



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

VYUŽITÍ METODY KONEČNÝCH PRVKŮ PRO MODELOVÁNÍ ŠÍŘENÍ HLASU VOKÁLNÍM TRAKTEM A OKOLO HLAVY ČLOVĚKA

FINITE ELEMENT MODELLING OF VOICE PROPAGATION THROUGH THE VOCAL TRACT AND
AROUND THE HUMAN
HEAD

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. VOJTĚCH TOMEČEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PAVEL ŠVANCARA, Ph.D.

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2012/13

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Vojtěch Tomeček

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

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

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:

Využití metody konečných prvků pro modelování šíření hlasu vokálním traktem a okolo hlavy člověka

v anglickém jazyce:

Finite element modelling of voice propagation through the vocal tract and around the human head

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Pro přesné měření lidského hlasu je třeba zmapovat akustické pole šíření hlasu od hlasivek přes vokální trakt a dále okolo hlavy člověka. Jednou z možností jak tento problém řešit je využití výpočtového modelování. Cílem práce je vytvořit na základě snímků z počítačové tomografie (CT) konečněprvkový výpočtový model lidského vokálního traktu a prostoru okolo hlavy člověka a na základě výsledků výpočtů analyzovat šíření hlasu v prostoru okolo hlavy.

Cíle diplomové práce:

- 1) Na základě literatury stručně popište funkci vokálního traktu a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
- 2) Uveďte stručný přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů šíření hlasu lidským vokálním traktem.
- 3) Vytvoření konečněprvkového (MKP) výpočtového modelu vokálního traktu a prostoru okolo hlavy člověka na základě dat z počítačové tomografie.
- 4) Na základě výsledků výpočtů analyzujte šíření hlasu vokálním traktem a v prostoru okolo hlavy člověka.

Seznam odborné literatury:

- [1] Titze, I.R.: The Myoelastic Aerodynamic Theory of Phonation, National Centre for Voice and Speech, Denver and Iowa City, 2006
- [2] Švec, J.: Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu, disertační práce, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, 1996
- [3] Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L.: The Finite Element Method, Butterwoth-Heineman, Oxford, 2000

Vedoucí diplomové práce: Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/13.

V Brně, dne 19.11.2012



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan

Abstrakt

Předložená diplomová práce se zabývá vytvořením výpočtového modelu určeného ke zkoumání šíření akustických vln vokálním traktem člověka a prostorem okolo jeho hlavy. Práce obsahuje krátký přehled anatomie relevantních partií a rešerši podstatných dříve publikovaných modelů. Součástí práce je dále vytvoření trojrozměrného modelu geometrie lidské hlavy vč. vokálního traktu na základě snímků CT, vytvoření konečnoprvkové sítě na dané geometrii a realizace výpočtového algoritmu. Následuje samotné výpočtové řešení, uvažující akustické tlumení na stěnách vokálního traktu a vyzařování do volného prostoru. Dosažené výsledky jsou porovnány s literaturou. Posuzována jsou zkrslení frekvenčních spekter v jednotlivých zvolených uzlech v okolí hlavy a na povrchu tváře a výsledky jsou porovnány s relevantní literaturou. Závěry poslouží jako podklad eventuálních frekvenčních korekcí pro různé polohy mikrofonů používaných při diagnostice hlasu nebo jeho snímání obecně, např. při řeči nebo zpěvu.

Klíčová slova

absorpce, akustické vlny, akustický tlak, formant, frekvence, frekvenční spektrum, hlava, hlas, metoda konečných prvků, síť, šíření, tlumení, ústa, vokální trakt, vyzařování

Summary

This diploma thesis deals with creating of finite element model for the analysis of acoustic waves radiation through human vocal tract and through the head surrounding space. The thesis contains a short overview of the anatomy of relevant parts and a short overview of formerly published models relevant to the topic. Then the process of creating the 3D model of human head, including the vocal tract, based on CT scans, and the mesh itself follows. This is succeeded by the computational solution taking in the account the acoustic absorption of the vocal tract walls and radiation into the open space. The results gained are compared to relevant literature on this topic. The changes in frequency spectra in specific nodes of the mesh are reviewed and compared to relevant literature on the topic. The results could be used as basis of eventual frequency corrections of microphones used for voice diagnosis or registration in general, eg of speech or singing.

Key words

absorption, acoustic pressure, acoustic waves, finite element method, formant, frequency, frequency, spectrum, head, mouth, propagation, radiation, spectra, vocal tract, voice

Bibliografická citace

TOMEČEK, Vojtěch. *Využití metody konečných prvků pro modelování šíření hlasu vokálním traktem a okolo hlavy člověka*. Brno, 2013. 73 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci *Využití metody konečných prvků pro modelování šíření hlasu vokálním traktem a okolo hlavy člověka* vypracoval samostatně pod odborným vedením Ing. Pavla Švancary, Ph.D. a uvedl v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne 15.5. 2013

.....
Vojtěch Tomeček

Poděkování

V první řadě děkuji panu Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za ochotnou pomoc s řešením mnohdy nelehkých dílčích problémů předkládané práce, četné nevyčísitelně přínosné konzultace i za jeho neutuchající pozitivní přístup a motivaci k práci.

Ing. Stanislavu Polzerovi, Ph.D. děkuji za ochotu pomoci mi osvojit si alespoň základní obsluhu síťového prostředí ICEM CFD a za cenné postřehy k vytváření MKP modelu.

Ing. Tomáši Kouteckému chci poděkovat za značnou pomoc při úpravách stereolitografické geometrie, za mnohé cenné rady na toto téma a obecně poměrně příjemné rozhovory.

Bc. Martinu Švarcovi děkuji za výbornou spolupráci na vytváření modelu geometrie jeho bakalářské, mé diplomové a jeho budoucí diplomové práce.

V neposlední řadě děkuji všem, kteří mě během úsilí věnovaného diplomové práci, potažmo po léta studií, podporovali ať už přímo anebo nepřímo. Do první jmenované množiny spadají především rodiče, bratr, přítelkyně, přátelé, kolegové, pedagogové. Druhou pak míním veškeré tvůrčí a odvážné lidi, kteří mě svým konáním, svými skutky a jejich plody motivují tyčit si stále nové, vyšší, cíle a dosahovat jich.

Děkuji.

Diplomová práce souvisí s řešením projektů OP VK CZ.1.07/2.3.00/20.0057 „Rozvoj a internacionalizace biofyzikálního výzkumu na Přírodovědecké fakultě Univerzity Palackého v Olomouci“ a OP VK CZ.1.07/2.4.00/17.0009 „Nové metody a technologie pro edukaci, diagnostiku, terapii a rehabilitaci lidského hlasu - spojení základního výzkumu v oblasti fyziologie hlasu s vysokoškolským vzděláváním a praxí ve specializovaném zdravotnickém zařízení“.

Data z CT byla získána ve spolupráci s RNDr. Janem Švecem, Ph.D. z Katedry biofyziky, Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci a prof. MUDr. Miroslav Heřmanem, Ph.D. z Radiologické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci.

Obsah

	Obsah	8
1	Úvod	10
2	Analýza problémové situace	12
2.1	System podstatných veličin	12
2.1.1	Obecné pojednání o Systému podstatných veličin	12
2.1.2	Aplikace Systému podstatných veličin	13
2.2	Formulace problému	14
2.3	Vymezení cílů práce	14
3	Princip vzniku lidského hlasu	16
3.1	Dýchací ústrojí, princip vzniku hlasu	16
3.2	Teorie zdroje a filtru	18
3.3	Struktura hrtanu	19
3.3.1	Kostra hrtanu	19
3.3.2	Svalstvo hrtanu	21
3.4	Morfologie a vlastnosti hlasivek	23
3.4.1	Tvary hlasivkového kmitu	24
3.4.2	Vlastní tvary kmitu hlasivek	25
3.5	Funkce vokálního traktu při fonaci	26
3.5.1	Resonance vokálního traktu	26
3.5.2	Metody pro určení resonancí dutin	27
4	Měření lidského hlasu a interpretace jeho výsledků	28
4.1	Spektrogramy (sonagramy)	28
4.2	Fonetogram (měření hlasového pole)	29
4.3	Metoda inverzní filtrace (FGG)	29
5	Z hlediska práce relevantní publikované modely	30
5.1	Modely zdrojového hlasu	30
5.1.1	LF-model proudu vzduchu hlasivkovou štěrbinou	30
5.2	Modely proudění vzduchu mezi hlasivkami	32
5.3	Pseudo-1D matematické modely vokálního traktu	32
5.4	3D matematické modely vokálního traktu	33
6	Publikované experimenty	35
7	MKP řešení modelu náhradního tělesa	36
7.1	Vytvoření modelu geometrie náhradního tělesa	36
7.2	Parametr tlumení MU modelu náhradního tělesa	37
7.3	Tvorba konečnoprvkové sítě na modelu náhradního tělesa	37
7.4	Přechodová analýza modelu náhradního tělesa	40
7.5	Analytické řešení vlastních frekvencí modelu náhradního tělesa	43
7.6	Srovnání výsledků analytického a MKP řešení vlastních frekvencí	44
8	Vlastní MKP řešení	45
8.1	Vytvoření modelu geometrie	45
8.2	Vytvoření sítě konečných prvků	47
8.3	Modální analýza samotného vokálního traktu	48
8.4	Analýza rezonančních frekvencí kompletního modelu geometrie	49
8.5	Srovnání výsledků modální a přechodové analýzy s literaturou	50
8.6	Simulace vyslovování hlásky /a:/	50
9	Vyhodnocení výsledků	52
10	Závěr	67
11	Literatura	68
12	Seznam obrázků	70

13	Seznam tabulek	72
14	Seznam veličin a symbolů	72

1 Úvod, [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8]

„The human voice is the organ of the soul“

Henry Wadsworth Longfellow

Mluvená řeč je bezesporu nejčastějším prostředkem komunikace mezi lidmi. Vokální projevy doprovází člověka doslova od prvních okamžiků jeho života. Hlas představuje přirozenou cestu k vzájemnému předávání informací, popisu skutečností, vyjádření pocitů či uměleckých záměrů jedince. Pro mnohé, tzv. hlasové profesionály, znamená verbální projev prostředek obživy, ať už jde o moderátory, konferenciéry, herce, zpěváky, či jiné umělecké performery.

Řeč sestává z hlásek, jež se dělí na samohlásky (konsonanty) a souhlásky (vokály). Souhlásky jsou utvářeny interakcí proudu vzduchu z plic s překážkou představovanou jazykem, rty, zuby apod. Jednotlivé samohlásky pak konkrétním geometrickým nastavením vokálního traktu, jehož vlastní frekvence pro danou konfiguraci určují polohu maxim ve výsledných frekvenčních spektrech, tzv. formantů, které jsou rozhodující pro odlišení samotných samohlásek mezi sebou. O mechanismech vzniku hlasu je hlouběji pojednáno v adekvátních podkapitolách diplomové práce. Patříčný zřetel je věnován zejména samohláskám, které jsou z jejího hlediska, na rozdíl od samohlásek, podstatné.

Až sedm procent dospělé populace trpí hlasovými problémy. Ty mají zhruba v polovině případů negativní dopad na pracovní výkon postiženého. Zkoumání procesů spojených se vznikem hlasu i jeho možných patologií a poruch pomáhá nejen předcházet vážnějším zdravotním komplikacím, ale i napomáhá rozvoji dokonalejších lékařských diagnostických metod a metod snímání hlasu, jakožto celkové tzv. hlasové hygieně.

Snaha poznávat mechanismy vzniku hlasu sdružuje ke spolupráci odborníky z rozličných vědních oborů; lékaře, matematiky, výpočetní inženýry, biomechaniky. Biomechanika je vědním odvětvím aplikujícím poznatky a postupy mechaniky těles na záležitosti živých struktur. Tomu napovídá samotný původ slova sestávajícího ze slov mechanika a bios, řecky život.

Bioakustika je podoborem biomechaniky, jež se zabývá orgány lidí i živočichů, jejichž funkce je vázána na akustiku, především generování hlasu a percepci sluchových vjemů. Úlohy bioakustiky zpravidla zahrnují i okolní akustické prostředí, tedy medium, jímž jsou zvukové vlny vedeny. Základy bioakustiky jako samostatné vědy byly položeny Slovinským biologem Ivanem Regenem ve dvacátých letech dvacátého stol. Mezi cíle bioakustických výzkumů patří krom výše zmíněného např. vývoj hlasové a ušní protetiky.

Prudký rozvoj výpočetní techniky ve druhé polovině dvacátého století umožnil rozvoj výpočetního modelování, především metody konečných prvků (MKP). Dostupnost výpočetních kapacit pak umožnila její nasazení na řešení čím dál složitějších problémů, postupně i na výpočty související se vznikem a šířením hlasu a posléze mluvené řeči. Souběžně s numerickými řešeními probíhaly a probíhají experimentální práce na tato témata, jež pomáhají verifikovat správnost získaných výsledků. V dnešní době je většina prací zkoumajících hlas člověka a jeho vznik realizována pomocí MKP.

Výpočtové modelování vzniku lidského hlasu a souvisejících pochodů se ubírá dvěma hlavními směry. Zaprvé jde o využití metody konečných prvků k analýze vzniku samotného zdrojového hlasu. Vznikají konečnoprvkové modely samotných hlasivek, proudu vzduchu mezi nimi. Např. literatura [2], [4]. Zadruhé jsou realizovány výpočty vlastních frekvencí vokálních traktů a jejich modifikací nebo modelů, viz [5], [6].

Předložená diplomová práce poskytuje nejprve souhrnný nástin anatomie aparátů podílejících se v rámci lidského těla na vzniku, a modulaci hlasu. Dále nabízí stručný přehled některých, z hlediska práce podstatných, analytických výpočtových i fyzikálních modelů

dotýkajících se řešené problematiky. Následuje popis tvorby a úprav modelu geometrie lidské hlavy včetně vokálního traktu na základě dat získaných z počítačové tomografie (CT). Diplomová práce se dále zaměřuje na modelování šíření zdrojového hlasu vokálním traktem a následně jím filtrovaného hlasu vně samotné hlavy do obklopujícího prostoru. Použitý model geometrie neuvažuje dynamické změny vokálního traktu. Modelovaný trakt je staticky naladěný na českou hlásku /a:/ a sloupec vzduchu v jeho útrokách je dynamicky buzen tzv. Liljencrantsovým-Fantovým (LF) modelem zdrojového hlasu. Model nezahrnuje dutiny nosní, neb jejich vliv na filtraci vzniklého hlasu je všeobecně považován za nepodstatný. Využit byl výpočetní software ANSYS.

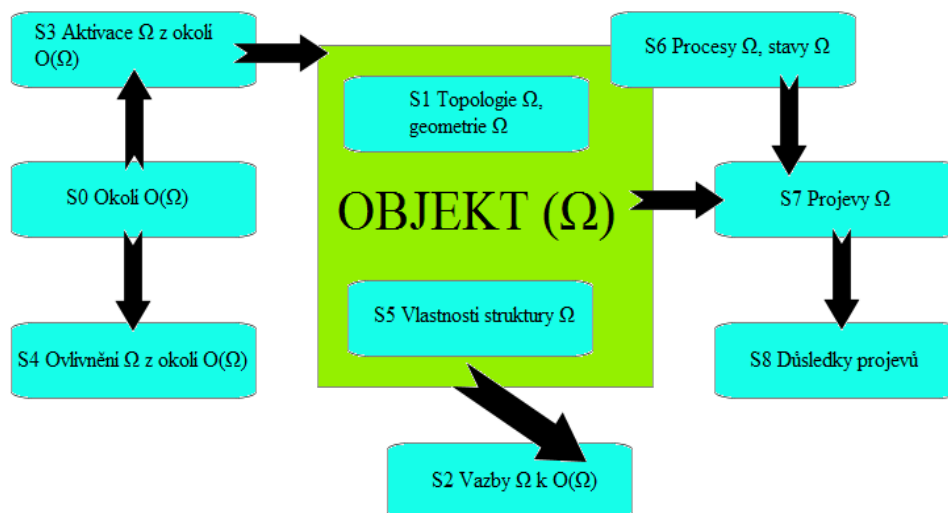
Řešení problematiky vychází z práce [6], kde byl, v rámci zkoumání dopadu tonsilektomie na barvu a charakter lidského hlasu, k buzení geometrie vokálního traktu využit tzv. LF model. Tato práce uvažovala osamělé modely vokálních traktů naladěné na české samohlásky bez zahrnutí geometrie hlavy člověka do výpočtového řešení. Dále řešení navazuje na práci [5], kde byla mimo jiné výpočetním modelováním zjišťována frekvenční spektra a jejich maxima, formanty, vokálních traktů staticky naladěných na české samohlásky. Podobně jako v předkládané práci byla uvažována akustické absorpce na stěnách vokálního traktu.

Výstupem diplomové práce je především analýza vlivu morfologie lidské hlavy na změny amplitud frekvenčních spekter hlasu v pevně stanovených bodech v jejím okolí nebo na povrchu tváře. Je předložen výpočet přenosových funkcí mezi referenčním bodem před ústy a vybranými body. Ten může posloužit jako nástin eventuálních frekvenčních korekcí mikrofonů do těchto bodů umístěvaných ať už v rámci hlasové diagnostiky, nebo pro snímání hlasu při uměleckých vystoupeních.

2 Analýza problémové situace

2.1 Systém podstatných veličin, [9], [10]

Úvodním krokem řešení problémové situace je bezpodmínečné pochopení vzájemných souvislostí mezi podstatnými veličinami, jež se na inkriminovaném problému přímo podílí, řešenou soustavu významně ovlivňují a budou uvažovány ve výpočtovém modelu, a sestavení systému těchto veličin. Sestavení systému podstatných veličin (obr. 2.1) předchází úspěšnému výběru metod řešení problému. Opomenutí některé z podstatných veličin může vést k nesprávným výsledkům řešení.



Obr. 2.1, Podmnožiny systému podstatných veličin, [9]

2.1.1 Obecné pojednání o Systému podstatných veličin, [9]

Převážná část veškerých dějů má příčinný charakter a probíhá podle jednotného scénáře událostí. Typickou vlastností všech objektů je fakt, že mají jisté okolí, tvar (geometrii) a zaujímají určitou polohu (topologii). Se svým okolím má objekt specifické vazby, přes něž jsou realizovány interakce, které objekt aktivují a ovlivňují. Aktivací objektu jsou na něm vyvolávány procesy měnící jeho stavy. Objekt (Ω) zasahuje do svého okolí, což přináší jisté důsledky. Všechny uvedené podstatné entity, tedy okolí, topologii, geometrii, vazby, aktivace, ovlivňování, procesy, stavy, projevy a důsledky lze popsat veličinami a vytvořit z nich systém podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$. Podmnožiny $\{S_i\}$ vytváří následující soustavu:

- Podmnožina S_0 obsahuje veličiny v_0 , tzv. environmentální veličiny, které popisují prvky okolí objektu.
- Podmnožina S_1 čítá veličiny v_1 , jež komplexně popisují objekt, tj. jeho strukturu, rozmístění (topologii, topografii) prvků objektu v prostoru (v okolí $O(\Omega)$ objektu) a geometrii těchto prvků. Je možné je proto označit za veličiny objektové.
- Podmnožina S_2 s veličinami v_2 , popisujícími podstatné vazby objektu s jeho okolím $O(\Omega)$ a na nich probíhají interakce, resp. vazby mezi jednotlivými podobjekty, na něž je objekt dekomponován. Popsat podstatné vazby vyžaduje vymezit i podstatné prvky okolí objektu. Tyto veličiny lze označit jako vazbové veličiny.

