření. Závěry se částečně shodují s výsledky výpočtů modelu hlavy, kdy pro vyhodnocované frekvence nad 4 114 Hz, kde se dle modální analýzy objevuje první příčný vlastní tvar [27], narůstá vliv směrovosti. U vyšších frekvencí lze rovněž pozorovat fluktuace v převládajícím směru šíření, ale nebyly pozorovány změny v počtu maxim, což může být způsobeno malým počtem vyhodnocovaných bodů a frekvencí.



Obrázek 7.29: Relativní SPL (normováno k nejvyšší SPL při dané frekvenci) v závislosti na poloze v transversální rovině a frekvenci pro měření na realistické replice vokálního traktu[39]

Vliv přítomnosti torza na směrovost byl zkoumán v jiné práci s použitím manekýna (HATS, Head And Torso Simulator) ve vzdálenosti 1 m. Měření ukázalo, že přítomnost torza způsobuje vyšší SPL po stranách v transversální rovině v intervalech 1 000 Hz až 2 000 Hz, 3 000 Hz až 5 000 Hz a v menší míře v intervalu 6 000 Hz až 7 000 Hz[40]. To se shoduje se směrovými diagramy v kapitole 7.2 pro frekvence 1 000 Hz, 2 000 Hz



Obrázek 7.30: Relativní SPL (normováno k nejvyšší SPL při dané frekvenci) v závislosti na poloze v transversální rovině a frekvenci pro měření na HATS bez torza(vlevo) a s torzem(vpravo)[40]

a 3 000 Hz a frekvenčními závislostmi relativní SPL pro modely s přítomným torzem v kapitole 7.1. Jiná práce potvrzuje, že tyto výkyvy ve frekvenční závislosti jsou způsobeny právě přítomností torza [41]. Podobné výkyvy byly zaznamenány i v ostatních pracích

[42] [43]. Měření s torzem bylo porovnáno s dvěma lidskými subjekty, u kterých se také projevila difrakce vlivem torza, avšak s odlišnou polohou minim ve frekvenční závislosti před ústy. Difrakce byla pozorována také v dalších pracích zabývajících se vyhodnocováním směrovosti [1] [44].

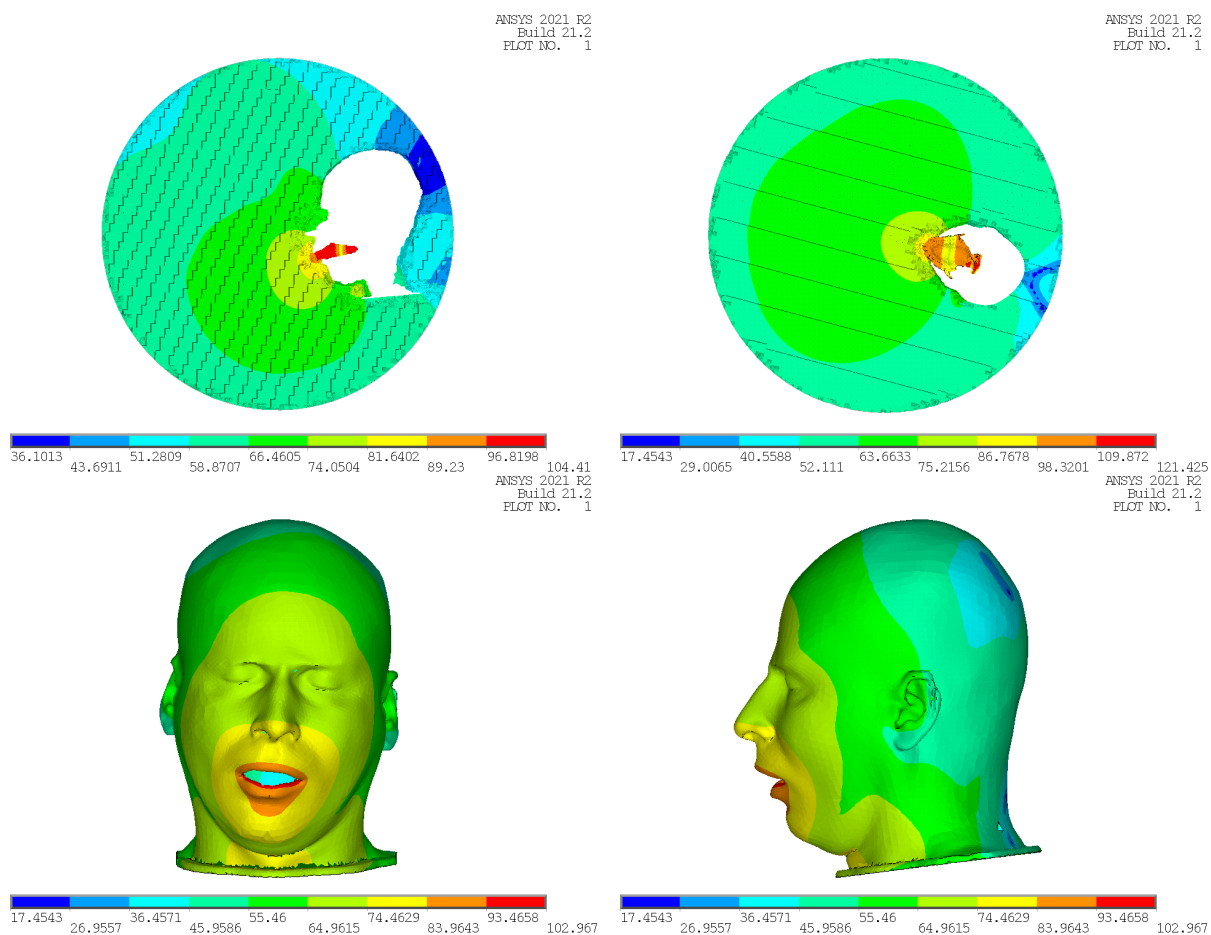
Jedna z těchto prací se zabývala rozdíly v šíření zvuku mezi jednotlivými hláskami. Pro hlásku [a], která je blízká samohlásce [A], bylo zjištěno, že vyzařování směřuje mírně dolů[1], což se shoduje s výsledky této práce. Podobně i pro hlásky [e] a [i] směřuje vyzařování mírně dolů, zatímco pro vyhodnocované frikativy (tj. [f], [s] a [ʃ] směřuje vzhůru.