- Podmnožina S_3 obsahuje veličiny v_3 , jež vyjadřují takovou aktivaci objektu z jeho okolí, která na objektu vyvolává procesy. Veličiny v_3 se označují jako veličiny aktivační, též podněty či příčiny.
- Podmnožina S_4 o veličinách v_4 působících z okolí na objekt a ovlivňujících na něm probíhající procesy. Tyto veličiny je možno označit za veličiny ovlivňující.
- Podmnožina S_5 čítající veličiny v_5 . Ty vyjadřují vlastnosti prvků struktury objektu, na kterém je řešen problém. Může jít o vlastnosti geometrické (*Pozn.: geometrické veličiny mohou být popsány i v podmnožině S_1 .*), strukturní, fyzikální, mechanické, technologické. Jednotlivá vlastnost přitom může být vyjádřena i několika charakteristikami. Tyto veličiny je možno nazvat veličinami strukturně vlastnostními.
- Podmnožina S_6 . Do ní patří veličiny v_6 , které popisují procesy probíhající na struktuře objektu, uvádějící tento objekt do různých stavů odlišných od stavů počátečních. Jde o procesní veličiny a veličiny stavové. Jak stavové, tak procesní veličiny bývají zpravidla zahrnovány do jedné podmnožiny, neb mezi nimi panuje úzká souvislost. Stavů jsou důsledky procesů.
- Podmnožina S_7 pojímá veličiny v_7 vyjadřující projevy, čili chování, objektu. Ty odpovídají stavům, do kterých se objekt dostal tím, že na něm proběhly určité procesy. Veličiny v_7 jsou označovány za veličiny projevové..
- Podmnožina S_8 zahrnuje veličiny v_8 , důsledkové veličiny, jež popisují důsledky projevů objektu na jeho okolí nebo na objekt samotný.

2.1.2 Aplikace Systému podstatných veličin, [9], [10]

V souladu s popsány mi skutečnostmi byl k popisu řešené soustavy definován následující systém podstatných veličin.

Okolí objektu $O(\Omega)$

- Obklopující prostor opatřený na vnějším povrchu nekonečnou akustickou pohltivostí simulující rozměrovou nekonečnost tohoto prostoru, takzvané volné akustické pole

Topologie a geometrie objektu, S_1 :

- Morfologie lidské hlavy vč. její obličejové části a uší
- Konkrétní nastavení rezonančního traktu
- Vlastní frekvence tohoto nastavení související se vznikem konkrétních formantů

Podstatné vazby objektu s okolím, S_2 :

- Pohltivost vnější hranice obklopujícího prostoru

Aktivace objektu z okolí, S_3 :

- Buzení vokálního traktu zdrojovým hlasem

Ovlivňování objektu z jeho okolí, S_4 :

- Vliv geometrie lidské hlavy na frekvenční spektra výsledného hlasu v konkrétních bodech v jejím okolí nebo na jejím povrchu

Vlastnosti prvku struktury objektu, S_5 :

- Hodnoty akustického tlumení na stěnách vokálního traktu
- Materiálové charakteristiky buzené vzduchové masy (hustota, rychlost šíření zvuku)

Procesy na objektu a jeho stavy, S_6 :

- Vybuzení akustického tlaku v oblasti hlasivek

Projevy a chování objektu, S_7 :

- Filtrace zdrojového hlasu rezonančním traktem a projev vyslovované hlásky vně úst

Důsledky projevu objektu, S_8 :

- Šíření akustických vln odpovídajících formované hlásce do okolí hlavy, produkce řeči

2.2 Formulace problému, [9], [10]

Problém *Využití metody konečných prvků pro modelování šíření hlasu vokálním traktem a okolo hlavy člověka* je problémem přímým. Přímý problém znamená takový druh problému, kdy jsou známy příčiny:

- aktivace objektu
- jeho okolí, vazby na něho a ovlivnění objektu tímto okolím
- jeho struktura
- topologie a geometrie
- vlastnosti jeho prvků

a určovány jsou pak důsledky těchto příčin, typicky např.:

- stavy objektu a procesy na něm
- projevy objektu a jejich důsledky

Problémová situace vychází z potřeby důkladně prozkoumat vliv tlumení na stěnách vokálního traktu a především tvaru lidské hlavy na časové průběhy akustických tlaků a především frekvenční zkreslení produkovaného hlasu v různých bodech na jejím povrchu a v jejím okolí. Závěry práce mohou posloužit jako základ pro frekvenční korekce mikrofonů používaných ke snímání hlasu mikrofony umístěnými na povrchu hlavy nebo v jejím těsném okolí.

2.3 Vymezení cílů práce, [9], [10]

Podle literatury [10] je cíl práce řešitelem naformulovaný výrok o úmyslu v budoucnu něco vytvořit nebo vykonat, přičemž impuls k úmyslu vychází od řešitele samotného nebo z jeho okolí na základě požadavků, úkolů či výzev.

Cíle práce dle zadání:

1. Na základě literatury stručně popište funkci vokálního traktu a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
2. Uveďte stručný přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů šíření hlasu lidským vokálním traktem.
3. Vytvoření konečněprvkového (MKP) výpočtového modelu vokálního traktu a prostoru okolo hlavy člověka na základě dat z počítačové tomografie.
4. Na základě výsledků výpočtů analyzujte šíření hlasu vokálním traktem a v prostoru okolo hlavy člověka.

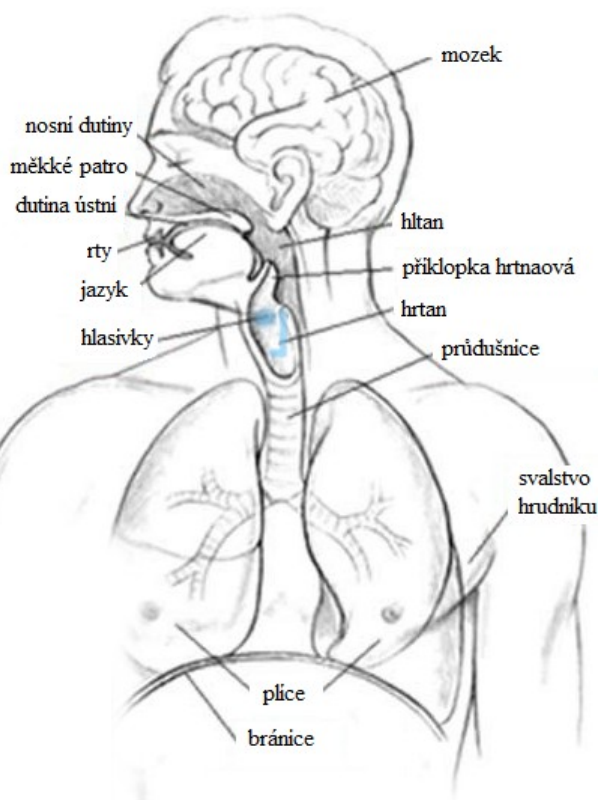
Prvním cílem je s pomocí dostupné literatury stručně popsat anatomii z hlediska práce relevantních partií lidského těla a biomechaniku vzniku lidského hlasu. Dále je to provedení rešerše podstatných výpočtových, matematických a experimentálních modelů lidského hlasu. Následně je třeba zformulovat a zrealizovat výpočtový algoritmus zajišťující buzení modelu geometrie modelem zdrojového hlasu s definovanou okrajovou podmínkou absolutní zvukové pohltivosti na vnější hranici hlavy obklopujícího prostoru. Poté za pomoci modelu náhradního tělesa ověřit funkčnost algoritmu porovnáním numericky získaných vlastních frekvencí modelu buzeného trojúhelníkovým pulsem s analytickým řešením téhož. Následně je třeba vytvořit geometrický model lidské hlavy tvarově a proporčně odpovídající skutečné morfologii, na tomto modelu vytvořit síť konečných prvků a zahrnout do výpočtu akustické tlumení na stěnách vokálního traktu. Dále na tento model aplikovat výpočtový algoritmus a ověřit funkčnost postupu srovnáním vlastních frekvencí takto vytvořeného MKP modelu odezvou na buzení pulsem s výsledky modální analýzy modelu osamocené vokálního traktu. Po ověření správnosti postupů je třeba do výpočtového algoritmu zahrnout Liljencrantsův-Fantův model zdrojového hlasu. Závěrečným úkolem je analyzovat vliv tvaru lidské hlavy na vyzařování akustického tlaku do jejího okolí, prozkoumat frekvenční zkreslení, k nimž ve vybraných bodech v okolí dochází a srovnat výsledky s dostupnou literaturou. Rozhodování o tom, které veličiny budou v rámci jednotlivých dílčích kroků uvažovány či nikoli, budou učiněna dle literatury, z níž řešení vychází, a podle doporučení a zkušeností vedoucího práce, pana Ing. Pavla Švancary, Ph.D, jenž se problematikou zabýval ve své vědecké praxi.

3 Princip vzniku lidského hlasu

Následující podkapitoly popisují princip biomechaniky tvorby lidského hlasu a předkládají stručný přehled anatomie podstatných partií.

3.1 Dýchací ústrojí, princip vzniku hlasu, [1], [2], [11], [12]

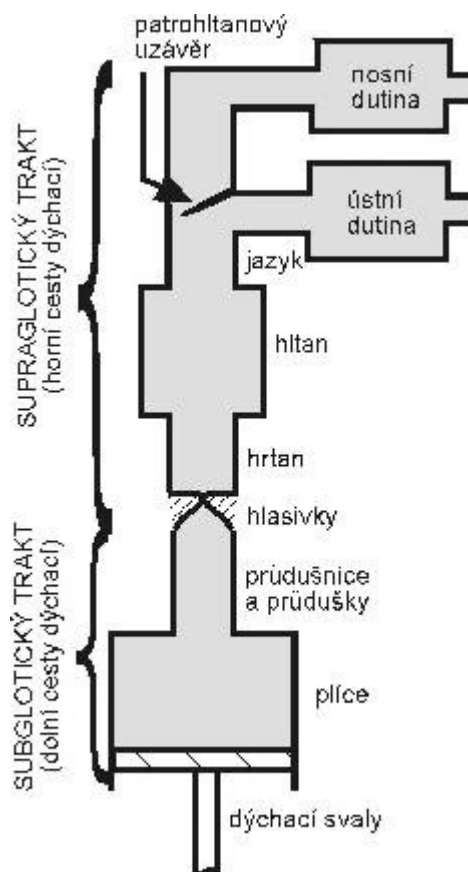
Partie lidského těla podílející se na vzniku hlasu (obr. 3.1.1) mohou být rozděleny do čtyř kategorií. První skupina zahrnuje části působící a zajišťující tlak vzduchu. Patří sem bránice, břišní a prsní svaly, plíce, průdušky a průdušnice. Druhou kategorii tvoří části zabezpečující kmitání, tedy hrtan a především hlasivky jako jeho součást. Třetí množinou jsou pak rezonanční dutiny, konkrétně hltan, ústní a nosní dutiny. Resonanční dutiny udávají každému člověku jeho charakteristický rozpoznatelný hlas. Na vzniku hlasu se dále podílí měkké patro, jazyk a rty, označované souhrnně jako tzv. artikulátory. Poslední dvě zmíněné skupiny spoluvytváří vokální trakt.



Obr. 3.1.1, Partie lidského těla podílející se na vzniku hlasu, [10]

Při vydávání hlasu je nejprve tlak v plicích zvyšován prostřednictvím svalů a vzduch z nich hnán skrze průdušky a průdušnici ven směrem k hrtanu, resp. hlasivkám. Dýchací trakt pod hlasivkami bývá označován jako subglotický. Nad nimi pak jako supraglotický, popř. jako tzv. nadhrtanové rezonanční dutiny. Ty vlastní zdrojový hlas přeměňují na jednotlivé samohlásky. V souvislosti s produkcí hlasu je celé dýchací ústrojí člověka označováno jako hlasový akustický systém (schematicky na obr. 3.1.2).

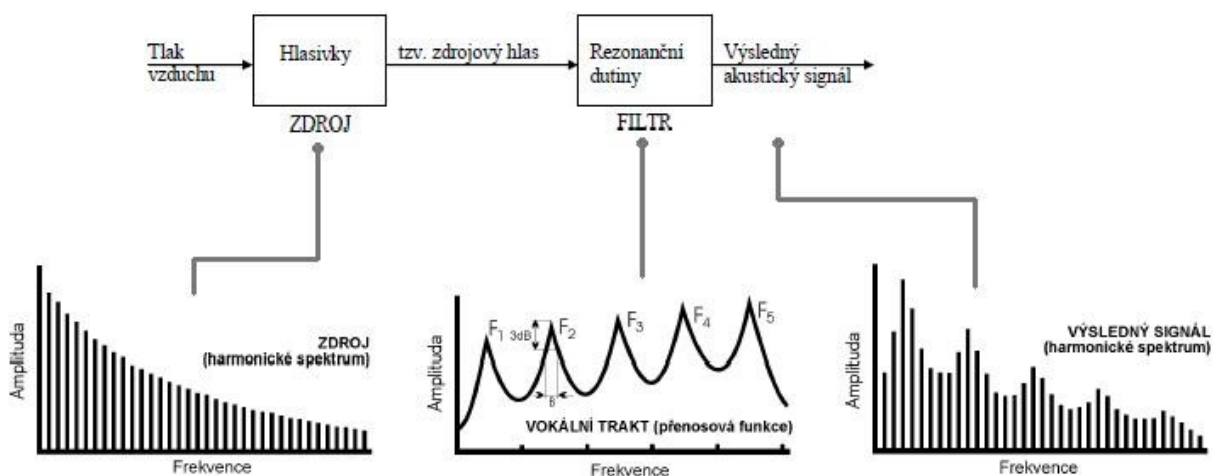
Hlasivky jsou při vokalizaci přitlačeny k sobě a rozechvívány proudícím vzduchem, čímž vznikají periodické změny vzdušného tlaku, tedy akustický signál. Ten je šířen přes hltan do ústní, případně i nosní, dutiny. Za rozhraní mezi dýchacím traktem a ústní dutinou je považováno nejužší místo mezi stěnou dýchacího traktu a jazykem. Objem a tvar ústní dutiny je také závislý na postavení jazyka. Prostor mezi hlasivkami a ústním otvorem bývá též nazýván vokálním traktem a má majoritní podíl na artikulaci.



Obr. 3.1.2, Schema dýchacího ústrojí jako akustického systému, [1]

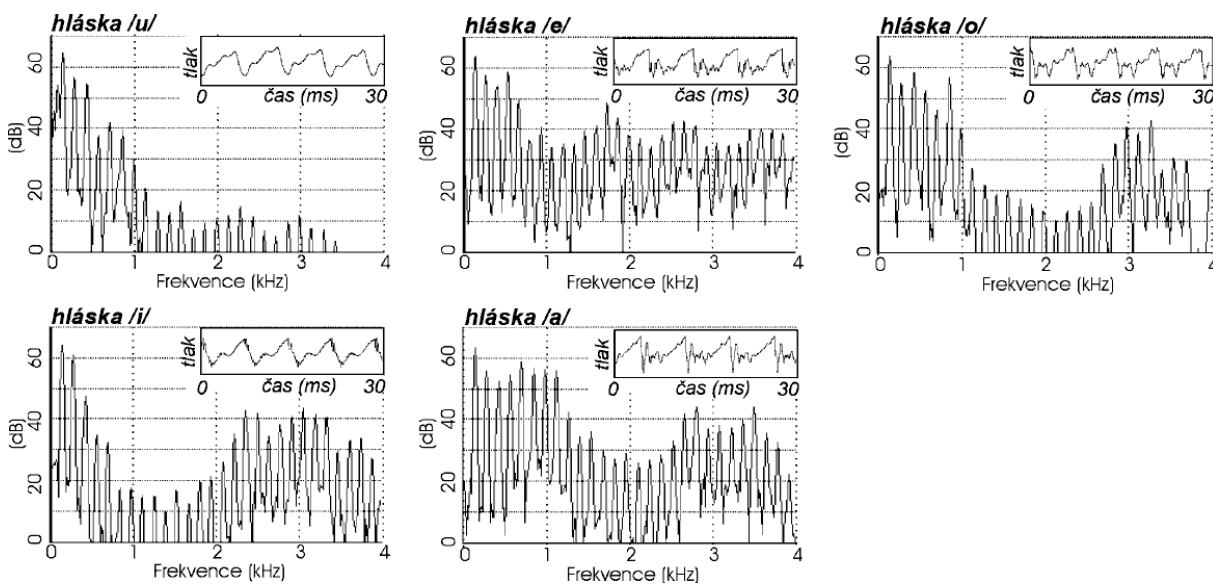
3.2 Teorie zdroje a filtru, [1], [2], [3], [4]

Podle *teorie zdroje a filtru* vzniká výsledný hlas ve dvou fázích (obr. 3.2.1). První z nich je tvorba prvotního akustického signálu, zdroje, v oblasti hlasivek. Druhou jeho transformace, filtrace, průchodem supraglotickými rezonančními dutinami. Resonanční maxima patrná na přenosové funkci jsou nazývána formanty a značena F_i .



Obr. 3.2.1, Formování frekvenčního spektra hlasu podle teorie zdroje a filtru, [1], [2], [4]

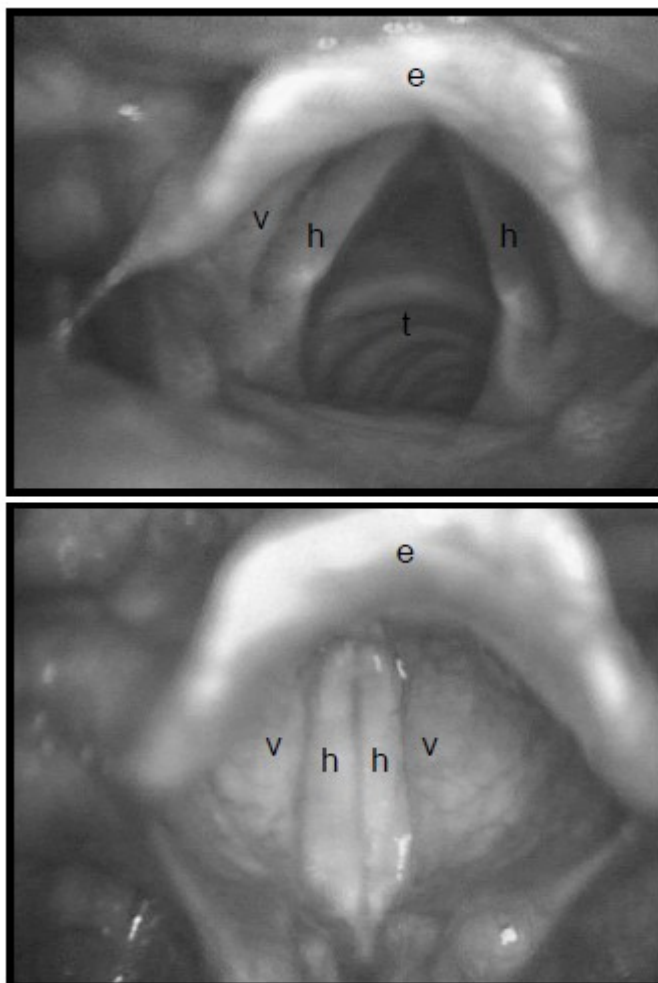
Za podstatné se obvykle uvádí formanty F_1 až F_3 . Výsledné akustické vlny českých samohlásek a jim příslušící frekvenční spektra dle [1] jsou na obr. 3.2.2.



Obr. 3.2.2, Akustické vlny českých samohlásek a jim korespondující frekvenční spektra, [1]

3.3 Struktura hrtanu, [1], [12], [13]

Samotné hlasivky jsou součástí hrtanu. Laryngoskopický pohled na hrtan shora je na obr. 3.3.1. Zde je zaznačeno postavení hlasivek při dýchání (nahore) a při fonaci (dole). Pozice *h* označuje hlasivku, *v* ventrikulární řasu, *e* – hrtanovou příklopku (*epiglottis*), *t* průdušnici (*tracheu*).



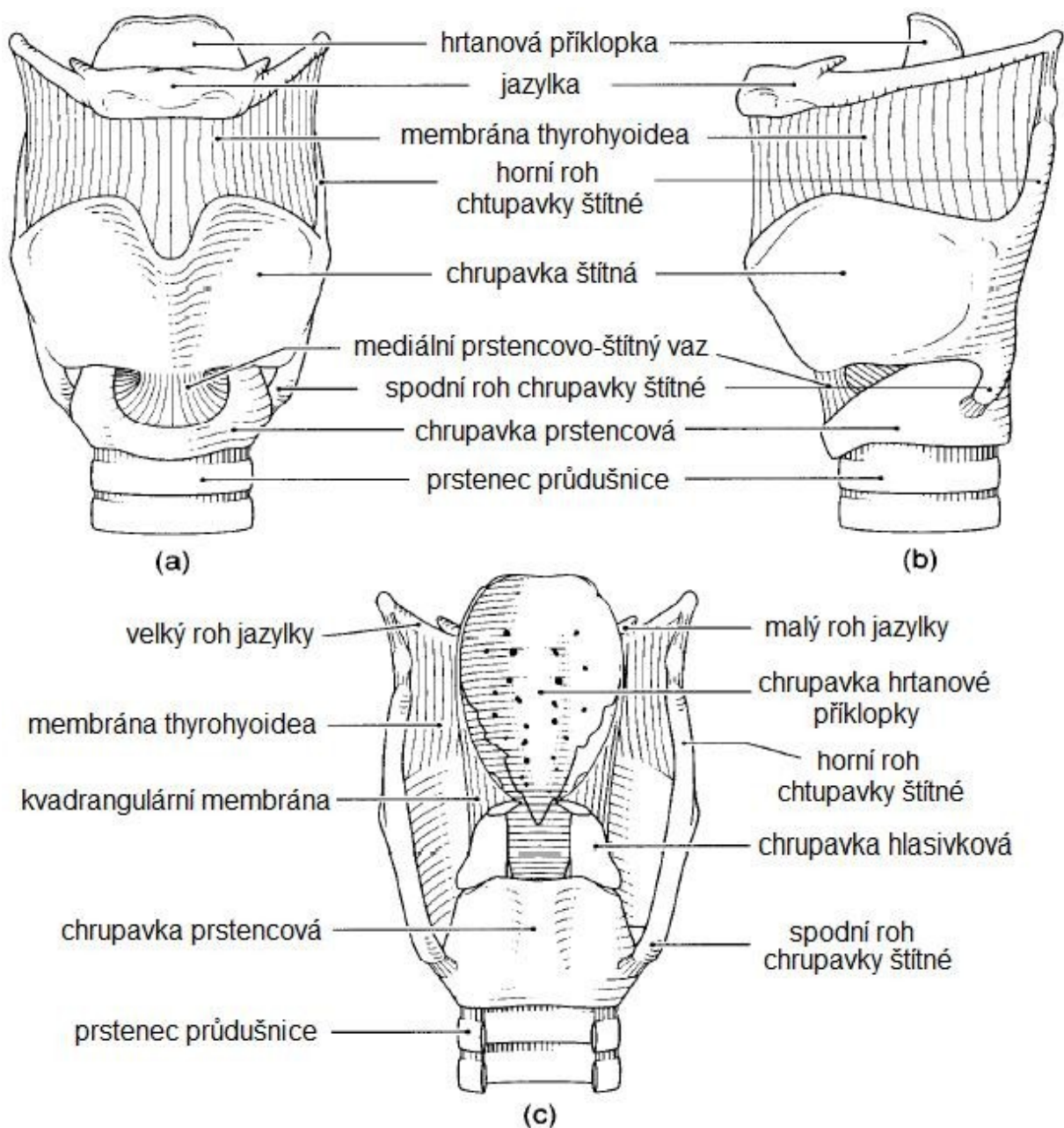
Obr. 3.3.1, Laryngoskopický pohled na hrtan shora, [1]

Při fonaci jsou hlasivky přitlačovány, při dýchání nebo fonaci je mezi nimi rozevřena štěrbina nazývaná *glottis*. Pohyby hlasivek i jejich nastavení jsou řízeny řadou svalů upnutých na hrtanové chrupavky. Tkáň hrtanu je možné dělit na tvrdé a měkké. Tvrdými tkáněmi se rozumí jeho chrupavčitá kostra, měkkými svalstvo, vazy a sliznice.

3.3.1 Kostra hrtanu

Kostra hrtanu je na obr. 3.3.2. Krom důležitých chrupavek jsou součástí obr. i některé vazy a membrány. Chrupavkami hrtanu jsou:

- *Chrupavka prstencová* (lat. *cartilago cricoidea*) je dole spojena s průdušnicí. Vzadu nahoře má dvě vyklenuté kloubní plochy, na které nasedají chrupavky hlasivkové (lat. *cartilagine arytenoidee*). Důležitou funkci, uzavírání hrtanu při polykání, plní hrtanová příklopka (lat. *epiglottis*).

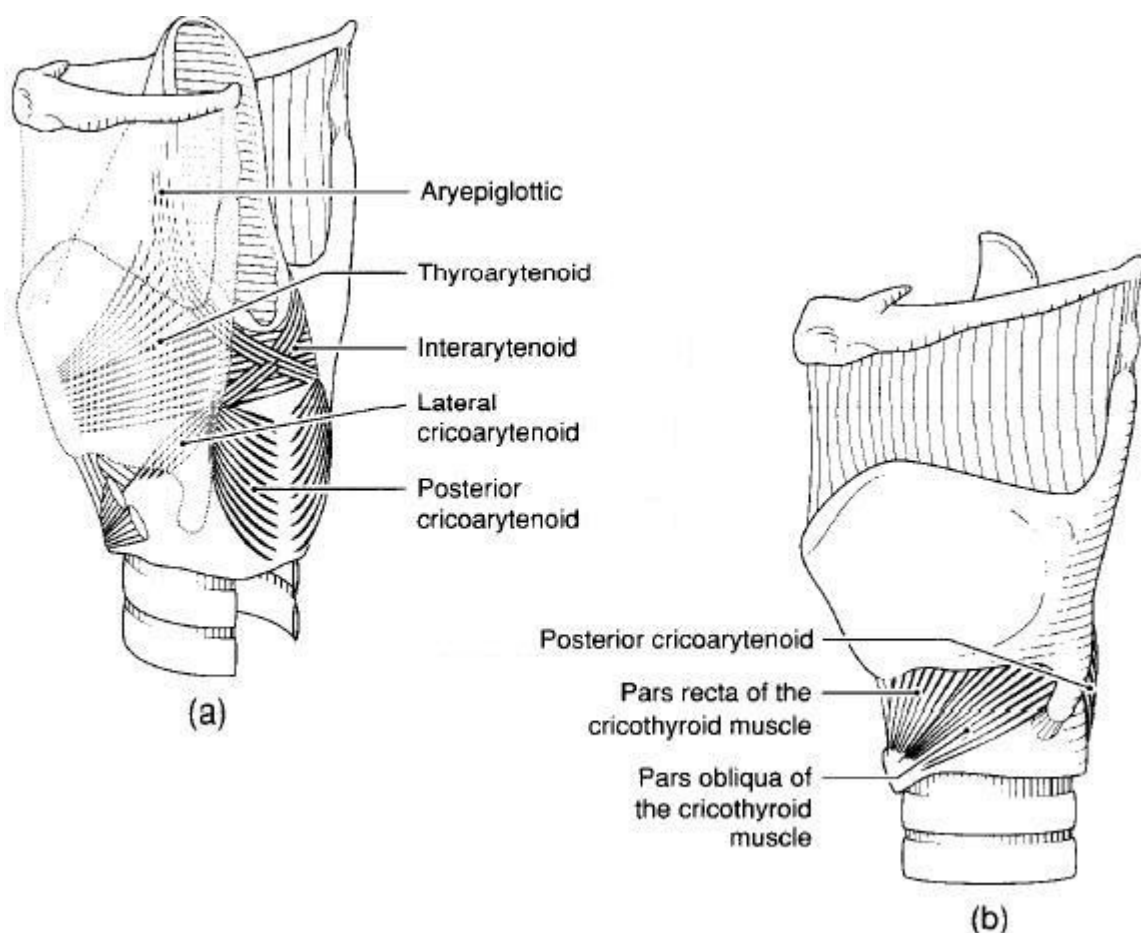


Obr. 3.3.2, kostra hrtanu a některé důležité okolní partie, [1]

- *Chrupavka štítná* (lat. *cartilago thyroidea*), lidově nazývaná ohryzkiem, sestává z dvojice plochých destiček, které se vpředu sbíhají. Jako druhotný pohlavní znak vyniká především u mužů. Vzadu zmíněné destičky vybíhají do horního a dolního rohu chrupavky štítné. Na horní roh je upnut vaz propojující chrupavku štítnou a jazylku. Dolní roh je kloubně spojen s chrupavkou prstencovou. Rotace těchto dvou chrupavek kolem tohoto kloubu umožňuje napínání hlasivek, a tím nastavování jejich frekvence.
- *Jazylka* (lat. *os hyoideum*), jediná kost na obr., nebývá uvažována jako přímá součást hrtanu. Upíná se na ni však relativně velké množství zevních hrtanových svalů umožňujících celkové pohyby hrtanu. Na jazylce je hrtan takřkajíc zavěšen.

3.3.2 Svalstvo hrtanu, [1], [4]

Svaly hrtanu, které patří mezi svaly příčně pruhované, lze dělit na vnější a vnitřní. Vnější svalstvo pojí hrtan s jeho okolím, především jazyčkou (lat. *os hyoideum*) nebo hrudní kostí (lat. *Sternum*). Vnitřní svalstvo pak vzájemně propojuje hrtanové chrupavky. Z hlediska tvorby hlasu jsou podstatné pouze svaly vnitřní. Ty jsou děleny na adduktory a abduktory. Adduktory způsobují uzavírání hlasové štěrbině, addukci, a abduktory naopak její otevírání. Vnitřní svalstvo hrtanu je na obr. 3.3.3 a 3.3.4 a 3.3.5.

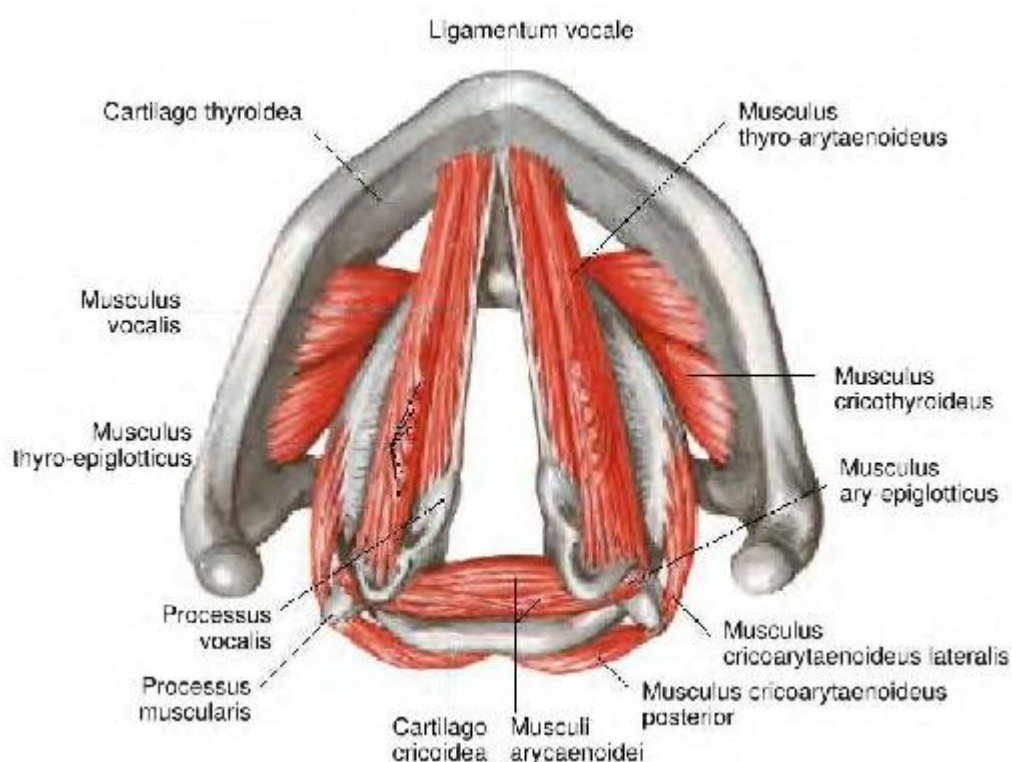


Obr. 3.3.3, vnitřní svalstvo hrtanu, [1]

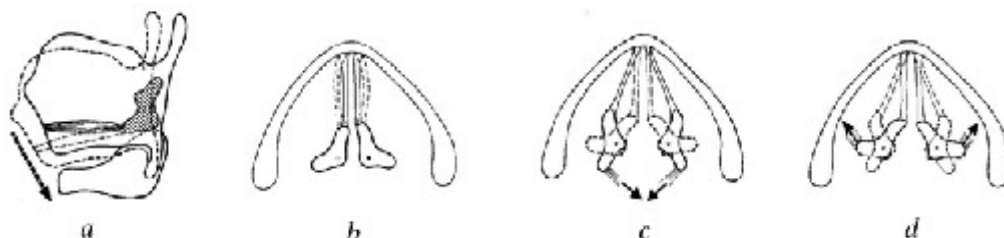
- *Musculus cricothyroideus* - vnější napínač (párový sval) se upíná mezi chrupavkami prstencovou a štítnou. Je rozdělen na dva svazky. *Pars recta* (přímá část) a *pars obliqua* (šikmá část). Jeho kontrakce přitažením přední části chrupavky štítné ke chrupavce prstencové napíná a prodlužuje hlasivky. Tento sval tak primárně kontroluje frekvenci hlasivek. Obr. Obr. 3.3.5 a).
- *Musculus thyroarytenoideus* - sval hlasivkový (párový) se pne od chrupavky štítné k chrupavce hlasivkové. Lze jej dělit na vnější a vnitřní svazek. Vnější, *externus*, zkracuje sval v bočním směru, vnitřní, *internus*, pak má za úkol přesné dopnutí svalu při fonaci. Hlasivkový sval má důležitou úlohu při ladění výšky tónu hlasivek a při nastavování hlasových rejstříků. Obr. 3.3.5 b).
- *Musculus cricoarytenoideus posterior* je párový sval upevněný mezi chrupavku prstencovou a chrupavku hlasivkovou, jejímž výběžkem pohybuje. Tento sval rozevívá

hlasivkovou mezeru, je tedy abduktorem, a jeho funkce je protichůdná oproti funkci *m. cricoarytenoideus lateralis*. Obr. Obr. 3.3.5 c).

- *Musculus cricoarytenoideus lateralis* je párový sval pnoucí se od horního okraje chrupavky prstencové ke svalovému výběžku (lat. *processus muscularis*) chrupavky arytenoidní. Jeho zapřičiňuje rotaci arytenoidní chrupavky, takže se její výběžek hlasivkový (lat. *processus vocalis*), na který se upínají hlasivky, posouvá do středu, a tím přitlačuje hlasivky k sobě. Působí tedy jako adduktor. Obr. 3.3.5 d).
- *Musculus arytenoideus* je svalem spojujícím chrupavky arytenoidní. Je rozdělen na *m. arytenoideus transversus* (nepárový sval) a *m. arytenoideus obliquus* (párový sval). Kontrakce těchto svalů přibližuje arytenoidní chrupavky a tak uzavírá štěrbinu mezi nimi (tzv. chrupavčitou část *glottis*). Uzavřením chrupavčité části *glottis* je zamezeno úniku vzduchu z plic mimo vibrační část hlasivek (blanitou část *glottis*).



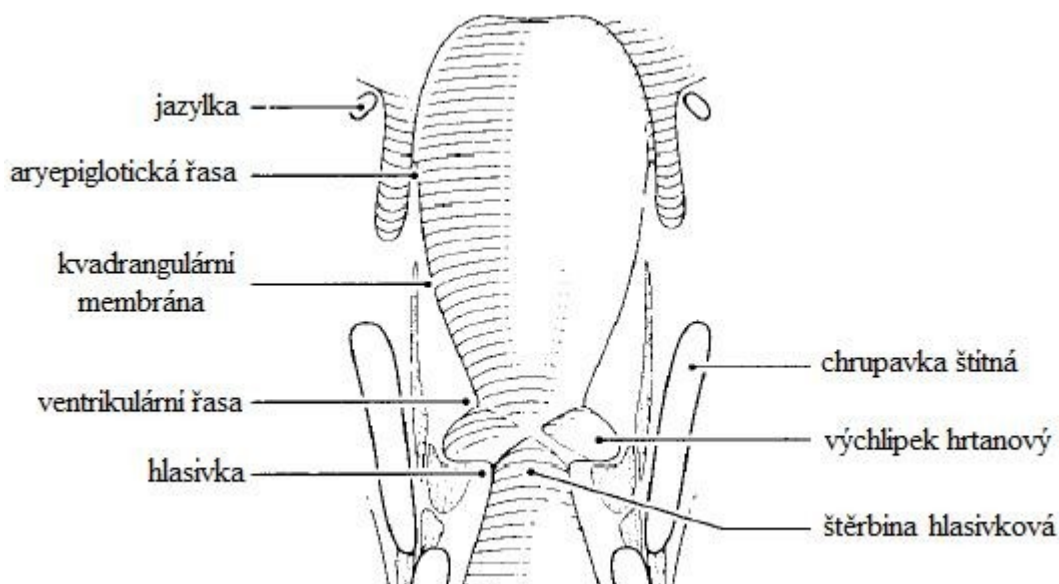
Obr. 3.3.4, svalstvo hrtanu, [14]



Obr. 3.3.5, svalstvo hrtanu 2, [14]

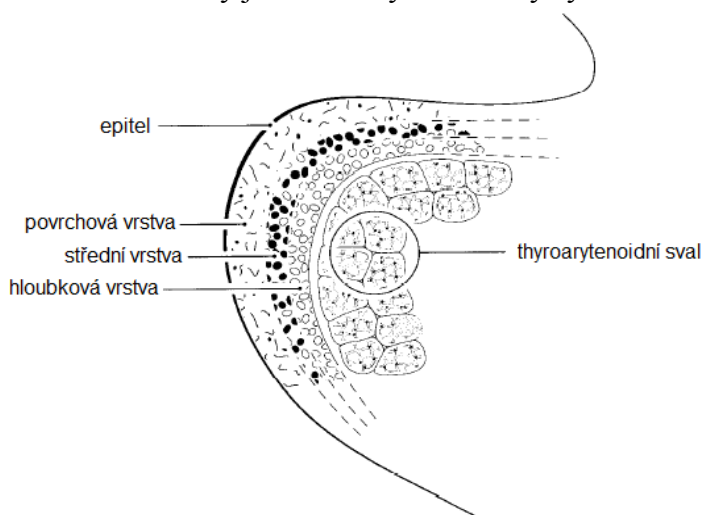
3.4 Morfologie a vlastnosti hlasivek, [1], [12]

Na obr. 3.4.1 je koronární řez hrtanem. Zde je znázorněno ohraničení hrtanových prostor mezi průdušnicí a hrtanovou příklopkou. Hlasivky se nacházejí v nejužším místě hrtanu mezi chrupavkou štítnou a chrupavkami hlasivkovými. Nad nimi je výchlípek hrtanový oddělující hlasivky od ventrikulárních řas (někdy nazývaných nepravé vazy hlasové). Nad ventrikulárními řasami je kvadrangulární membrána a aryepiglotické řasy, jež se účastní akce uzavírání hrtanového prostoru při přiklápění hrtanové příklopkou.



Obr. 3.4.1, Koronární řez hrtanem znázorňující ohraničení hrtanových prostor, [1]

Vlastní morfologie hlasivek je na obr. 3.4.2. Hlasivky jsou složeny z pěti tkáňových vrstev. Povrch tvoří vrstevnatý šupinatý epitel obklopující měkkou tkáň svými vlastnostmi připomínající tekutinu. Pro představu bývá přirovnáván ke gumovému balónku naplněnému vodou. Níže směrem dovnitř hlasivky je nesvalový vrstevnatý systém zvaný lamina propria.