Při porovnání průměrné směrovosti pro celkem 15 subjektů (z toho 8 žen) bylo zjištěno, že v oktávových pásmech pod 8 000 Hz je velmi málo rozdílů ve směrovosti v transversální rovině mezi pohlavími. Pro vyšší frekvence je směrovost u mužů mírně vyšší, ale rozdíl není statisticky významný. Autoři spekulují, že tento rozdíl může být způsoben rozdílnou velikostí ústní dutiny. V této práci nebyly pozorovány rozdíly mezi modely při vyšších frekvencích, což napovídá tomu, že tyto rozdíly nejsou způsobeny odrazy od těla.

7.4. Vykreslení hladiny akustického tlaku pro vybrané frekvence a modely

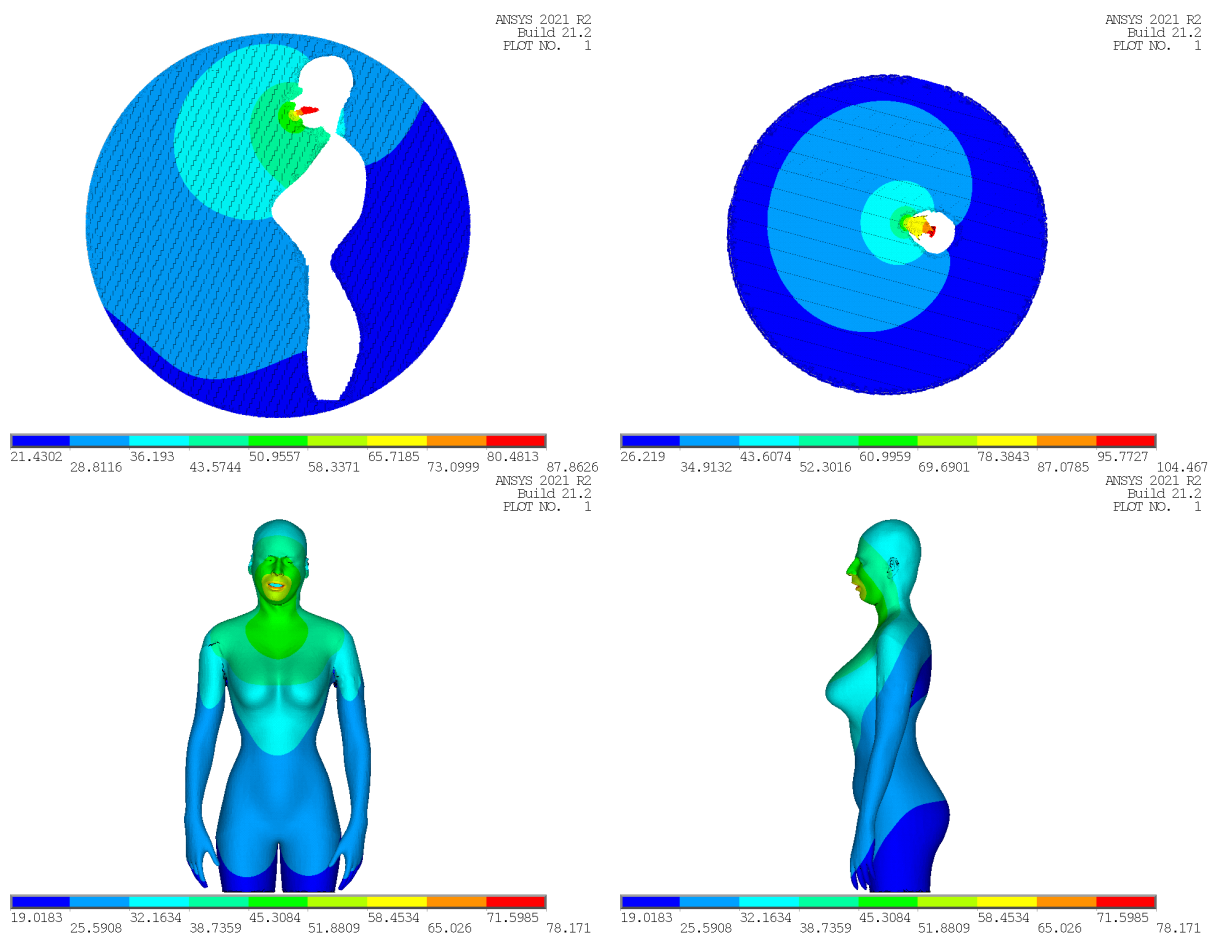
Směrovost lze také ilustrovat na řezech a průřezech výpočetní domény, popř. přímo na povrchu těla. Na následujících obrázcích je zobrazena SPL v průřezech transversální a mediální rovinou a na povrchu těla pro modely samostatné hlavy a hlavy s torzem ženy. Díky těmto obrázkům lze získat představu o šíření zvuku i v oblasti za hlavou, která nebyla vyhodnocována v předchozích částech práce. Obrázky pro ostatní vyhodnocované frekvence a model s mužským torsem jsou uvedeny v příloze. Na obrázcích lze vidět jak vyšší SPL po stranách při frekvencích 1 000 Hz, 2 000 Hz, 3 000 Hz a 3 500 Hz tak vliv příčných vlastních tvarů při vysokých frekvencích.