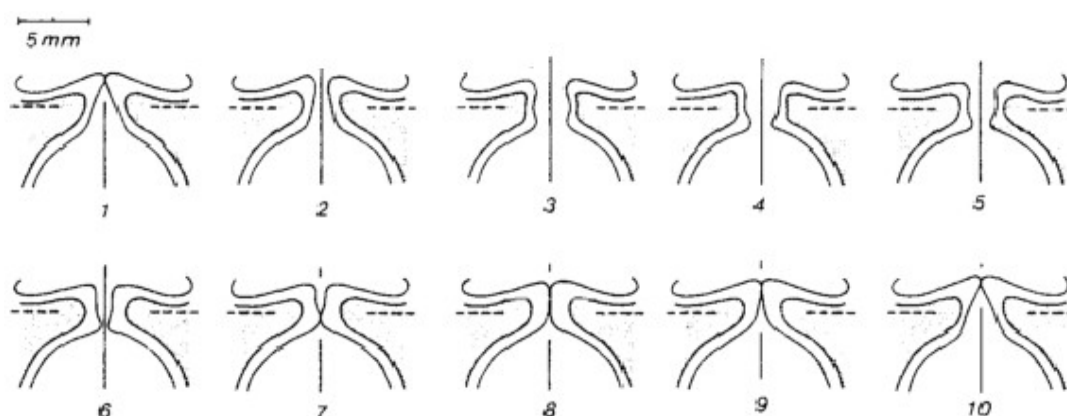
Obr. 3.4.2, schematické znázornění vrstev hlasivky v koronárním řezu, [1]

Lamina propria je zpravidla je rozdělována na tři vrstvy. Povrchovou, střední a hloubkovou. Povrchová vrstva sestává z neorganizovaně uspořádaných elastinových vláken obklopených tkáňovou tekutinou. Poddajná elastinová vlákna bývají svými elastickými vlastnostmi

přirovnávají k vláknům gumovým. Střední vrstva je též primárně tvořena elastinovými vlákny (zobrazena jako plné kroužky), orientovanými však podélným směrem. Ve střední vrstvě jsou také obsažena kolagenní vlákna (prázdné kroužky). Hlubkovou vrstvu tvoří převážně tato kolagenní vlákna, jež jsou narozdíl od vláken elastinových téměř nepoddajná a jsou připodobňována k vláknům bavlněným. Uvnitř hlasivky se nachází thyroarytenoidní sval.

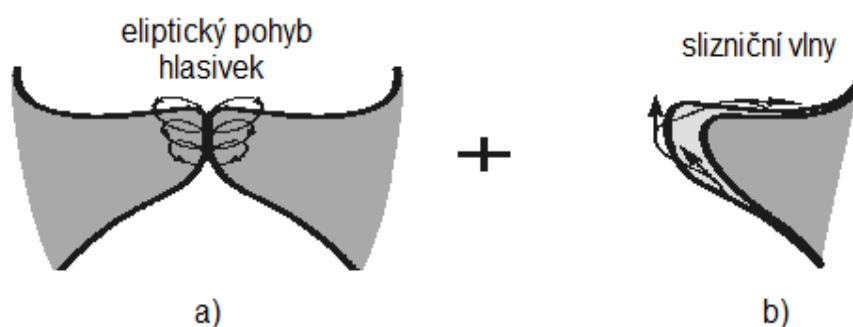
3.4.1 Tvary hlasivkového kmitu, [1]

Průřez tvarem hlasivek během jednotlivých fází fonačního cyklu je na obr. 3.4.3. Zde je patrné, že se nejprve od sebe oddělí spodní část hlasivek (1), poté horní část (2). Následuje pozastavení hlasivek při maximálním otevření (3). Zatímco se spodní část hlasivek počíná navracet (4), jejich horní části se setrvávají v rozevírání. V tomto okamžiku se spodní část hlasivek stává laryngoskopicky pozorovatelnou. (5) ÷ (8) ilustrují uzavírání hlasivek odspod nahoru. Stav (9) je identický s výchozím, nastává druhý cyklus.



Obr. 3.4.3, tvar hlasivky v jednotlivých fázích fonace, po řádcích postupně zleva doprava, [1]

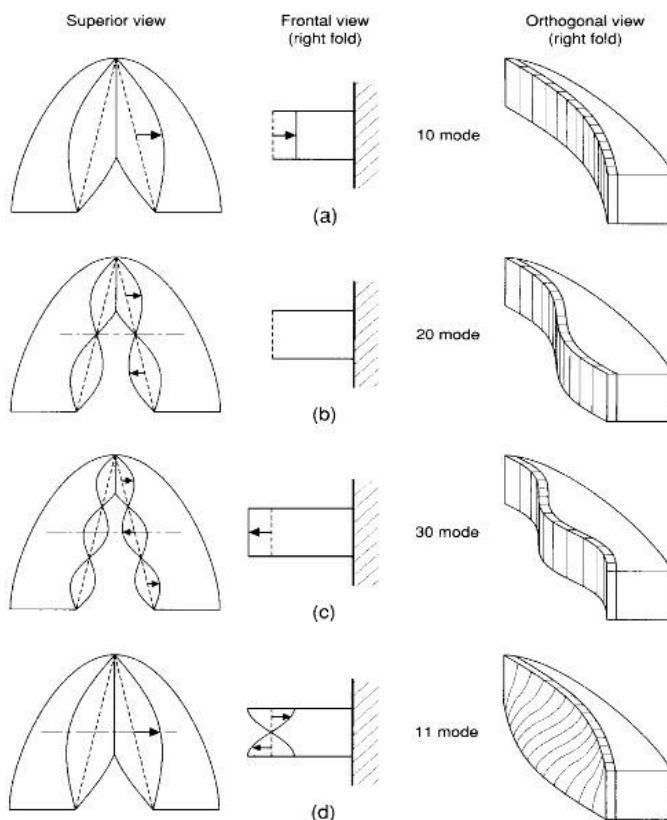
Trajektorie hlasivek jako celku jsou při kmitech přibližně eliptické (obr. 3.4.4 a), jejich povrch koná vlivem interakce s proudem vzduchu zároveň vlnitý pohyb (obr. 3.4.4 b).



Obr. 3.4.4, schematické znázornění pohybu hlasivek jako složení eliptického pohybu a pohybu slizniční vlny, [1]

3.4.2 Vlastní tvary kmitu hlasivek, [1]

Mnohdy je pro jednoduchost výhodné vibrační pohyb hlasivek znázorňovat pomocí modálních tvarů. Některé vlastní tvary kmitu hlasivek jsou na obr. 3.4.5. V rámci jednoduchosti modelu jsou uvažovány deformace pouze v horizontálním směru. Zvláštní pozornost bývá věnována modálním tvarům č. 10 a 11, protože jejich kombinací je možno simulovat pohyby otvírání zavírání hlasivek včetně fázového zpoždění horního okraje hlasivek vůči spodnímu.

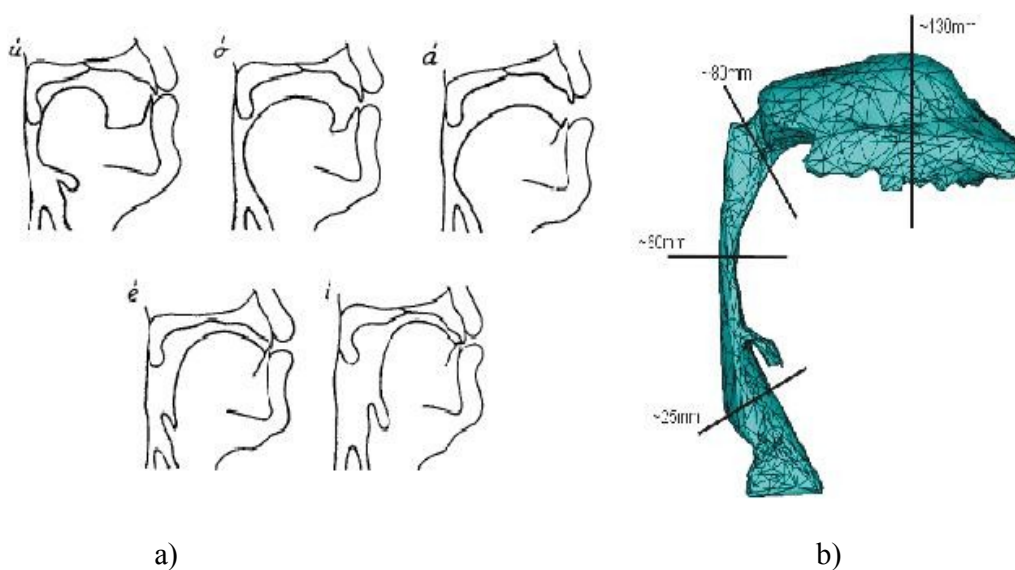


Obr. 3.4.5, některé vlastní tvary kmitu hlasivky, [1]

3.5 Funkce vokálního traktu při fonaci, [1], [4], [11], [12]

Jak již bylo řečeno, akustický signál produkovaný hlasivkami je průchodem resonančními dutinami supraglotického traktu transformován, filtrován. Díky této transformaci dostává hlas každého jedince svou typickou barvu. Nejpodstatnější z hlediska resonance dutin je vokální trakt a zpravidla se tedy uvažuje patrohltanový uzávěr uzavřený, čili neuvažuje se resonance dutin nosních.

Každá hláska má charakteristické formanty, jež ji činí rozpoznatelnou od hlásek jiných. V případě samohlásek (vokálů) je transformován pouze původní akustický signál tvořený hlasivkami, u souhlásek (konsonant) se na konečném zvuku podílí i jiné akustické zdroje, např. jazyk nebo rty. Z hlediska diplomové práce je podstatná pouze tvorba samohlásek, při jejichž tvorbě zaujímá vokální trakt určitý typický tvaru (obr. 3.5.1). Různá nastavení vokálního traktu způsobují odlišné polohy formantů. Na rozlišení jednotlivých samohlásek mají hlavní podíl dva nejnižší formanty vokálního traktu, jež jsou závislé především na rozměrech ústní a hrtanové dutiny.



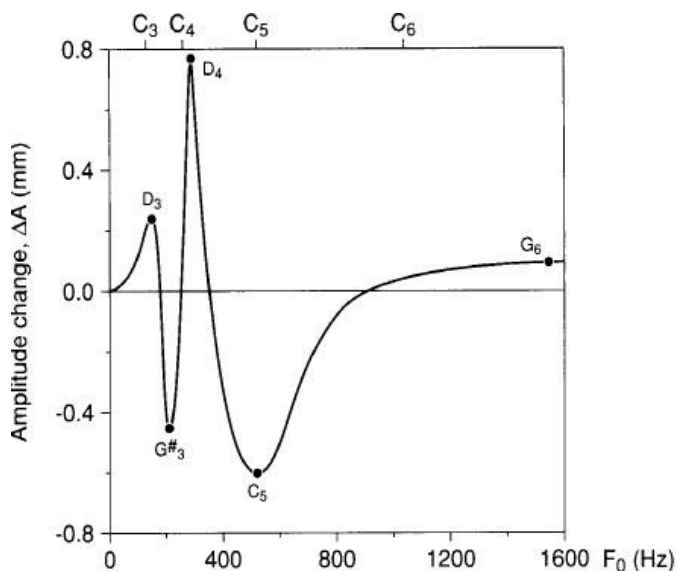
Obr. 3.5.1, tvar vokálního traktu při formování českých samohlásek; a) schematicky, [1], b) konečnoprvkový model vokálního traktu nastaveného na českou hlásku /a:/, [3]

3.5.1 Resonance vokálního traktu

Produkce zvuku na hlasivkách a jeho další úprava v resonančních dutinách jsou pochody v teorii zdroje a filtru uvažované jako na sobě nezávislé. Experimentálně i teoreticky však bylo zjištěno, že resonance dutin mohou mít zpětně jistý vliv na vibrace hlasivek. A to jak resonance subglotického, tak supraglotického prostoru. Resonance prvního jmenovaného jsou výrazně proměnlivé kvůli artikulaci a tedy ovlivňují chování hlasivek u různých konfigurací vokálního traktu různě, resonance subglotického prostoru zůstávají téměř konstantní, což je výhodné pro jejich studium.

Na obr. 3.5.2 je teoretická křivka ukazující vliv subglotických resonancí na amplitudu vibrací hlasivek (při neuvažování resonancí supraglotických).

Při těch frekvencích, u nichž křivka nabývá kladných hodnot (maxima kolem 150 a 300 Hz) dochází k pozitivnímu ovlivňování vibrací hlasivek, jejich amplituda je větší. V oblastech, kde subglotické resonance působí negativně (kolem 200 a 525 Hz), se amplituda hlasivek zmenšuje. Resonance vokálního traktu dále úzce souvisejí s tzv. zpěvovými rejstříky. Jejich bližší studium je z hlediska diplomové práce nepodstatné a nebude podrobněji rozebráno. Hluběji se tematicce věnuje například literatura [1].



Obr. 3.5.2, vliv subglotických resonancí na amplitudu vibrací hlasivek, [1]

3.5.2 Metody pro určení resonancí dutin, [1], [4]

Jak bylo řečeno, rezonanční dutiny jsou charakterizovány svou přenosovou funkcí. Rozhodujícími parametry jsou frekvence formantů (lokálních maxim přenosové funkce) a jejich rezonanční šířka. Jelikož není možné měřit zároveň resonanci neovlivněné spektrum, tak spektrum výsledné, je využívána např. matematická metoda označovaná jako LPC (angl. linear predictive coding). Ta přenosovou funkci dutin extrahuje z výsledného akustického signálu. Jinou metodou nalezení formantových frekvencí je využití externího sinusového zvukového zdroje s proměnlivou frekvencí signálu, přiloženého na hrtan.

Další metodou orientačního zjištění polohy formantů je využití fonace, při níž hlasivky kmitají neperiodicky, např. při ingresivní fonaci (tvoření hlasu vdechovým proudem). Spektrum výsledného signálu je pak spojité a jeho maxima leží na formantových frekvencích. U zpěváků lze polohu a šířku formantů určovat z vibrata.

Jinou v praxi užívanou metodou je polohu formantů určit pomocí výpočtového modelování. O výpočtových metodách více v kapitole 5. Metody interpretace hlasu jsou podrobněji rozebrány v kapitole 4.

4 Měření lidského hlasu a interpretace jeho výsledků, [1], [12]

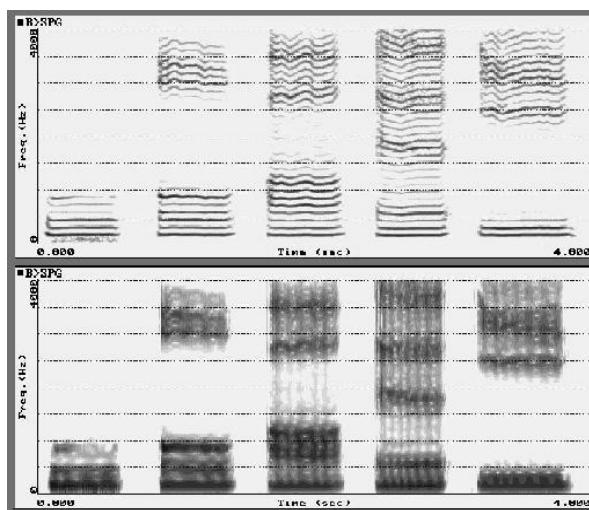
Zjistit tlak vzduchu pod hlasivkami živého člověka je, vzhledem k jejich umístění v lidském těle, neinvazivní metodou zatím prakticky nemožné. Proto bývá tlak vzduchu měřen v ústech nebo vně před nimi. Druhým jmenovaným postupem, jenž je nejčastější a nejjednodušší, se zpravidla zjišťují základní frekvence hlasu a formanty jednotlivých samohlásek. Tato měření slouží k rozpoznávání hlasu a také k získání podkladů pro jeho případnou syntézu. Měření uvnitř dutiny ústní, resp. supraglottického prostoru, jsou prováděna za účelem zjištění vlastních tvarů kmitu vzduchového prostoru. Měření tlaku mezi hlasivkami bývá realizováno na vypreparovaných hrtanech. Takto je získáván zdrojový hlas. Stejně tak pouze na preparátech probíhají měření tlaku budícího hlasivky.

Nejvhodnějšími zařízeními pro měření tlaku jsou tlakové mikrofony, zejména mikrofony kondenzátorové. Frekvenční charakteristika takových mikrofonů není závislá na vzdálenosti od akustického zdroje. Jejich nevýhodou je jejich citlivost na okolní rušivé zvuky a rezonanční vlastnosti akustického prostoru (místnosti). Gradientní mikrofony vyšších řádů, např. rychlostní nebo dynamické mikrofony, které jsou někdy používány pro potlačení vnějších vlivů (např. reportérské účely), nejsou pro hlasová měření vhodné. Jejich nevýhodou je závislost jejich frekvenční charakteristik na vzdálenosti od úst, tedy změna intenzity i sklonu frekvenčního spektra při změně této vzdálenosti. Pro měření frekvence hlasového signálu takové mikrofony použít lze.

Jedním z účelů zpracovávané diplomové práce je zjistit vliv polohy mikrofону vůči ústům na průběhy frekvenčních spekter (vypočítaných z časových průběhů akustického tlaku v dané pozici).

4.1 Spektrogramy (sonagramy), [1]

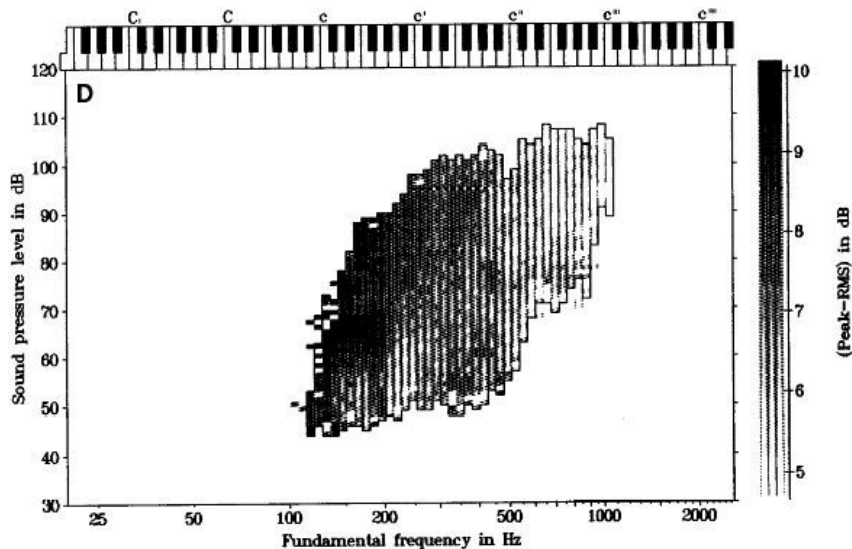
Pro co nejpřehlednější zobrazení časových změn frekvence a spektra při řeči jsou používány spektrogramy (též sonagramy). Signál je analyzován pomocí filtrů s nastavitelnou šířkou propustného pásma. Intenzita propuštěného signálu v jednotlivých frekvenčních pásmech je zaznamenávána jako míra zčernání (obr. 4.1.1). Spektrogramy, původně vytvářené pomocí zvukového spektrografu, jsou v současnosti vytvářeny softwary založenými na Fourierově analýze. Spektrogramy se rozlišují *úzkopásmové* (se šířkou propustného pásma filtrů v desítkách Hz) a *širokopásmové* (s propustnou šířkou řádově stovek hertzů). První jmenované jsou vhodné pro sledování změn základní frekvence signálu, druhé pak zejména pro zobrazování formantových oblastí.