7.4. VYKRESLENÍ HLADINY AKUSTICKÉHO TLAKU PRO VYBRANÉ FREKVENCE A MODEL Y



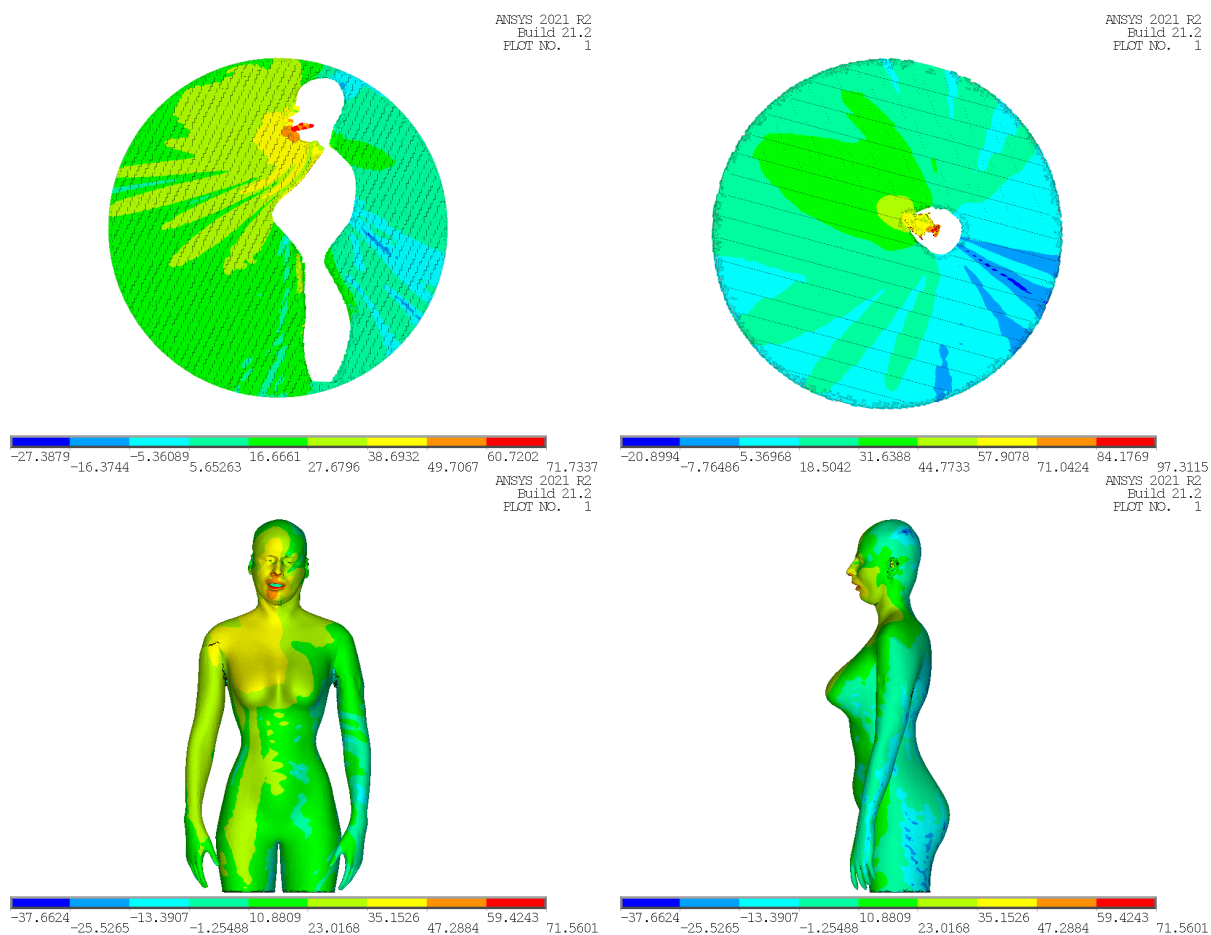
Obrázek 7.32: Hladina akustického tlaku v mediálním(vlevo nahoře), transverzálním(vpravo nahoře) průřezu, na povrchu těla při pohledu zepředu(vlevo dole) a zleva(vpravo dole) pro model hlavy a frekvenci 3 500 Hz

7.4. VYKRESLENÍ HLADINY AKUSTICKÉHO TLAKU PRO VYBRANÉ FREKVENCE A MODELÝ



Obrázek 7.34: Hladina akustického tlaku v mediálním(vlevo nahoře), transverzálním(vpravo nahoře) průřezu, na povrchu těla při pohledu zepředu(vlevo dole) a zleva(vpravo dole) pro model s torzem ženy a frekvenci 500 Hz

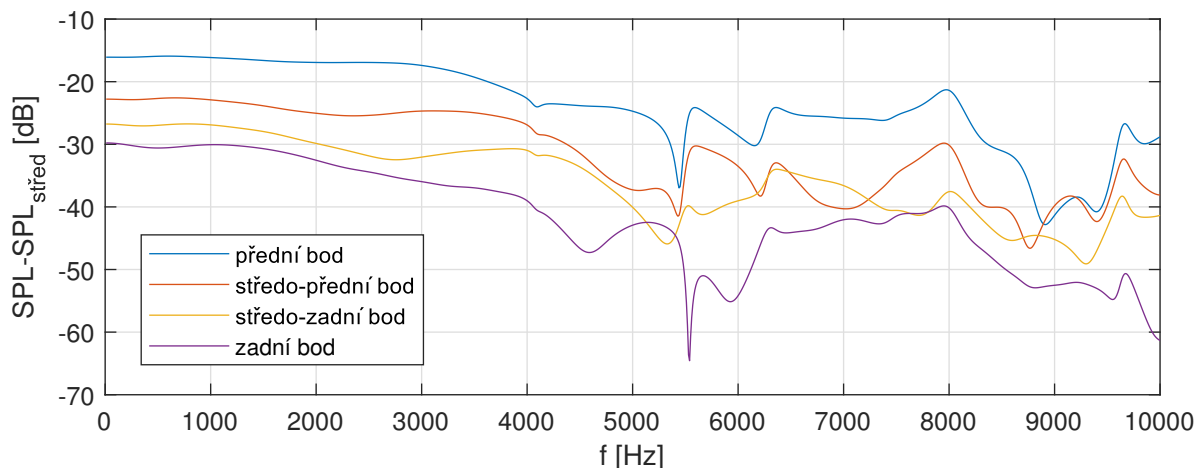
7.4. VYKRESLENÍ HLADINY AKUSTICKÉHO TLAKU PRO VYBRANÉ FREKVENCE A MODEL



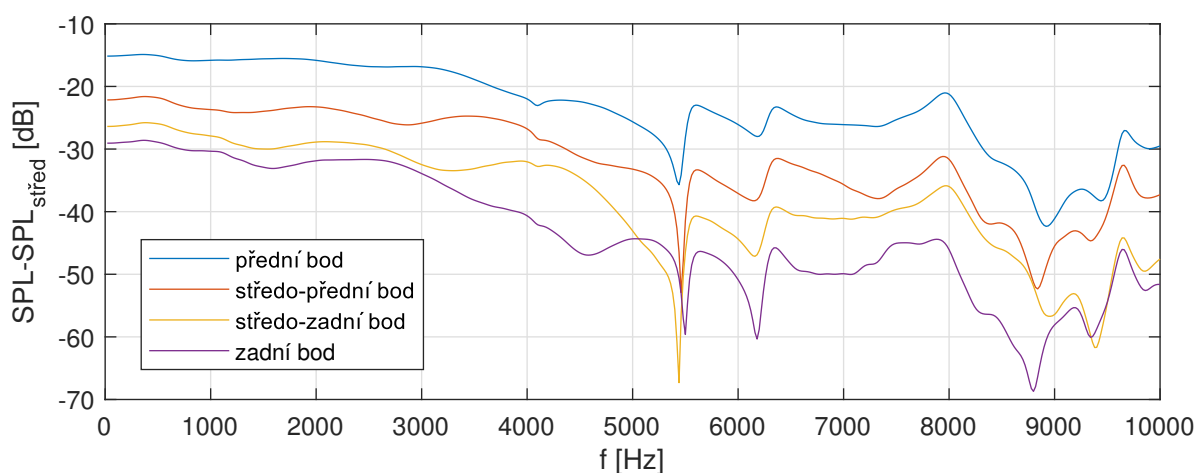
Obrázek 7.36: Hladina akustického tlaku v mediálním(vlevo nahoře), transverzálním(vpravo nahoře) průřezu, na povrchu těla při pohledu zepředu(vlevo dole) a zleva(vpravo dole) pro model s torzem ženy a frekvenci 7 900 Hz

7.5. Body na tváři

V praxi bývají mikrofony často umístěny v blízkosti ucha a tváře, ať už u běžně používaných telefonů nebo sluchátek, tak i u mikrofونů pro hlasové profesionály. Relativní SPL je vykreslena pro všechny modely a obě tváře na obrázcích 7.37 až 7.42.



Obrázek 7.37: Relativní hladina akustického tlaku na pravé tváři pro model hlavy



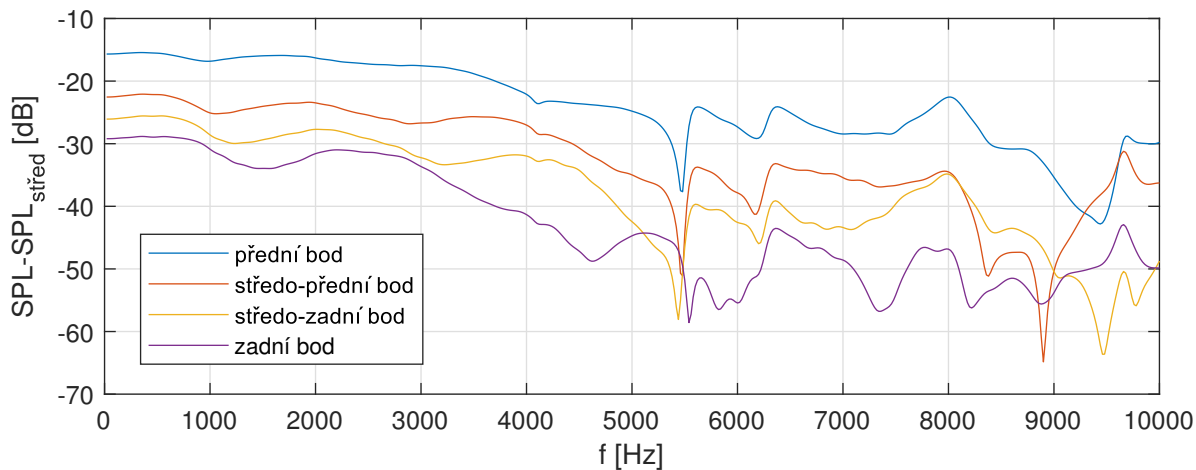
Obrázek 7.38: Relativní hladina akustického tlaku na pravé tváři pro model ženy

Z výsledků lze konstatovat, že SPL celkově klesá s rostoucí frekvencí a že od zhruba 5400 Hz se objevují propady v SPL, jejichž poloha se v mnoha případech shoduje napříč body na jedné straně tváře a napříč modely. Nejvýraznější výjimkou je propad u středo-zadního bodu na levé tváři pro model hlavy při 5830 Hz, který se neobjevuje na ostatních bodech, nebo není zdaleka tak výrazný.

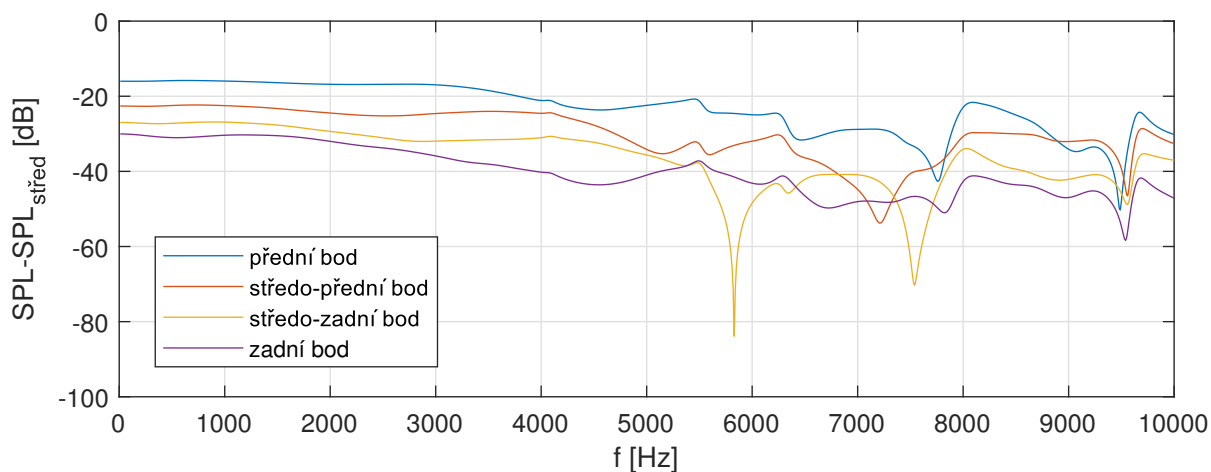
Na obrázku 7.43, kde je vykreslena SPL na povrchu tváře pro frekvenci 5830 Hz je vidět, že výrazný pokles SPL je omezený na relativně malou oblast povrchu tváře. Při zkoumání SPL v další vrstvě prvků je tento pokles mnohem mírnější. Pro eliminaci vlivu podobných poklesů by bylo vhodnější vyhodnocovat SPL v malé vzdálenosti od povrchu. Vyhodnocování nad povrchem se také více přibližuje praktickým aplikacím.