Obr. 4.1.1. Spektrogramy českých samohlásek /u/, /o/, /a/, /e/, /i/. Nahoře úzkopásmový spektrogram, dole širokopásmový spektrogram, [1]

4.2 Fonetogram (měření hlasového pole), [1]

Zejména pro účely vyšetřování pěveckých hlasů je používán fonetogram, nebo-li měření hlasového pole. Metoda poskytuje informaci o frekvenčních a dynamických schopnostech hlasu. Vyšetřovaná osoba produkuje všechny tóny svého hlasového, postupně pokud možno co nejslaběji a co nejsilněji, přičemž je zaznamenávána frekvence a dosažená hladina intenzity hlasu. Výsledné hlasové pole je graficky znázorněno, s hodnotami frekvence na horizontální ose a hodnotami hladiny intenzity na ose vertikální. Fonetogram je na obr 4.2.1.



Obr. 4.2.1. „Průměrné hlasové pole získané analýzou devíti školených ženských hlasů. Stupeň šedi vyjadřuje poměr maximální okamžité výchylky ku efektivní výchylce akustického tlaku, což dává informaci o sklonu spektra výsledného signálu (čím tmavší, tím "plošší" sklon a "bohatější" barva zvuku) (Pabon, 1991)“, [1]

4.3 Metoda inverzní filtrace (FGG)

Inverzní filtrace, je akustická metoda pro zaznamenání vibrací hlasivek. Výsledný akustický signál je zpracováván řadou filtrů, které jsou nastaveny tak, aby eliminovaly všechny resonance vokálního traktu. Touto cestou je získáván signál, který reprezentuje původní signál hlasového zdroje, vzdušný proud přes glottis. Uvedený signál bývá v anglické literatuře nazýván "flow glottogram" (FGG), do češtiny lze tento termín volně přeložit jako "glotogram proudu vzduchu". Akustický signál byl původně snímán mikrofonem, poté se přešlo na registraci objemové rychlosti vzduchu pomocí obličejové masky.

Metody pozorování a interpretace kmitů samotných hlasivek nejsou z hlediska diplomové práce podstatné a nebude jim věnována zvláštní pozornost. Blíže se jim věnuje například literatura [1].

5 Z hlediska práce relevantní publikované modely, [10], [12], [15]

Podle literatury [10] je model subjektem účelově vytvořený reálný nebo abstraktní objekt obsahující všechny podstatné veličiny primárního objektu, o který se subjekt zajímá. Model je v tomto smyslu prostředkem subjektu k řešení problému. Má-li být model efektivní a jeho vytvoření smysluplné, je nutné, aby model (stejně jako řešení tohoto modelu využívající) byl jednodušší než samotná entita, na níž je problém řešen. Dále je třeba model chápat v širším pojetí nikoli pouze jako modelový objekt, ale coby soustavu, jejíž prvky jsou nutné k řešení problému. O prvcích systému podstatných veličin pojednává kapitola 2. Následující podkapitoly podávají stručný přehled při hlasovém výzkumu v praxi používaných výpočtových modelů.

5.1 Modely zdrojového hlasu

5.1.1 LF-model proudu vzduchu hlasivkovou štěrbínou, [3], [5], [11], [12], [15], [16]

Liljencrantsův-Fantův (LF) model hlasivkového signálu, publikovaný poprvé v roce 1985, je modelem hlasového zdroje z hlediska této práce nejpodstatnějším a je mu proto věnováno nejvíce prostoru. Proudění vzduchu popisuje v časové doméně. Tento model a jeho varianty jsou k počítačem simulované tvorbě hlasu využívány relativně hojně v 1D i 3D modelování. K reprezentaci proudění používá matematických funkcí, jež definují jednotlivé úseky průběhu vzduchového proudu za jednu periodu kmitu. Namísto modelování samotného hlasového proudu využívá LF model k jeho definici časovou derivaci hlasivkového pulsu, čili derivaci objemové rychlosti. Model hlasivkového pulsu je popisován čtveřicí parametrů. Těmi jsou:

- t_p – čas maximální hodnoty proudu vzduchu
- t_e – čas minimální hodnoty E_e
- t_a – efektivní trvání zpětné fáze, určuje spektrální sklon hlasivkového zdroje, jde o časovou konst. exponenciální funkci
- E_e – minimální hodnota derivace proudu (záporná hodnota)

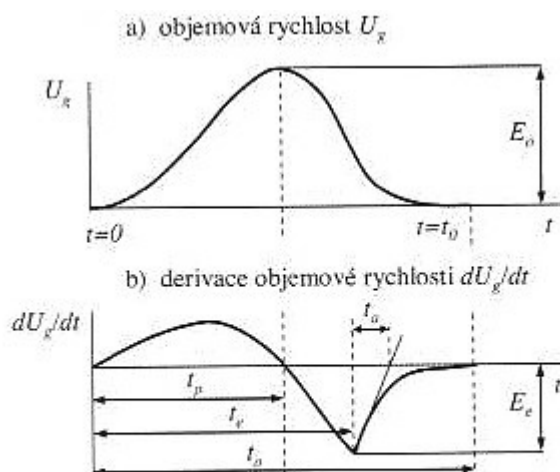
Veškeré časové parametry LF modelu jsou normalizovány k délce trvání jedné periody. Délka pulsu je dána jako $t_c = t_o = 1/F_o$, kde F_o je základní frekvence zdrojového hlasu. Vyšší nárůst intenzity E_o definuje nárůst nízkých frekvenčních harmonických složek, zatímco pokles nejnižší hodnoty signalizuje poles vysokých harmonických složek ve spektru signálu. Hodnota E_e odpovídá signálu v čase t_e . Čas t_p lze odhadnout na základě prvního okamžiku, při němž je hodnota signálu pod danou hranicí po čase t_e . Polohu to lze odhadnout z prvního okamžiku, kdy je hodnota signálu pod danou hranicí před t_p a okamžik je limitován koeficientem otevření. Parametr t_a je v literatuře shledáván problematickým a často diskutovaným. Časové konstanty t_p , t_e , t_a , společně s maximálním objemovým zrychlením E_e , společně určují průběh objemového zrychlení během jedné periody (obr. 5.1.1). Oblast hlasivek je buzena analyticky popsáním průběhem objemového zrychlení tvaru segmentů časových funkcí.

Jde o čtyřparametrický LF model, kde každá perioda objemového zrychlení je tvořena dvěma částmi:

$$\frac{dU_g(t)}{dt} = E_0 e^{\omega_g t} \sin \omega_g t; \quad 0 \leq t < t_e \quad (5.1)$$

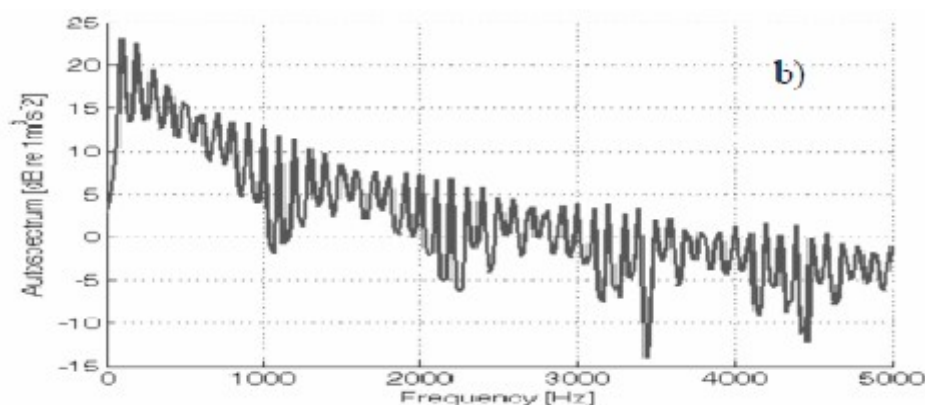
$$\frac{dU_g(t)}{dt} = -\frac{E_e}{\varepsilon t_a} (e^{-\varepsilon(t-t_e)} - e^{-\varepsilon(t_c-t_e)}); \quad t_e \leq t < t_c \quad (5.2)$$

kde ω_g je frekvence hlasových kmitů, E_0 faktor měřítka a ε koeficient narůstající sinusoidy. První segment LF modelu charakterizuje diferencovaný hlasivkový proud přes interval od otevření glottis až po minimum negativní hodnoty průběhu. Druhý segment reprezentuje residuální hlasivkový proud, který následuje za inferiorním negativním průběhem. LF model je vhodný k simulaci fonace jak normální, tak tzv. dyšné nebo zaškrčené. Frekvenční spektrum LF modelu je na obr. 5.1.2. Podrobnější pojednání o LF modelu lze nalézt v literatuře [12], [15].



Obr. 10.2. Parametry hlasivkového pulzu

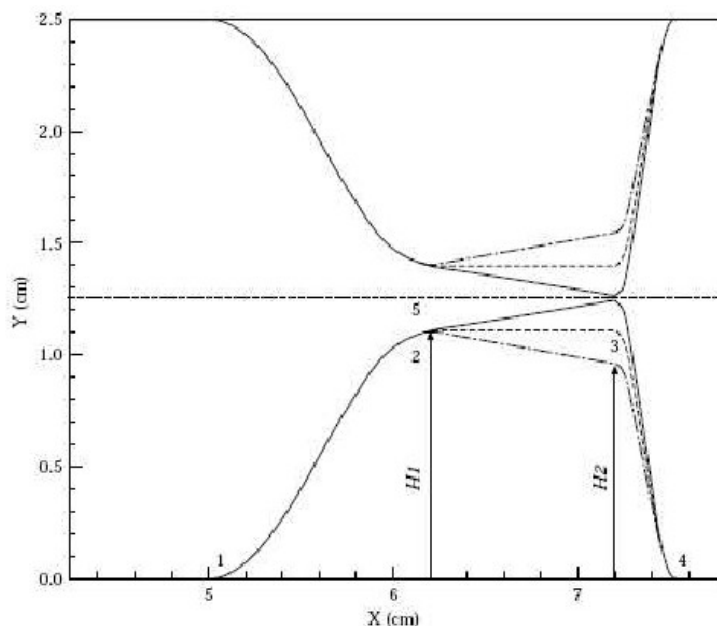
Obr 5.1.1, LF model lidského hlasu, [15]



Obr 5.1.2, Frekvenční spektrum LF modelu, [5]

5.2 Modely proudění vzduchu mezi hlasivkami, [3], [12]

V praxi jsou využívány i modely proudění vzduchu hlasivkovou mezerou. A to jak o stálé, tak časově proměnné velikost. Tvar vzduchového kanálu ve třech stádiích rozevření jednoho takového modelu je na obr. 5.2.1.



Obr. 5.2.1, Tvar vzduchového kanálu ve třech stádiích rozevření, model proudění vzduchu mezi hlasivkami, [12]

V tomto případě byl pohyb hlasivek předepsán a sledováno bylo chování proudícího vzduchu při průchodu mezerou. Výpočet byl řešen metodou konečných objemů. Z hlediska zaměření a cílů této diplomové práce nejsou modely proudění vzduchu hlasivkovou mezerou významněji podstatné.

5.3 Pseudo-1D matematické modely vokálního traktu, [3], [6]

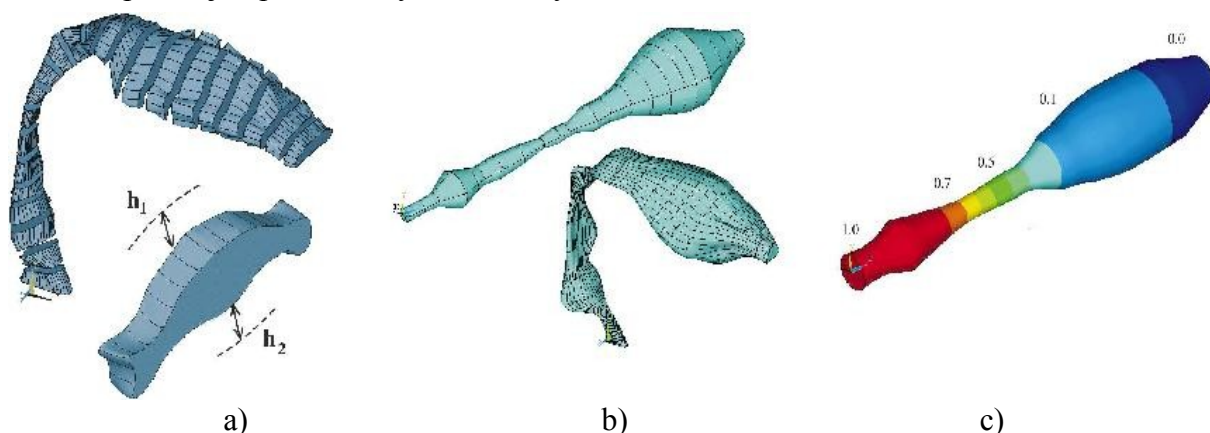
Jednodimenzionální výpočetní modely jsou vytvářeny na základě reálných rozměrů a tvaru vokálního traktu. Ty jsou získávány pomocí lékařských zobrazovacích metod (CT, magnetická resonance). Snímek magnetické resonance vokálního traktu, resp. celé lidské hlavy, při vyslovení hlásky /a:/ je na obr. 5.3.1.



Obr. 5.3.1, snímek magnetické resonance vokálního traktu nastaveného na českou samohlásku /a:/, [6]

Při modelování vokálního traktu se zpravidla neuvažují dynamické změny jeho geometrie (otevření úst, poloha jazyka, nastavení hrtanu), ale pouze ustálená konfigurace charakteristická pro tvorbu jednotlivých samohlásek. Dále se uvažuje šíření zvukové vlny pouze v jednom směru (v ose traktu). Nejpodstatnější zjednodušení spočívá ve vytvoření

výpočtového modelu z válcových elementů o plochách odpovídajících plochám řezu skutečným traktem, resp. jeho 3D modelem (schematicky na obr. 5.3.2). Takový model je tedy nazýván 1D modelem, ač je uvažovaná geometrie dvourozměrná (plocha průřezu se mění v závislosti na osově souřadnici). Výpočty je možno provádět v časové nebo frekvenční oblasti. Pro přímou simulaci řeči je vhodný první jmenovaný. Druhý pak spíše pro hledání geometrie traktu odpovídající požadovaným akustickým charakteristikám.

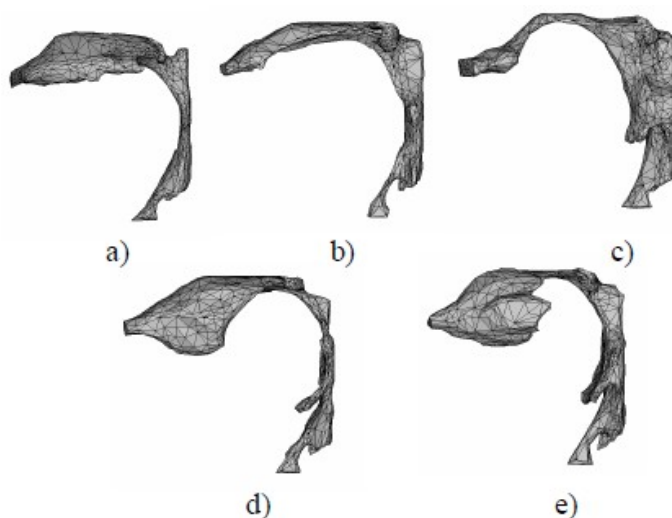


Obr. 5.3.2, 3D modely vokálního traktu, a); odvozený model uspořádaný z válcových elementů b); první vlastní frekvence obdobně modelovaného traktu, c), [6]

Válcové elementy byly využity v [3] k výpočtu hlasových formantů metodou přenosových matic, kdy model budil LF modelem hlasového signálu. Metoda je využitelná i u inverzních problémů, kdy se z naměřených rezonančních frekvencí stanovuje zpětně nastavení vokálního traktu. Výhoda metody spočívá v její rychlosti. Řešení jsou získávána v řádech minut až sekund. Cenou za nenáročnost modelu z hlediska výpočetních nároků je její použitelnost pouze do cca 3kHz.

5.4 3D matematické modely vokálního traktu, [3], [5], [12]

Rozvoj výpočetní techniky především na sklonku 20. stol. dovolil realizaci třídímní modelů vokálního traktu pro výpočet akustického pole metodou konečných prvků (MKP) nebo metodu naladění vlastních frekvencí na požadované hodnoty tzv. Mode Matching Technique (volně přeloženo jako technika modální shody). Základem pro samotný model jsou stejně jako u 1D modelů data získaná lékařskými zobrazovacími metodami. 3D model využili např. Švancara a Horáček [5] (2006). Na obr. 5.4.1 jsou použité modely pro české samohlásky.

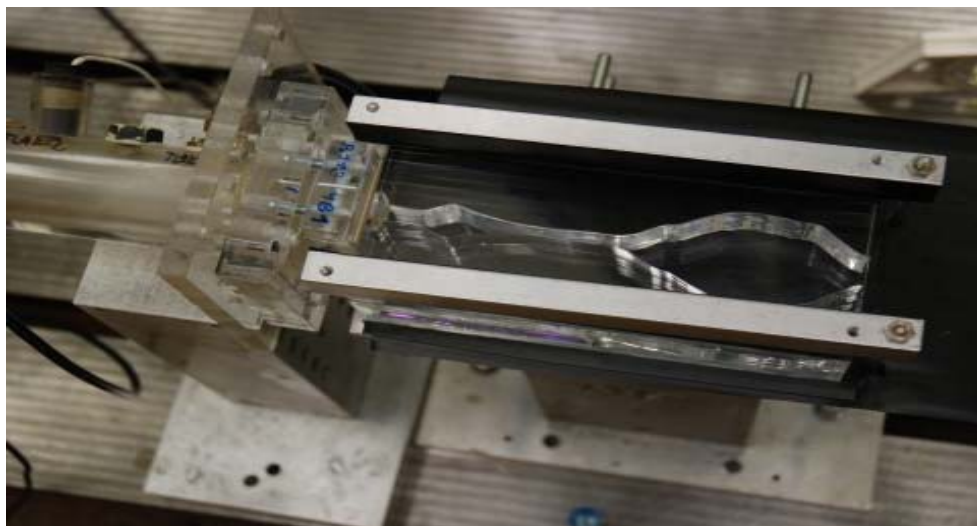


Obr. 5.4.1, konečnoprvkový model vokálního traktu pro české samohlásky (/a:/, /e:/, /i:/, /o:/, /u:/), [5]

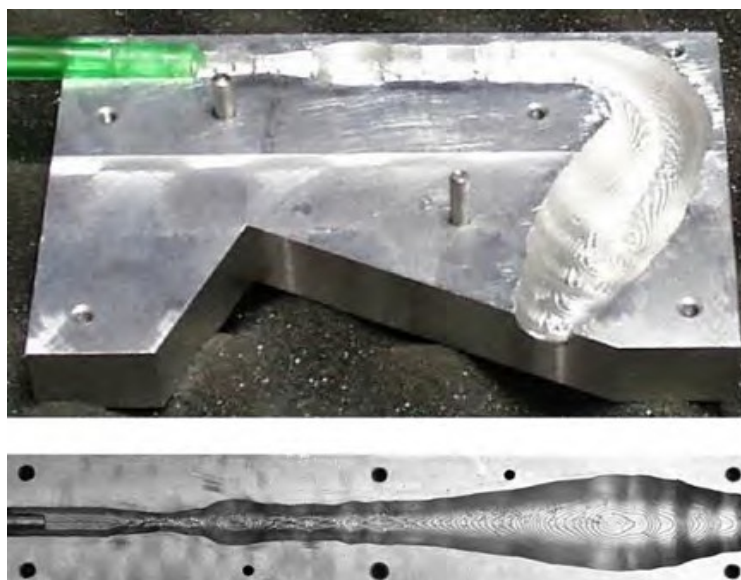
V této práci byly s pomocí MKP zkoumány vlastnosti akustických prostor odpovídajících vokálnímu traktu a prostoru vně úst. Modální a přechodovou analýzou byly zkoumány rezonanční vlastnosti modelu včetně simulace fonace a dále byl studován vliv vynětí krčních mandlí na lidský hlas. Značnou nevýhodou 3D MKP modelů je jejich náročnost na výpočetní kapacity, zvláště ve srovnání s 1D modely. Výpočty trvají nezdědka řádově dny. Na druhou stranu jsou výsledky méně zatíženy zjednodušujícími předpoklady.