Při srovnání s měřeními[45] se celkový tvar závislosti shoduje, ale hodnoty relativní SPL se liší, což je pravděpodobně způsobeno rozdílným umístěním bodů. Měření rovněž nezachytilo poklesy SPL při vyšších frekvencích, což může být dáno vyhodnocováním měření v třeninooktávových pásmech.

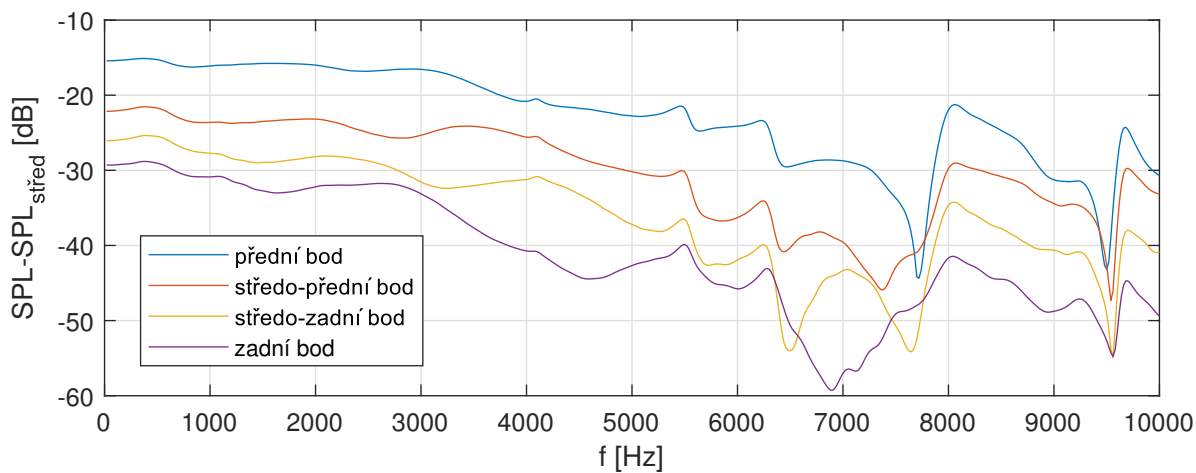
7.5. BODY NA TVÁŘI



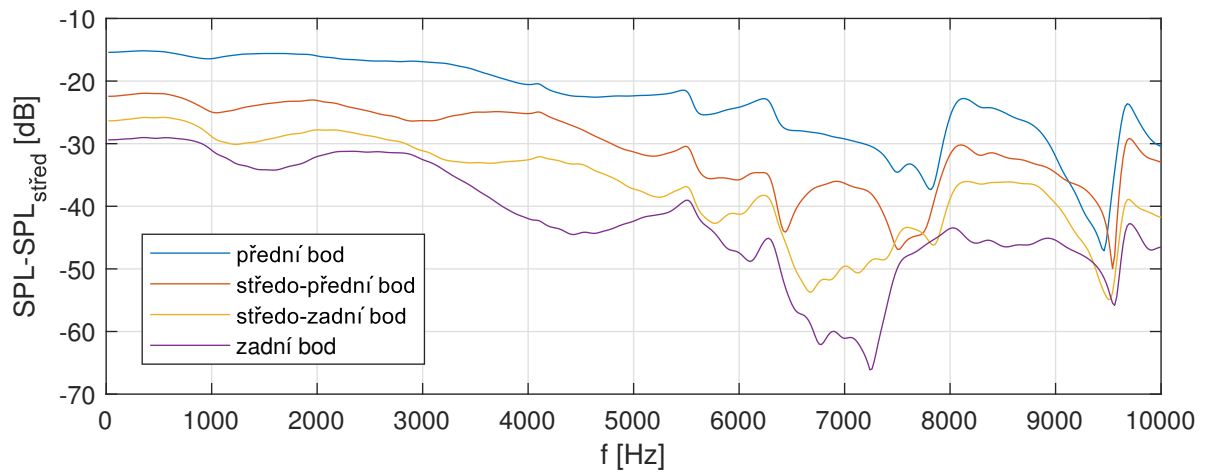
Obrázek 7.39: Relativní hladina akustického tlaku na pravé tváři pro model muže



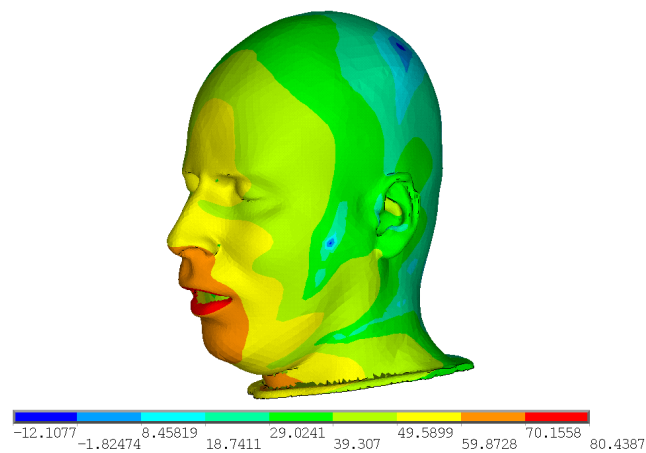
Obrázek 7.40: Relativní hladina akustického tlaku na levé tváři pro model hlavy



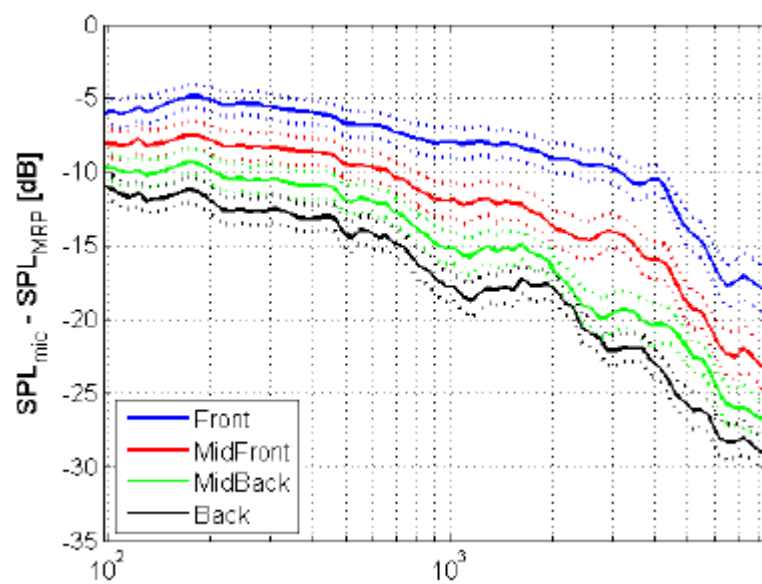
Obrázek 7.41: Relativní hladina akustického tlaku na levé tváři pro model ženy



Obrázek 7.42: Relativní hladina akustického tlaku na levé tváři pro model muže



Obrázek 7.43: SPL pro model hlavy při frekvenci 5 830 Hz



Obrázek 7.44: Relativní hladina akustického tlaku pro měření[45]

8. Závěr

V první části této práce je popsána teorie zdroj-filtr tvorby lidského hlasu, anatomie hrtanu a možné přístupy k modelování funkce vokálního traktu jako filtru. Následuje podrobnější popis vybraných prací od nejjednodušších jednorozměrných modelů přes nepříliš rozšířené dvourozměrné modely po výpočetně nejnáročnější trojrozměrné modely. Dále jsou stručně popsány vybrané veličiny používané v akustice, vlnová rovnice popisující šíření zvuku a její diskretizace pro použití metody konečných prvků.

V druhé části práce jsou vytvořeny konečnoprvkové modely vokálního traktu a prostoru v okolí hlavy a těla. Pro vzájemné srovnání a analýzu vlivu těla na šíření akustických vln jsou vytvořeny celkem tři modely, jeden se samostatnou hlavou a další pro hlavu s torzem těla ženy a muže. Modely vycházejí z geometrie vokálního traktu při fonaci samohlásky [A] získaných pomocí magnetická rezonance, a volně dostupných geometrií těla. Prostor okolo hlavy a těla byl modelován ve tvaru koule, na jejímž povrchu byly aplikovány tzv. nekonečné elementy, které modelují šíření zvukových vln do volného prostoru. Pro model samostatné hlavy byl proveden test sítě pro určení vlivu velikosti prvku na vypočítané hodnoty akustického tlaku a hladiny akustického tlaku. Na základě testování sítě byla zvolena síť s průměrnou velikostí prvku 2,5 mm. Povrchu těla a vokálního traktu byl rozdělen na tři oblasti s rozdílným tlumením. Bylo uvažováno harmonické buzení normálovou rychlostí v oblasti hlasivek. Pro vyhodnocení šíření zvuku jsou zvolených bodech před ústy analyzovány frekvenční závislosti akustického tlaku a hladiny akustického a pro zvolené frekvence jsou vykresleny směrové diagramy.

Charakter šíření zvuku odpovídá pro model hlavy přibližně šíření zvukových vln do frekvence 4 000 Hz, od které se začíná projevovat vliv příčných vlastních tvarů vokálního traktu. Oproti tomu se pro modely s torzy objevují ve frekvenční závislosti fluktuace, zvláště patrné mezi F_2 a F_3 , tedy v intervalu 1 000 Hz až 3 000 Hz, kdy dochází k střídavému poklesu a nárůstu relativní SPL. Oblasti s nižší relativní SPL před ústy se shodují s frekvencemi, pro které je na směrovém diagramu patrná vyšší SPL po stranách. Tato zjištění se shodují s měřeními jak na manekýnech, tak na lidských subjektech. Mezi modely s různými torzy nejsou pozorovány výrazné kvalitativní rozdíly, liší se pouze poloha a velikost jednotlivých fluktuací. Pro model s ženským torzem jsou fluktuace vyšší a nastávají zpravidla při nižších frekvencích, ale jejich konkrétní poloha závisí na poloze vyhodnocovaného bodu.

Při vyhodnocování směrovosti v transverzální rovině nebyly pozorovány výrazné rozdíly mezi modely s různými torzy. Pod vodorovnou rovinou je vliv odrazů od těla vyšší a lze pozorovat rozdíly mezi modely s torzy. Významným rozdílem je absence difrakce v rovině se sklonem 30° u modelu s mužským torzem při některých frekvencích. Není jasné, zda se tyto rozdíly projeví i ve větších vzdálenostech než v této práci použitých 200 mm. Existuje pouze několik prací, které se zabývají měřením sférické směrovosti, z nichž žádná se podrobně nezabývá rozdíly ve směrovosti mezi pohlavími.

Vyhodnoceny byly také frekvenční závislosti pro vybrané body umístěné na tváři. Relativní SPL pro tyto body klesá s rostoucí frekvencí, což se shoduje s výsledky měření. Nad 5400 Hz se objevují propady relativní SPL, které nebyly pozorovány při měření a protože jsou omezeny na relativně malou oblast a v některých případech se liší mezi modely, mohly by být alespoň zčásti způsobeny drobnými rozdíly v síti.

Výsledky této práce mohou pomoci při přesných měřeních ve výzkumu lidského hlasu, při frekvenční korekci mikrofونů pro snímání řeči a zpěvu nebo při simulaci šíření či

syntéze hlasu ve virtuálním prostředí. Další výzkum je zapotřebí k objasnění případného vlivu pohlaví, rozměrů hrudníku a předepsané pohltivosti na povrchu vokálního traktu a těla na sférickou směrovost.