6 Publikované experimenty, [3], [4], [11], [14], [18]

Numericky vypočítané akustické vlnnosti MKP modelů vokálního traktu bývají ověřovány experimentálně na fyzických modelech. Takový model, použitý k měření v laboratořích Ústavu Termomechaniky AV ČR, je na obr. 6.1. Z plexiskla byly vyrobeny modely vokálního traktu o konstantní výšce a proměnlivé šířce. Jejich geometrie odpovídaly konfiguraci traktu pro fonaci samohlásek /a:/, /i:/, /u:/. Buzeny byly dvěma různými fyzikálními modely hlasivek. Vytvořeny byly též složitější (prostorové) modely (obr. 6.2). Tvary vokálního traktu při fonaci hlásky /a:/ byly vyfrézovány do hliníkové desky jak v reálném, tak narovnaném tvaru. Následně byly na obou modelech experimentálně měřeny formanty.



Obr. 6.1, Geometrie modelu vokálního traktu /a:/ s konstantní výškou kanálu 20 mm, [3]



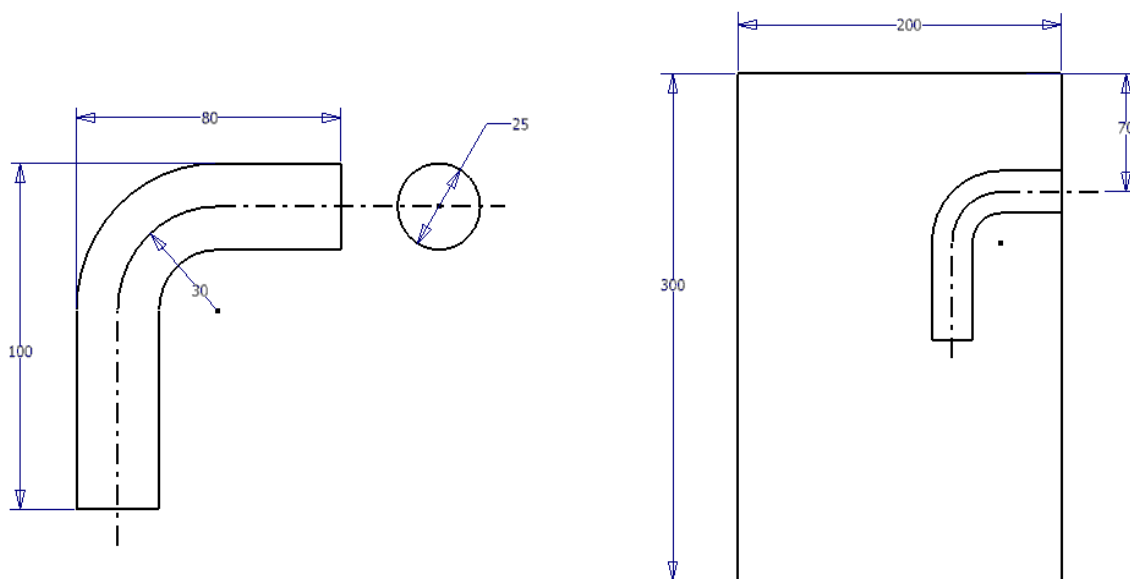
Obr. 6.2, hliníkové modely vokálního traktu; nahoře reálný tvar, dole napřiměný tvar, [4]

Experimentálně byly též prováděny simulace funkce samotných hlasivek, čili tvoření zdrojového hlasu. Tyto experimenty nejsou vzhledem k předkládané diplomové práci podstatné a nebude jim věnována zvláštní pozornost. K tomuto tématu více např. v [11].

7 MKP řešení modelu náhradního tělesa

7.1 Vytvoření modelu geometrie náhradního tělesa

Za účelem sestavení výpočtového algoritmu řešení a postupného odladění jeho eventuálních nedokonalostí byl vytvořen model geometrie náhradního tělesa, tedy model nižší úrovně řešeného objektu. Konkrétní tvar a rozměry tohoto modelu (Obr. 7.1), složeného z elementárních geometrických entit, byly zvoleny v přibližném souladu s reálnou lidskou morfologií. Hlavu reprezentuje kvádr o rozměrech 200 x 300 x 200 mm, vokální trakt pak dvojice na sebe kolmých, hladce napojených válců o průměru 25 mm. Délka horizontálního je 80 mm, délka vertikálního 100 mm (přibližně, bez uvažování kolene). Model byl vytvořen symetrický podle mediální roviny.



Obr. 7.1, rozměry modelu geometrie náhradního tělesa [mm]

Vzhledem k relativní tvarové strohosti modelu byly výpočetní časy potřebné k řešení úlohy podstatně kratší než při zahrnutí kompletní geometrie. Součástí modelu je i kulová plocha o poloměru jednoho metru, která uzavírá obklopující prostor. Její velikost byla stanovena dle [20], jenž doporučuje velikost poloměru r_k obklopujícího kulového prostoru stanovit jako

$$r_k = 0.2 \cdot \lambda \quad (7.1)$$

kde λ je vlnová délka, již lze vypočítat dle vztahu

$$\lambda = \frac{c_0}{f_{dom}} \quad (7.2)$$

v němž c_0 je rychlost zvuku v prostředí (tab 7.1) a f_{dom} je tzv. dominantní frekvence, tedy v konkrétním případě základní frekvence kmitání hlasivek, 100 Hz. Pak doporučený poloměr sférického prostoru bude

$$r_k = 0.2 \cdot \frac{344}{100} \approx 0.7m \quad (7.3)$$

Záměrem bylo po odladění algoritmu výpočtu šíření akustického tlaku od hlasivek skrze trakt a ven do prostoru okolo hlavy tento algoritmus aplikovat na geometrické entity získané ze

snímků CT lidské hlavy. Buzeným objektem je vzduchová masa uvnitř vokálního traktu a vně lidské hlavy, na povrch trubice zastupující vokální trakt bylo zadáno adekvátní akustické tlumení. Vše shrnuje tabulka 7.1.

tab. 7.1, materiálové vlastnosti:

hustota vzduchu	1.020	$kg \cdot m^{-3}$
rychlost zvuku v prostředí	344	ms^{-1}
tlumení na stěnách traktu (MU)	0.005	-

7.2 Parametr tlumení MU modelu náhradního tělesa, [18], [19], [20], [31], [33], [34]

Parametr MU, zadávaný v prostředí programu ANSYS v rámci materiálových charakteristik, odpovídá koeficientu pohltivosti β [-]. Může nabývat hodnot z $\langle 0;1 \rangle$, kde spodní hranice rozsahu znamená absolutní odrazivost povrchu, horní hranice pak jeho absolutní pohltivost.

$$MU = \beta = \frac{\rho \cdot c}{Re(Z)} \quad (7.4)$$

kde ρ je hustota prostředí, v němž se akustické vlny šíří, c je rychlost šíření zvuku tímto prostředím, $Re(Z)$ je reálná část impedance Z . Podle [20], [21], [33], [34] je možno jej odvodit přepočtem z hodnoty součinitele zvukové pohltivosti α [-] jako

$$MU = \beta = \frac{\alpha}{2\sqrt{1-\alpha} - \alpha + 2} \quad (7.5)$$

Součinitel zvukové pohltivosti α se při experimentálním zjišťování v impedanční trubici podle metody stojaté vlny (ISO 10534-1.1996) určuje následovně:

$$\alpha = \frac{4 \cdot \gamma}{(\gamma + 1)^2} \quad (7.6)$$

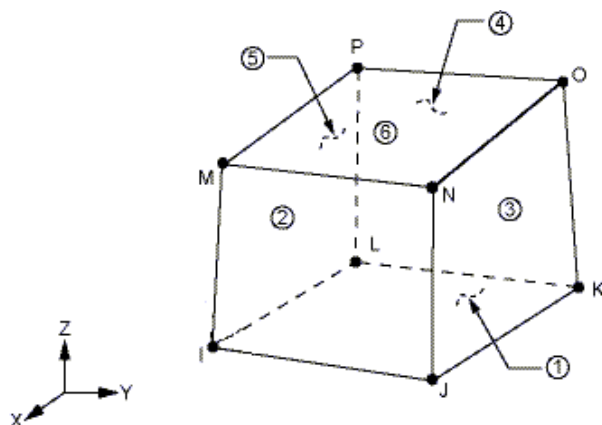
kde γ [-] je poměr maximálního k minimálnímu tlaku, jež se získají měřením daného materiálu v experimentální trubici. Po prvotních odhadech během odlazování algoritmu byl na základě [31] podle vzorce (7.6) parametr MU volen roven 0,005. Za $Re(Z)$ zde bylo bráno 83666 (materiál měkká tkáň).

7.3 Tvorba konečnoprvkové sítě na modelu náhradního tělesa

Požadavkem dané úlohy je aby úloha simulovala odchod vln do volného akustického pole. Tím je simulován stav, kdy se veškeré příchozí akustické vlny šíří dál do nekonečného okolního prostoru. Žádné akustické vlny nejsou odrazeny zpět k objektu, od něhož se šíří, a neovlivňují průběhy akustického tlaku uvnitř řešené oblasti. Tato okrajová podmínka byla realizována použitím tzv. nekonečných prvků *FLUID 130* na povrchu obklopující koule. Analyzovaný vzduchový objem byl síťován prvky *FLUID 30*.

FLUID30 je prostorový akustický prvek používaný k modelování tekutin a jejich rozhraní s pevnými látkami. Typicky je užíván například k řešení šíření zvukových vln nebo dynamiky ponořených součástí. Rovnice pro řešení akustiky vychází ze vztahů mezi akustickým tlakem a pohybem struktury na rozhraní.

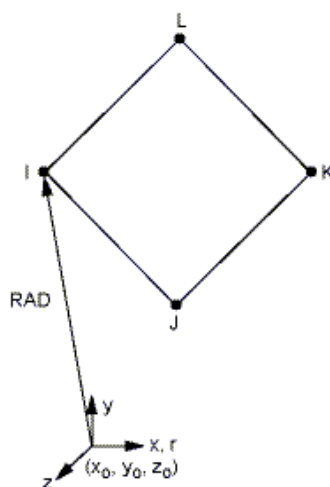
Prvek má osm uzlů v rozích, každý o čtyřech stupních volnosti, jimiž jsou posuvy v osách x , y , z a tlak. Schematicky je na obr. 7.3.1. Posuvy jsou brány v potaz pouze u uzlů na rozhraní tělesa. Prvek umožňuje zahrnovat tlumení zvukopohlcujícího materiálu na jeho hranici. Použit může být pro řešení tlumené modální analýzy, transientní analýzu aj.



Obr. 7.3.1, prvek FLUID30, [21]

Prvek je definován osmi uzly, referenčním tlakem a izotropními materiálovými parametry. Referenční tlak (*PREF*) je využíván k výpočtu hladiny akustického tlaku (implicitně $20 \cdot 10^{-6} \text{ N}\cdot\text{m}^{-2}$, není-li nastaveno jinak). Rychlost zvuku (*SONC*) je zadávána jako funkce tlaku, teploty, hustoty a součinitele teplotní roztažnosti. Dalším z materiálových parametrů je hustota kapaliny (*DENS*). Vliv disipace v důsledku viskozity není uvažován, absorpce zvuku na hranici uvažována je. Zadány mohou být experimentálně zjištěné hodnoty admitance na hranici (*MU*). Doporučované jsou hodnoty $0 \div 1$. Hodnota vyšší než 1 (jež odpovídá úplnému pohlcení) není dovolena, nulová hodnota odpovídá nulové absorpci.

FLUID130 byl vyvinut jako doplňkový prvek k elementu *FLUID30* a je určen k použití coby obálka modelu vytvořenému právě prvky *FLUID30*. Simuluje absorpční efekty tekutiny jdoucí prakticky do nekonečna za hranici tvořenou prvky *FLUID30*, vytváří tedy pohltivou okrajovou vrstvu s minimálními odrazy zpět. Prvek může být použit jako hranice k prostorovému modelu. Jde o rovinný prvek se čtyřmi uzly o jednom tlakovém stupni volnosti (obr. 7.3.2).



Obr. 7.3.2, FLUID130, [21]

FLUID130 může být použit při přechodové, harmonické nebo modální analýze. Typické použití představují strukturální akustika, analýza hluku, podvodní akustika apod. Tento plošný prvek může být aplikován pouze na povrch elipsoidu (popř. koule, coby jeho zvláštní varianty).

Jediným zadávaným materiálovým parametrem je rychlost zvuku (*SONC*). Ta je funkcí tlaku, teploty, hustoty a součinitele teplotní roztažnosti. Podrobnější informace o parametrech jmenovaných prvků a hlubší teoretické seznámení se s matematickým aparátem v jejich pozadí poskytne [20].

Velikost použitých konečných prvků doporučuje literatura [20], podle níž je k popisu jedné vlny třeba šest až osm prvků. Maximální přípustná velikost prvků je pak dána

$$A_{\max} \approx \frac{\lambda_{\min}}{6 \div 8} \quad (7.7)$$

kde λ_{\min} je minimální vlnová délka figurující v řešeném problému.

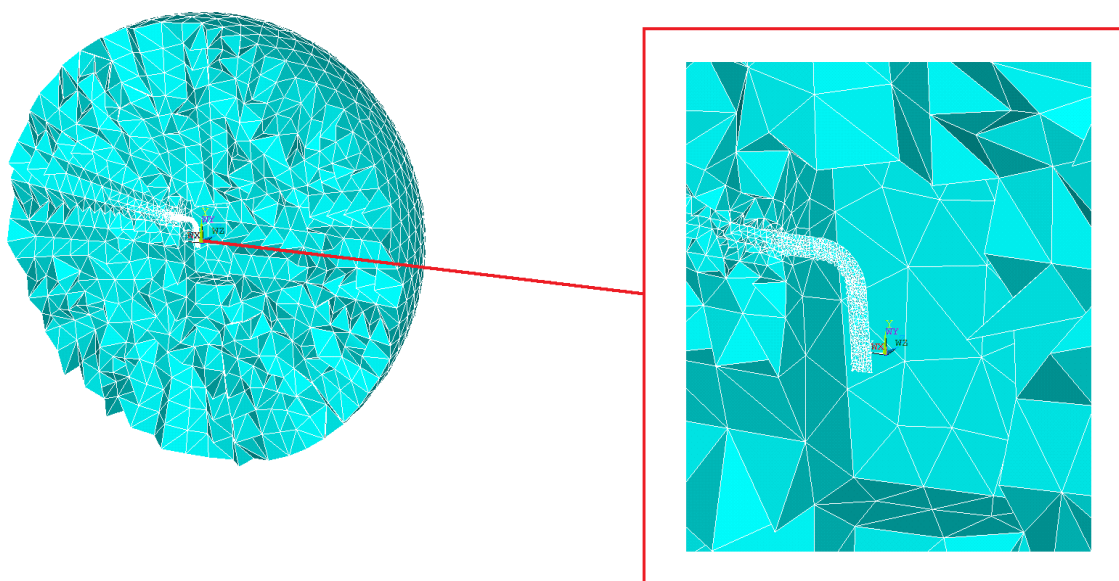
Podle literatury [22] se na srozumitelnosti lidské řeči podstatně podílí frekvence tónů i nad 8500 Hz. Pro srozumitelnost jsou však podle [1] podstatné především první tři formanty. Uvažovaný frekvenční rozsah úlohy tak byl 0÷5000 Hz. Pak je minimální vlnová délka dána jako

$$\lambda_{\min} = \frac{c_0}{f_{\max}} = \frac{344}{5000} \approx 0.07m \quad (7.8)$$

čili pro maximální přípustnou velikost prvků A_{\max} platí

$$A_{\max} = \frac{0.07}{8} = 0.00875m \quad (7.9)$$

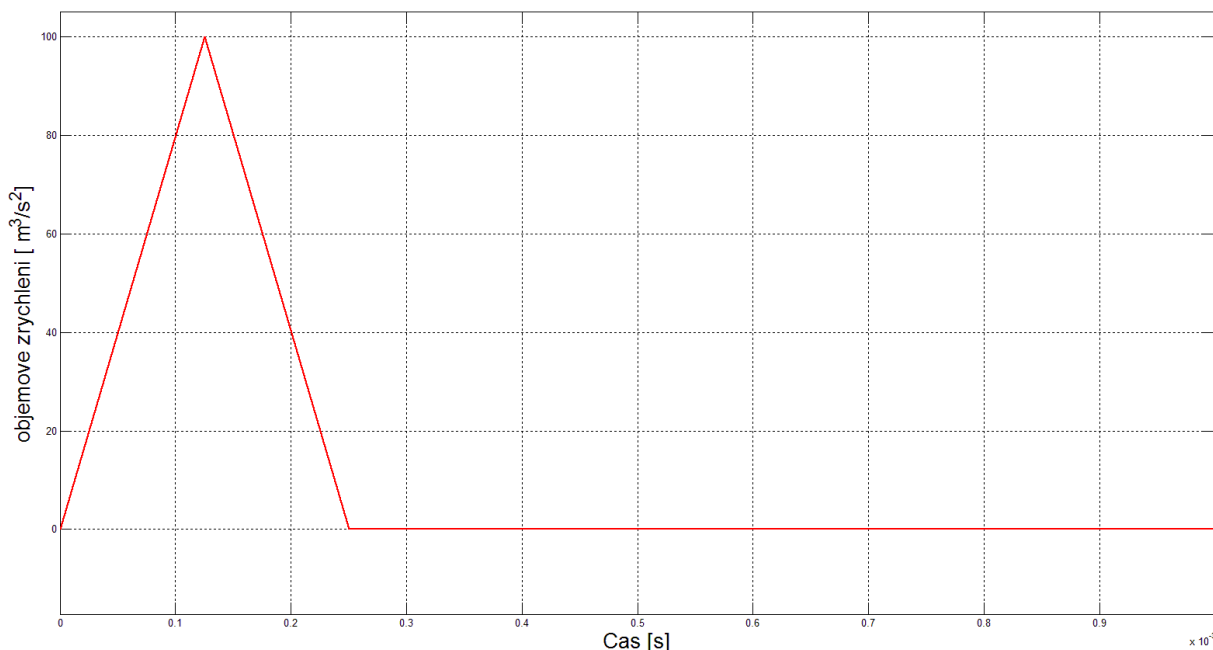
Řešení dané úlohy s takto jemnou sítí však bylo mimo možnosti dostupných počítačů. Aby byla úloha řešitelná na dostupných počítačích (viz podkap. 9), byl prostor mezi objektem a sferickou obklopující hranicí diskretizován prvky o velikosti 0,08 m, prostor uvnitř trubice reprezentující vokální trakt prvky o velikosti 0,003 m, viz obr. 7.3.3. Celkový počet prvků tak byl 360 895.