Bibliografie

1. PÖRSCHMANN, Christoph; AREND, Johannes M. Investigating phoneme-dependencies of spherical voice directivity patterns. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2021, roč. 149, č. 6, s. 4553–4564. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/10.0005401](https://doi.org/10.1121/10.0005401).
2. JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie : brána do řešení problémů*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014. ISBN 978-80-7204-887-8.
3. ŠVEC, Jan G. *Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu*. 1996. Dis. pr.
4. MIŠUN, Vojtěch. *Tajemství lidského hlasu*. Brno: VUTIUM, 2010. ISBN 978-80-214-3499-8.
5. BAILEY, David; GOLDENBERG, David. Surgical anatomy of the larynx. *Operative Techniques in Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 2019, roč. 30, č. 4, s. 232–236. ISSN 15579395. Dostupné z DOI: [10.1016/j.otot.2019.09.002](https://doi.org/10.1016/j.otot.2019.09.002).
6. GREY, Henry. *Anatomy of the human body*. 20. vyd. 1918. Dostupné také z: <https://www.bartleby.com/107/>.
7. TAKEMOTO, Hironori; ADACHI, Seiji; KITAMURA, Tatsuya; MOKHTARI, Parham; HONDA, Kiyoshi. Acoustic roles of the laryngeal cavity in vocal tract resonance. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2006, roč. 120, č. 4, s. 2228–2238. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.2261270](https://doi.org/10.1121/1.2261270).
8. ARNELA, Marc; DABBAGHCHIAN, Saeed; BLANDIN, Rémi; GUASCH, Oriol; ENGWALL, Olov; VAN HIRTUM, Annemie; PELORSON, Xavier. Influence of vocal tract geometry simplifications on the numerical simulation of vowel sounds. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2016, roč. 140, č. 3, s. 1707–1718. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.4962488](https://doi.org/10.1121/1.4962488).
9. ARNELA, Marc; GUASCH, Oriol. Two-dimensional vocal tracts with three-dimensional behavior in the numerical generation of vowels. *Citation: The Journal of the Acoustical Society of America*. 2014, roč. 135, s. 369. Dostupné z DOI: [10.1121/1.4837221](https://doi.org/10.1121/1.4837221).
10. STORY, Brad H.; LAUKKANEN, Anne-Maria; TITZE, Ingo R. Acoustic impedance of an artificially lengthened and constricted vocal tract. *Journal of Voice*. 2000, roč. 14, č. 4, s. 455–469. ISSN 08921997. Dostupné z DOI: [10.1016/S0892-1997\(00\)80003-X](https://doi.org/10.1016/S0892-1997(00)80003-X).
11. STORY, Brad H. A parametric model of the vocal tract area function for vowel and consonant simulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2005, roč. 117, č. 5, s. 3231–3254. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.1869752](https://doi.org/10.1121/1.1869752).
12. STORY, Brad H. Technique for “tuning” vocal tract area functions based on acoustic sensitivity functions. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2006, roč. 119, č. 2, s. 715. ISSN 00014966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.2151802](https://doi.org/10.1121/1.2151802).
13. ŠVANCARA, Pavel; HORÁČEK, Jaromír. Numerical modelling of effect of tonsillectomy on production of Czech vowels /A/ and /I/. *4th International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications, MAVIBA 2005*. 2005, č. i, s. 1–8. ISBN 8884533198.

14. VAMPOLA, Tomáš; HORÁČEK, Jaromír; ŠVEC, Jan G. FE modeling of human vocal tract acoustics. Part I: Production of Czech vowels. *Acta Acustica united with Acustica*. 2008, roč. 94, č. 3, s. 433–447. ISSN 16101928. Dostupné z DOI: [10.3813/AAA.918051](https://doi.org/10.3813/AAA.918051).
15. VAMPOLA, Tomáš; HORÁČEK, Jaromír; VOKŘÁL, Jan; ČERNÝ, Libor. FE modeling of human vocal tract acoustics. Part II: Influence of velopharyngeal insufficiency on phonation of vowels. *Acta Acustica united with Acustica*. 2008, roč. 94, č. 3, s. 448–460. ISSN 16101928. Dostupné z DOI: [10.3813/AAA.918052](https://doi.org/10.3813/AAA.918052).
16. TAKEMOTO, Hironori; MOKHTARI, Parham; KITAMURA, Tatsuya. Acoustic analysis of the vocal tract during vowel production by finite-difference time-domain method. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2010, roč. 128, č. 6, s. 3724–3738. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.3502470](https://doi.org/10.1121/1.3502470).
17. VAMPOLA, Tomáš; LAUKKANEN, Anne-Maria; HORÁČEK, Jaromír; ŠVEC, Jan G. Vocal tract changes caused by phonation into a tube: A case study using computer tomography and finite-element modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011, roč. 129, č. 1, s. 310–315. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.3506347](https://doi.org/10.1121/1.3506347).
18. ŠVANCARA, Pavel; TOMEČEK, Vojtěch; HORÁČEK, Jaromír; ŠVEC, Jan G. Finite Element Modelling of Sound Pressure Around the Human Head During Phonation. *Engineering mechanics 2013*. 2013, s. 157–158. ISBN 978-80-87012-46-8.
19. FLEISCHER, Mario; PINKERT, Silke; MATTHEUS, Willy; MAINKA, Alexander; MÜRBE, Dirk. Formant frequencies and bandwidths of the vocal tract transfer function are affected by the mechanical impedance of the vocal tract wall. *Bio-mechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2015, roč. 14, č. 4, s. 719–733. ISSN 1617-7959. Dostupné z DOI: [10.1007/s10237-014-0632-2](https://doi.org/10.1007/s10237-014-0632-2).
20. ARNELA, Marc; GUASCH, Oriol; ALÍAS, Francesc. Effects of head geometry simplifications on acoustic radiation of vowel sounds based on time-domain finite-element simulations. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2013, roč. 134, č. 4, s. 2946–2954. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.4818756](https://doi.org/10.1121/1.4818756).
21. ARNELA, Marc; BLANDIN, Rémi; DABBAGHCHIAN, Saeed; GUASCH, Oriol; ALÍAS, Francesc; PELORSON, Xavier; VAN HIRTUM, Annemie; ENGWALL, Olov. Influence of lips on the production of vowels based on finite element simulations and experiments. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2016, roč. 139, č. 5, s. 2852–2859. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.4950698](https://doi.org/10.1121/1.4950698).
22. ARNELA, Marc; GUASCH, Oriol. *Numerical production of vowels and diphthongs using finite element methods*. 2015. Dis. pr.
23. ARNELA, Marc; DABBAGHCHIAN, Saeed; GUASCH, Oriol; ENGWALL, Olov. MRI-Based Vocal Tract Representations for the Three-Dimensional Finite Element Synthesis of Diphthongs. *IEEE/ACM Transactions on Audio Speech and Language Processing*. 2019, roč. 27, č. 12, s. 2173–2182. ISSN 23299304. Dostupné z DOI: [10.1109/TASLP.2019.2942439](https://doi.org/10.1109/TASLP.2019.2942439).
24. RADOLF, Vojtěch. Sensitivity of Acoustic Resonance Properties to a Change in Volume of Piriform Sinuses. *Applied Mechanics and Materials*. 2016, roč. 821, s. 671–676. Dostupné z DOI: [10.4028/www.scientific.net/amm.821.671](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amm.821.671).

25. GULLY, Amelia J; DAFFERN, Helena; MURPHY, Damian T. Diphthong Synthesis Using the Dynamic 3D Digital Waveguide Mesh. *IEEE/ACM Transactions on Audio Speech and Language Processing*. 2018, roč. 26, č. 2, s. 243–255. ISSN 23299290. Dostupné z DOI: [10.1109/TASLP.2017.2774921](https://doi.org/10.1109/TASLP.2017.2774921).
26. WANG, Futang; HOU, Qingzhi; PAN, Dingyi; WEI, Jianguo; DANG, Jianwu. A Hybrid Method for Acoustic Analysis of the Vocal Tract During Vowel Production. In: FANG, Qiang; DANG, Jianwu; PERRIER, Pascal; WEI, Jianguo; WANG, Longbiao; YAN, Nan (ed.). *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. Cham: Springer International Publishing, 2018, sv. 10733 LNAI, s. 68–77. ISBN 9783030001254. ISSN 16113349. Dostupné z DOI: [10.1007/978-3-030-00126-1_7](https://doi.org/10.1007/978-3-030-00126-1_7).
27. RYŠAVÝ, Antonín. *Výpočtové modelování šíření hlasu okolo hlavy člověka pomocí metody konečných prvků*. 2018. Diplomová práce.
28. VAMPOLA, Tomáš; HORÁČEK, Jaromír; RADOLF, Vojtěch; ŠVEC, Jan G.; LAUKKANEN, Anne-Maria. Influence of nasal cavities on voice quality: Computer simulations and experiments. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2020, roč. 148, č. 5, s. 3218–3231. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/10.0002487](https://doi.org/10.1121/10.0002487).
29. RADOLF, Vojtěch. *Direct and inverse task in acoustics of the human vocal tract*. 2010. Dis. pr.
30. BERANEK, Leo; MELLOW, Tim. *ACOUSTICS: SOUND FIELDS, TRANSDUCERS AND VIBRATION*. Second. Elsevier Inc., 2019. ISBN 978-0-12-815227-0.
31. ANSYS INC. *Mechanical APDL*. 2021.
32. ŠVARC, Martin. *Tvorba konečněprvkového modelu lidského vokálního traktu a prostoru okolo hlavy na základě dat z počítačové tomografie*. 2012. Bakalářská práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ.
33. BRO1977. *Female Human Body*. 2014. Dostupné také z: <https://grabcad.com/library/female-human-body-1>.
34. ANSYS INC. *Ansys ICEM CFD*. 2021.
35. ŠVANCARA, Pavel; HORÁČEK, Jaromír; VOKŘÁL, Jan; ČERNÝ, Libor. Computational modelling of effect of tonsillectomy on voice production. *Logopedics Phoniatrics Vocology*. 2006, roč. 31, č. 3, s. 117–125. ISSN 14015439. Dostupné z DOI: [10.1080/14015430500342277](https://doi.org/10.1080/14015430500342277).
36. KATZ, Brian F G. Acoustic absorption measurement of human hair and skin within the audible frequency range. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000, roč. 108, č. 5, s. 2238–2242. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.1314319](https://doi.org/10.1121/1.1314319).
37. TREEBY, Bradley E; PAN, Jie; PAUROYALLY, Roshun M. An experimental study of the acoustic impedance characteristics of human hair. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2007, roč. 122, č. 4, s. 2107–2117. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.2773946](https://doi.org/10.1121/1.2773946).
38. JEŽEK, Josef. *Geostatistika a prostorová interpolace*. Praha: Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3104-2.

39. BLANDIN, Rémi; VAN HIRTUM, Annemie; PELORSON, Xavier; LABOISSIÈRE, Rafael. The effect on vowel directivity patterns of higher order propagation modes. *Journal of Sound and Vibration*. 2018, roč. 432, s. 621–632. ISSN 10958568. Dostupné z DOI: [10.1016/j.jsv.2018.06.053](https://doi.org/10.1016/j.jsv.2018.06.053).
40. BRANDNER, Manuel; BLANDIN, Rémi; FRANK, Matthias; SONTACCHI, Alois. A pilot study on the influence of mouth configuration and torso on singing voice directivity. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2020, roč. 148, č. 3, s. 1169–1180. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/10.0001736](https://doi.org/10.1121/10.0001736).
41. HALKOSAARI, Teemu; VAALGAMAA, Markus; KARJALAINEN, Matti. *Directivity of Artificial and human speech*. 2005. Tech. zpr., 7-8. ISSN 15494950.
42. DUNN, H. K.; FARNSWORTH, D. W. Exploration of Pressure Field Around the Human Head During Speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1939, roč. 10, č. 3, s. 184–199. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/1.1915975](https://doi.org/10.1121/1.1915975).
43. SUGIYAMA, K.; IRII, H. Comparison of the Sound Pressure Radiation from a Prolate Spheroid and the Human Mouth. *Acustica*. 1991, roč. 73, č. 5, s. 271–276. ISSN 0001-7884.
44. LEISHMAN, Timothy W; BELLOWS, Samuel D; PINCOCK, Claire M; WHITING, Jennifer K. High-resolution spherical directivity of live speech from a multiple-capture transfer function method. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2021, roč. 149, č. 3, s. 1507–1523. ISSN 0001-4966. Dostupné z DOI: [10.1121/10.0003363](https://doi.org/10.1121/10.0003363).
45. BEERS, Chris; KLEIN, Erik. *Behind the Lip Plane Acoustic Radiation Study of Human Subjects and Head and Torso Simulators By with*. 2006. Tech. zpr.

Seznam příloh

Příloha I: Vykreslení hladiny akustického tlaku