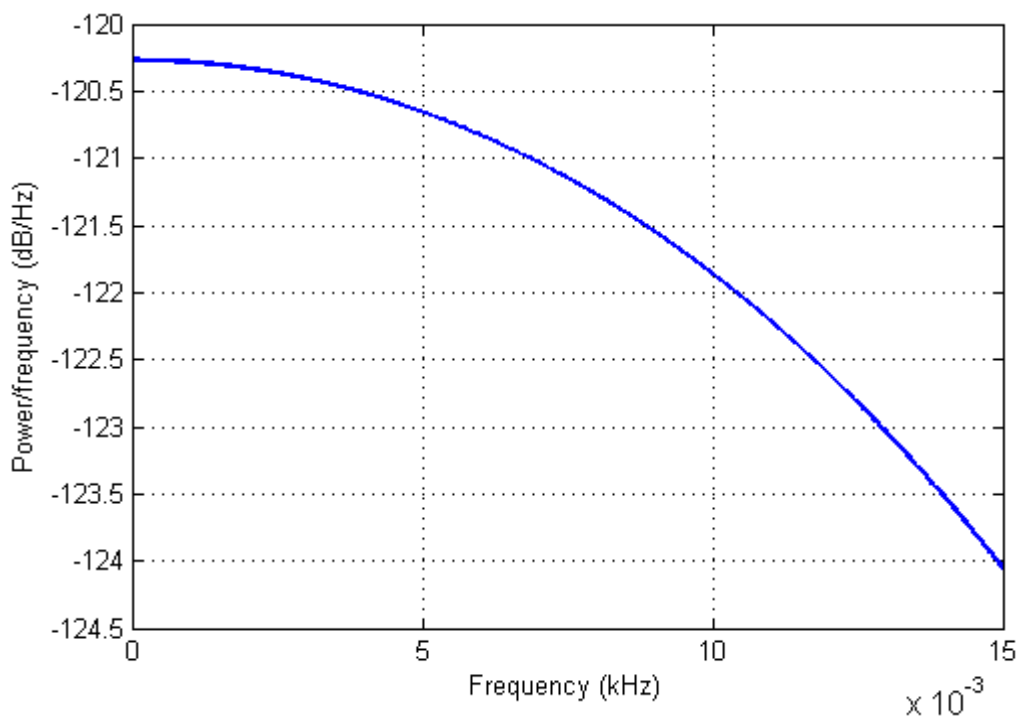
Obr. 7.3.3, konečnoprvková síť vytvořená na modelu geometrie náhradního tělesa, ANSYS

7.4 Přečtová analýza modelu náhradního tělesa

Pro analýzu vlastních frekvencí modelu byla provedena přečtová analýza. Ta na rozdíl od běžné modální analýzy umožňuje snadno zahrnout tlumení na stěnách vokálního traktu, prostor okolo hlavy a tzv. nekonečné elementy na povrchu obklopující sferické oblasti. Spodní konec trubice zastupující vokální trakt, tedy plocha odpovídající svojí polohou hlasívkám, byla v rámci přečtové analýzy buzena trojúhelníkovým pulsem objemového zrychlení dle obr. 7.4.1. Frekvenční spektrum tohoto pulsu (obr. 7.4.2.) je do podstatných frekvencí 5000 Hz dostatečně ploché.

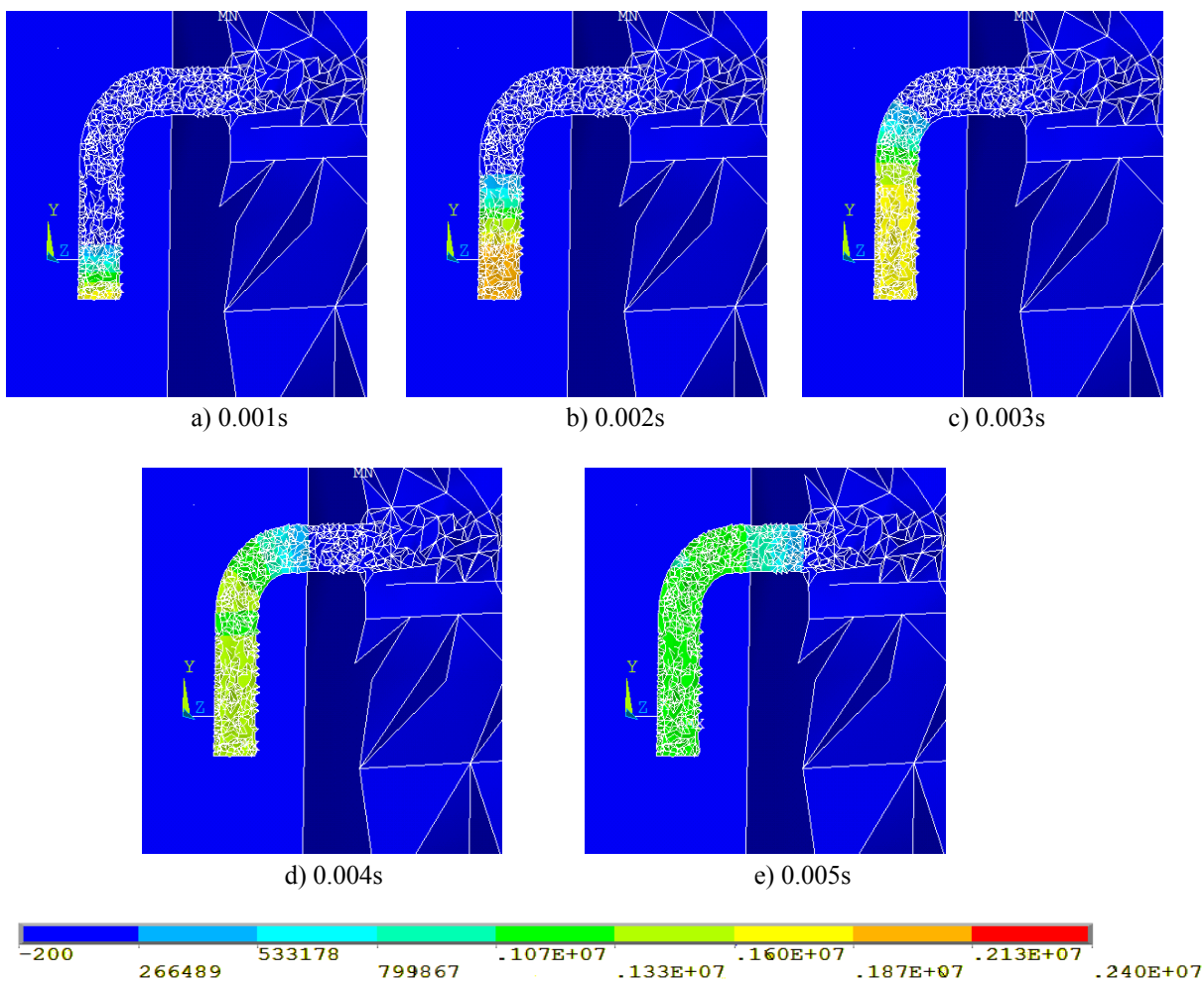


Obr. 7.4.1, Časový průběh budícího pulsu, matlab

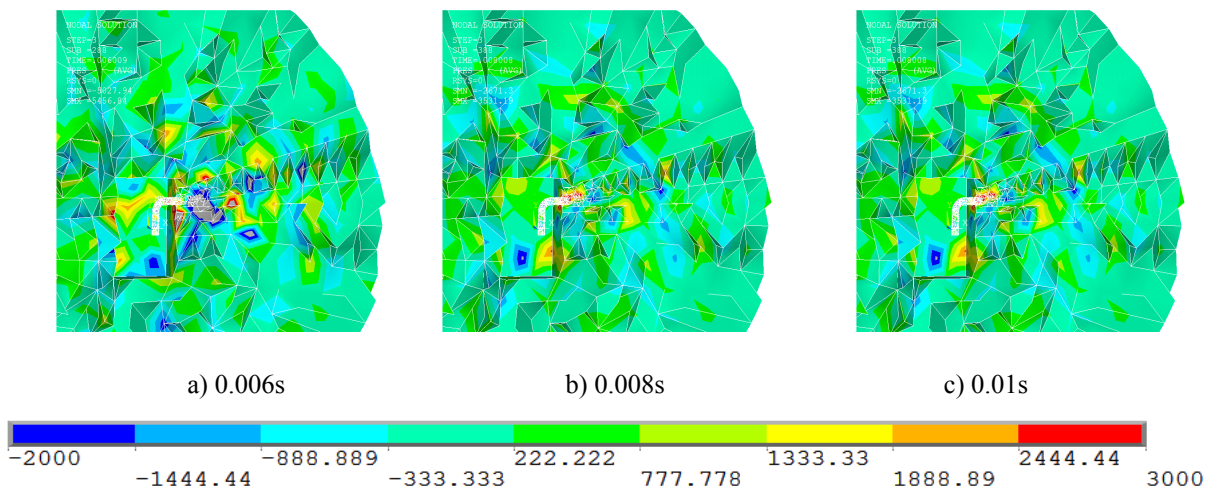


Obr. 7.4.2, Frekvenční spektrum odpovídající budícímu pulsu, [5]

Průběh akustického tlaku v trubici v pěti časových intervalech od 0.001s do 0.05s je v řezu na obr. 7.4.3. Propagaci vně kvádru reprezentujícího hlavu je na obr 7.4.4.



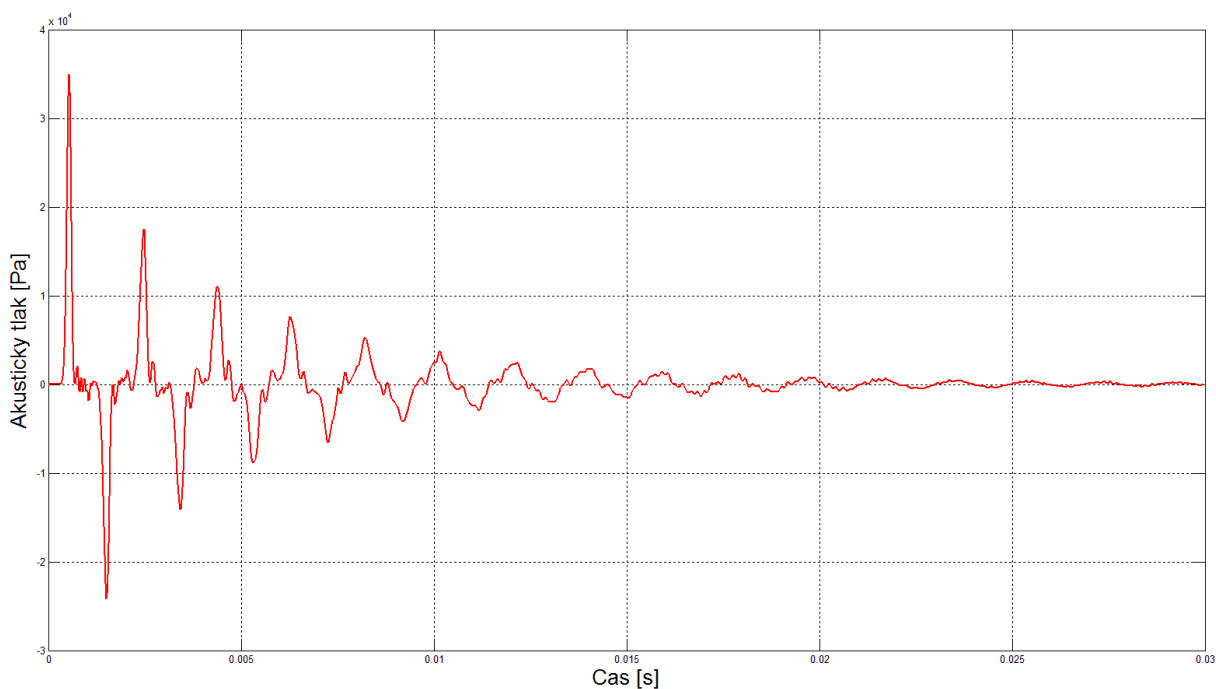
7.4.3, průběh akustického tlaku v trubici zastupující vokální trakt; barevná škála v [Pa], ANSYS



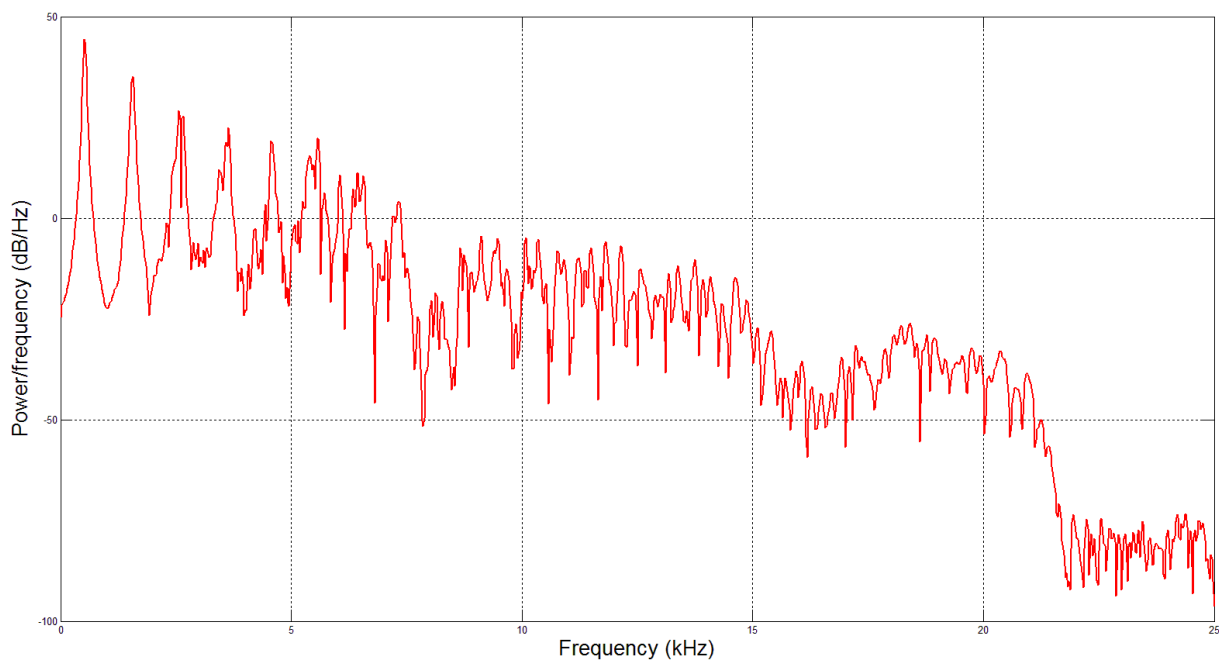
Obr. 7.4.4, průběh akustického tlaku vně kvádru reprezentujícího hlavu; barevná škála v [Pa], ANSYS

Z bodu na konci trubice reprezentujícího ústa byl exportován časový průběh akustického tlaku (obr. 7.4.5). Akustický tlak je téměř zcela utlumen již během 0,03 s a vrstva tzv. nekonečných prvků tedy byla zadefinována správně. Z tohoto průběhu

bylo následně vypočteno frekvenční spektrum (obr. 7.4.6). Spektra byla vyhodnocována jako výkonové spektrální hustoty pomocí Welchova algoritmu v prostředí Matlab.



Obr. 7.4.5, časový průběh akustického tlaku na volném konci kavity u modelu náhradního tělesa, matlab

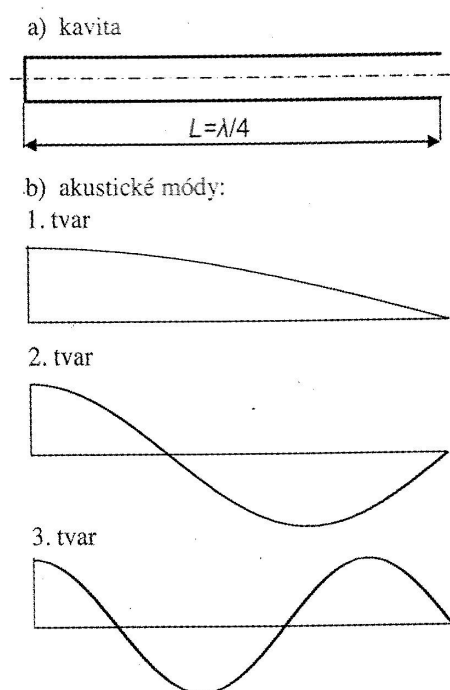


Obr. 7.4.6, frekvenční spektrum vypočítané na základě časového průběhu akustického tlaku na volném konci trubice, matlab

Polohy prvních čtyř rezonančních vrcholů, formantů, z tohoto spektra jsou zaneseny v tab. 7.2 a okomentovány v podkapitole 7.6 a srovnány s výsledky následujícího analytického řešení.

7.5 Analytické řešení vlastních frekvencí modelu náhradního tělesa, [23], [24], [25]

Trubice reprezentující v náhradním modelu vokální trakt je kavítou s jedním uzavřeným a jedním otevřeným koncem (obr. 7.5.1). Vlastní frekvence takovýchto kavít je možno dle [24] vypočítat následovně:



Obr. 7.5.1, Akustické módy kavít na jedné straně zavřené, [23]

Mezi délkou trubice L a vlnovou délkou λ platí vztah

$$L = \frac{\lambda}{4} = \frac{c}{4f_1} \quad (7.10)$$

Kde c je rychlost šíření zvuku prostředím. Odtud první vlastní frekvence podélných kmitů vzduchového sloupce

$$f_1 = \frac{c}{4L} \quad (7.11)$$

Druhá vlastní frekvence pak odpovídá

$$f_2 = \frac{3c}{4L} = 3f_1 \quad (7.12)$$

Obecně pro n -tou vlastní frekvenci

$$f_n = n \cdot f_1 \quad (7.13)$$

kde n je z množiny pouze lichých čísel. Sudé násobky základní frekvence nejsou v harmonické posloupnosti obsaženy.

7.6 Srovnání výsledků analytického a MKP řešení vlastních frekvencí

Pro konkrétní rozměry modelové trubice reprezentující vokální trakt jsou pak hodnoty prvních tří vlastních frekvencí vypočtené dle podkapitoly 7.5 v tab. 7.2, která nabízí jejich srovnání s výsledky numerického řešení vlastních frekvencí modelu náhradního tělesa přechodovou analýzou v rámci podkapitoly 7.4.

tab. 7.2, srovnání vlastních frekvencí vypočtených analyticky resp. pomocí MKP

	analytické řešení	MKP	Rozdíl %
F1 [Hz]	514,9	512,7	0,43
F2 [Hz]	1544,9	1562	-1,11
F3 [Hz]	2574,5	2563	0,45
F4 [Hz]	3604,79	3638	-0,92

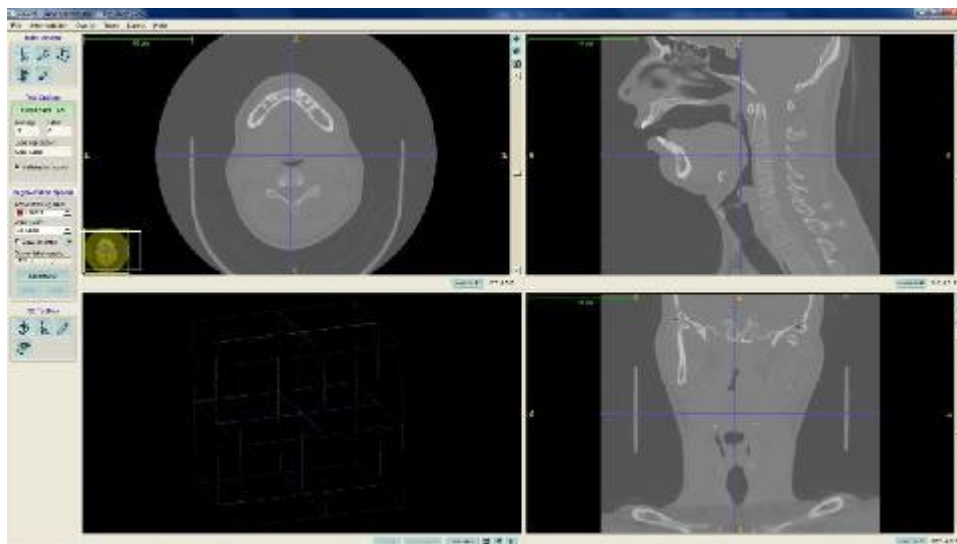
Hodnoty vlastních frekvencí vykazují relativní shodu a navržený algoritmus tak může být shledán funkčním a k řešení problému použitelným i přes nemožnost dodržet nezávazná doporučení na maximální přípustnou velikost konečných prvků v [21].

8 Vlastní MKP řešení

Jakmile byla ověřena funkčnost vytvořeného výpočtového algoritmu, mohlo být přikročeno k jeho aplikaci na model geometrie kompletní lidské hlavy vč. Vokálního traktu.

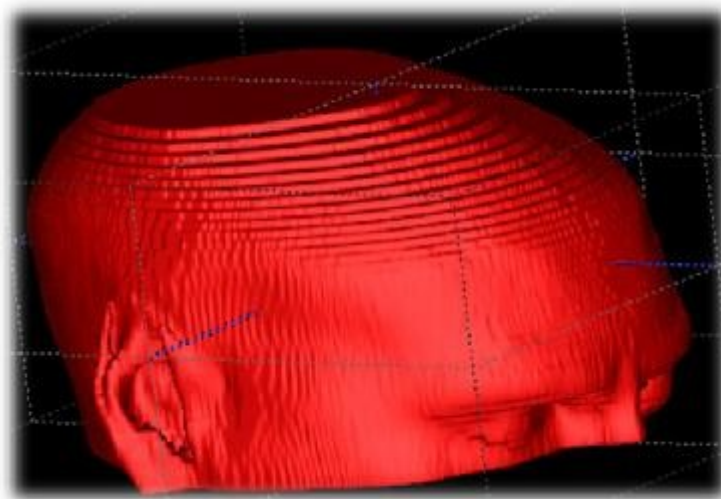
8.1 Vytvoření modelu geometrie

Základ modelu geometrie byl zpracován v rámci [26]. Na základě snímků z počítačové tomografie (CT) zde byla vytvořena stereolitografická geometrie lidské hlavy. K převodu dodaných řezů na STL model byl využit freeware nástroj ITK-SNAP (obr. 8.1).



Obr. 8.1, Zpracování snímků počítačové tomografie v prostředí ITK-SNAP, [26]

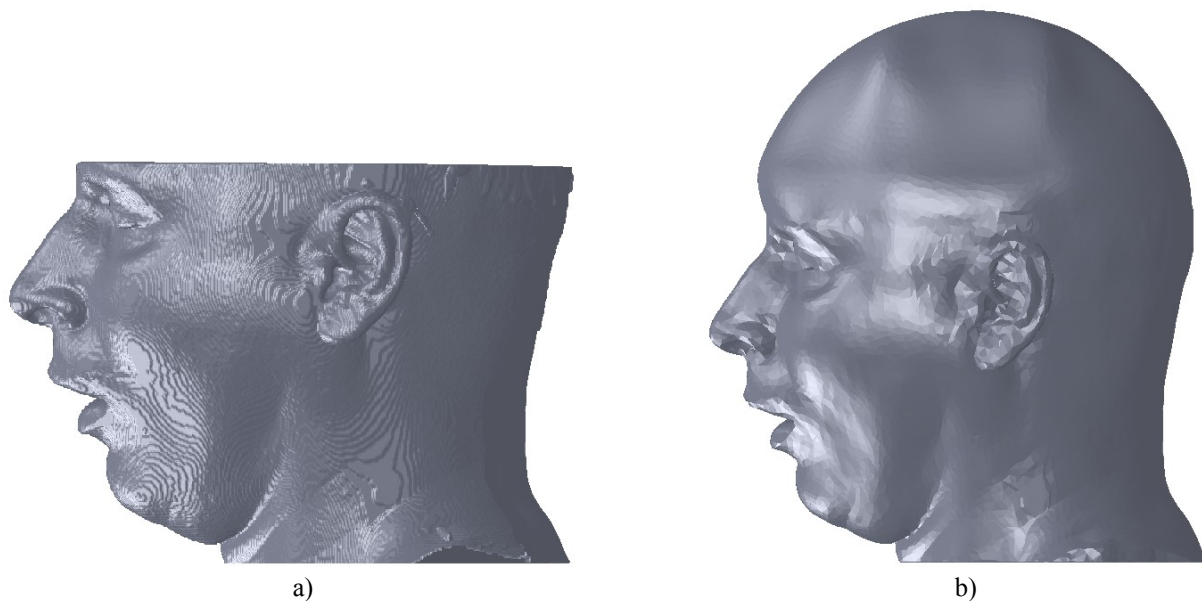
Původní tomografické snímky byly od obočí v kraniálním směru velmi zdatně deformované, oblast kalvy pak nezachycovaly vůbec (obr. 8.2).



Obr. 8.2, Neúplnost CT snímků v oblasti temene, [26]

Model dodaný v rámci řešení [26] byl proto v těchto oblastech bohužel disproporčně pokřiven (obr. 8.2). Z tohoto důvodu bylo nutno vrchlík lebeční klenby v prostředí ATOS Pro domodelovat manuálně. Zde byl nejprve vytvořen úzký pás tečný k existující geometrii v oblasti čela resp. zátylku, tzv. bridge (most). Následně byl domodelován k němu kolmý druhý pás, tečný jak na lebku, v oblastech kostí spánkových, tak na pás první. Software

ATOS Pro dovoluje takto vzniklé plochy propojit obecnými tangenciálními plochami. Vzniklý tvar relativně dobře odpovídá skutečné morfologii lidské hlavy (obr. 8.3). Spodní konec vokálního traktu byl v místě hlasivek zaslepen. Následně byl model vyhlazen a byl snížen počet ploch tvořících geometrický model na 5000. Takové množství ploch je kompromisem, který dovolí dostatečně zachytit důležité detaily morfologie hlavy a zároveň znatelně sníží časy potřebné k operacím s modelem a k následujícím numerickým výpočtům.



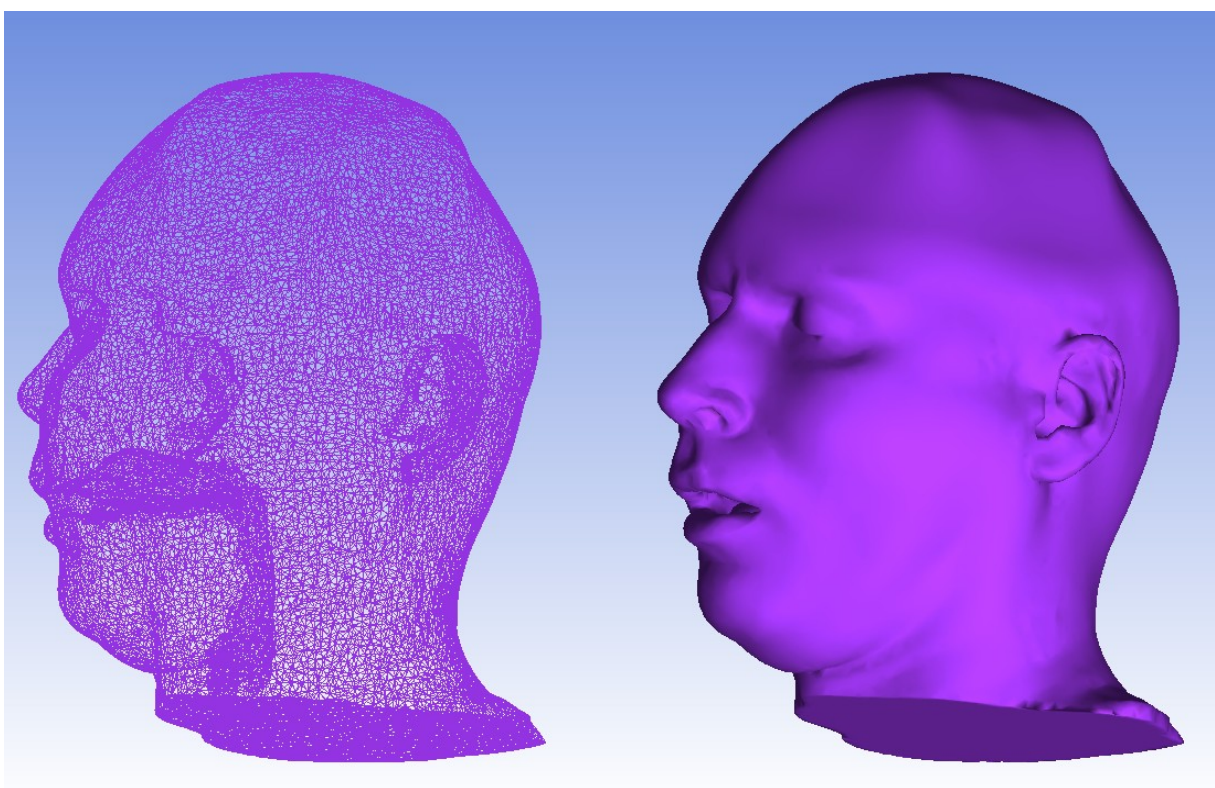
Obr. 8.3, stereolitografická geometrie; a) před úpravou v ATOS Pro, b) po domodelování oblasti kalvy, redukcí počtu ploch a celkovém vyhlazení, SolidWorks

Nakonec byla stereolitografická geometrie podrobena diagnóze přítomnosti tzv. non-manifold chyb. Bylo nalezeno množství neuzavřených nebo nenavazujících povrchů, zdvojené plochy i uzly nebo obrácené normály ploch. Tyto vady byly v prostředí ATOS Pro odstraněny.

8.2 Vytvoření sítě konečných prvků, [27]

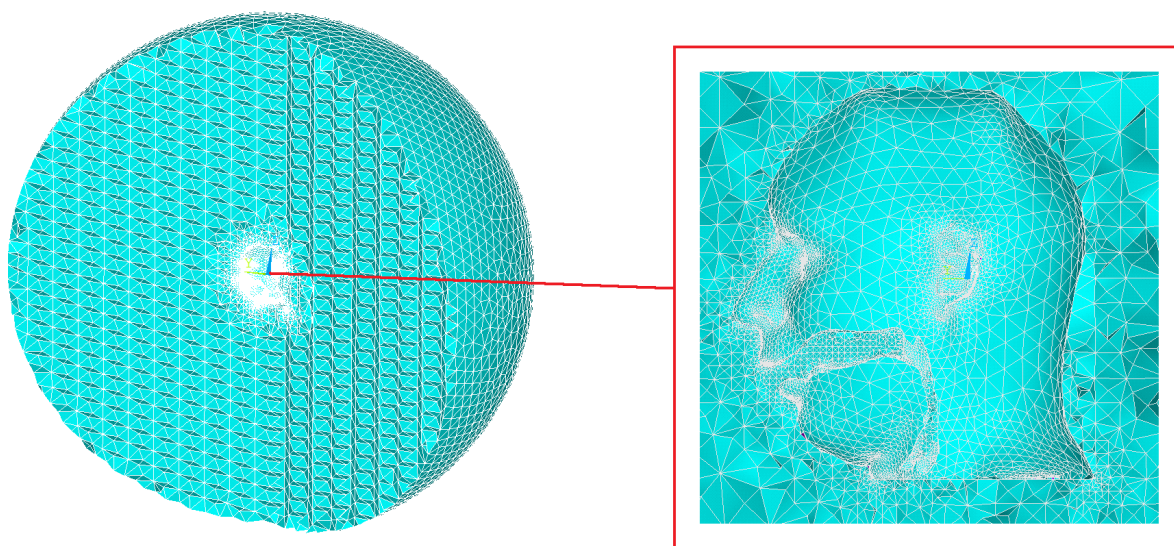
Prvotním záměrem bylo při vytváření konečnoprvkové sítě převést STL geometrii na objemové těleso a vysítovat jej v prostředí ANSYS APDL. Převedení stereolitografie na objemovou entitu bylo provedeno v prostředí Catia V5R17. Po řadě neúspěšných pokusů o vytvoření sítě na takovémto modelu jak v prostředí ANSYS Classic, tak ANSYS Workbench bylo od záměru upuštěno. Vytváření sítě by vyžadovalo neúměrné úsilí a navíc byl model převodem na objemové těleso notně zdeformovaný a zbavený některých detailů.

Na základě popsaného bylo přikročeno k vysítování modelu v poměrně novém prostředí ICEM CFD, jež je součástí balíku ANSYS. Ten umožňuje krom jiných operací vytvářet síť na složitých a komplexních modelech geometrie. Mimo jiné i definovat uzly MKP sítě v uzlech dodané stereolitografické entity. V prostředí SolidWorks byla jako budoucí hranice obklopujícího prostoru vytvořena koule o poloměru jednoho metru, jež byla uložena do STL formátu. V prostředí ICEM CFD byla načtena jak geometrie hlavy (obr. 8.2.1), tak vzniklá koule. Obě entity byly posunuty do soustředného uspořádání. Na takto vzniklé geometrii byl započat proces tvorby konečnoprvkové sítě.



Obr. 8.2.1, vlevo načtená síť stereolitografické geometrie, vpravo zobrazení ploch, ICEM CFD

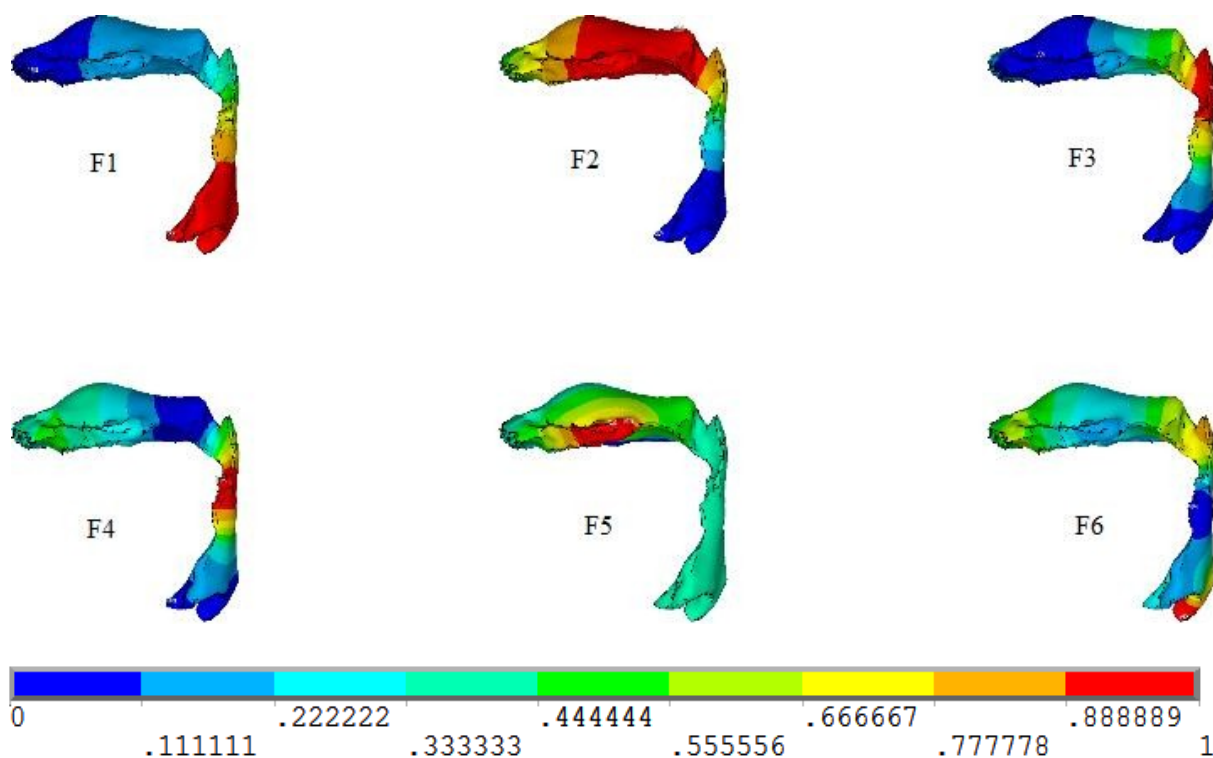
Jelikož vytvoření tzv. mapované sítě hexaedrických prvků, jež ICEM CFD dovoluje, by vyžadovalo úsilí a čas nad rámec řešení diplomové práce, byla vytvořena síť tetraedrická, tzv. volná, která byla vzhledem k účelu sítě shledána dostatečnou. V prostředí ICEM CFD bylo třeba vymezit oblast, jež bude vytvořenou sítí zahrnuta. Pomocí funkce body byl za tuto oblast určen prostor mezi povrchem koule a povrchem hlavy. Velikost použitých prvků odpovídá velikosti stanovené v podkap. 7.2. Hustota sítě byla nakonec lokálně automaticky zjemněna v okolí jemných detailů geometrie, tedy zejména ve vokálním traktu a některých partiích obličeje a na uších. Finální MKP síť, načtená do ANSYS APDL je na obr. 8.2.2. Síť čítala 650 402 prvků.



Obr. 8.2.2, vlevo řez kompletní MKP sítě, vpravo detail hlavy vč. vokálního traktu, ANSYS

8.3 Modální analýza samotného vokálního traktu

Z kompletního MKP modelu byl pro účely modální analýzy vyselektován model vokálního traktu od hlasivek ke rtům. Na samotném vokálním traktu byla provedena modální analýza. Pro uzly v oblasti úst byla předepsaná okrajová podmínka nulového akustického tlaku, nebylo uvažováno akustické tlumení ani existence okolního prostředí. Veškeré vlastní tvary do frekvence 5000 Hz, tedy prvních šest vlastních tvarů, jsou na obr. 8.3.1.



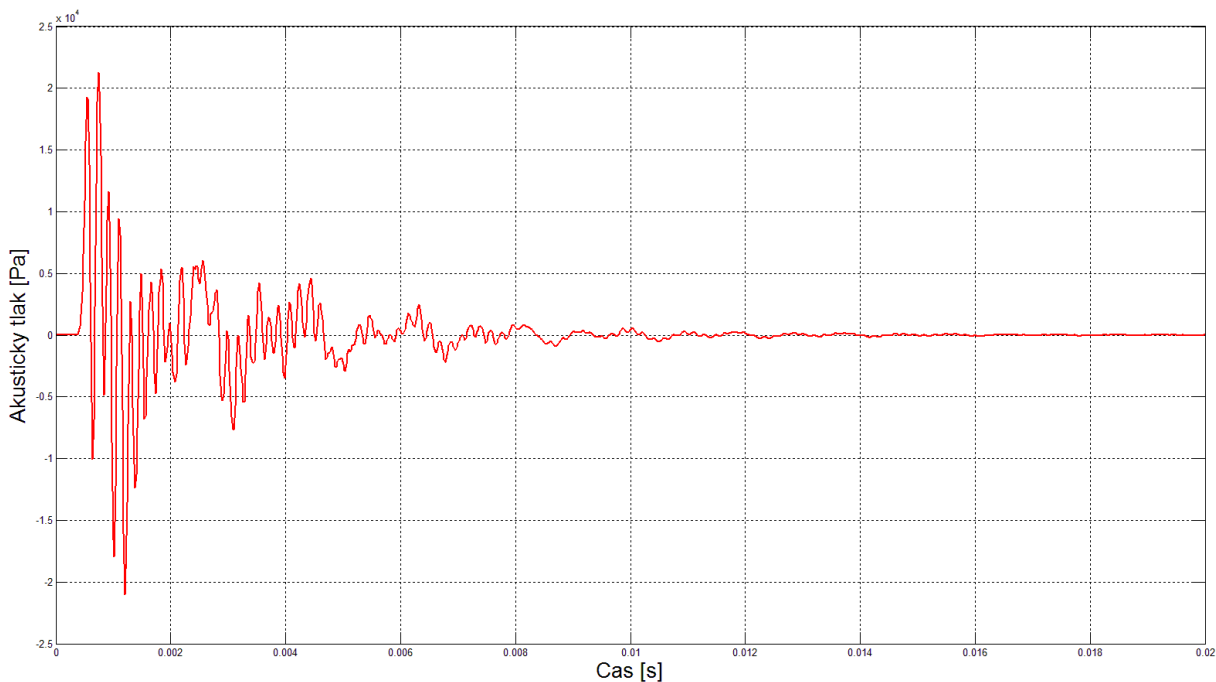
Obr. 8.3.1, prvních šest vlastních tvarů vokálního traktu, barevná škála normalizována k 1, ANSYS

Hodnoty příslušných vlastních frekvencí vokálního traktu, tzv. formantů, vypočtených modální analýzou, souhrnně zachycuje tab. 8 v podkapitole 8.5.

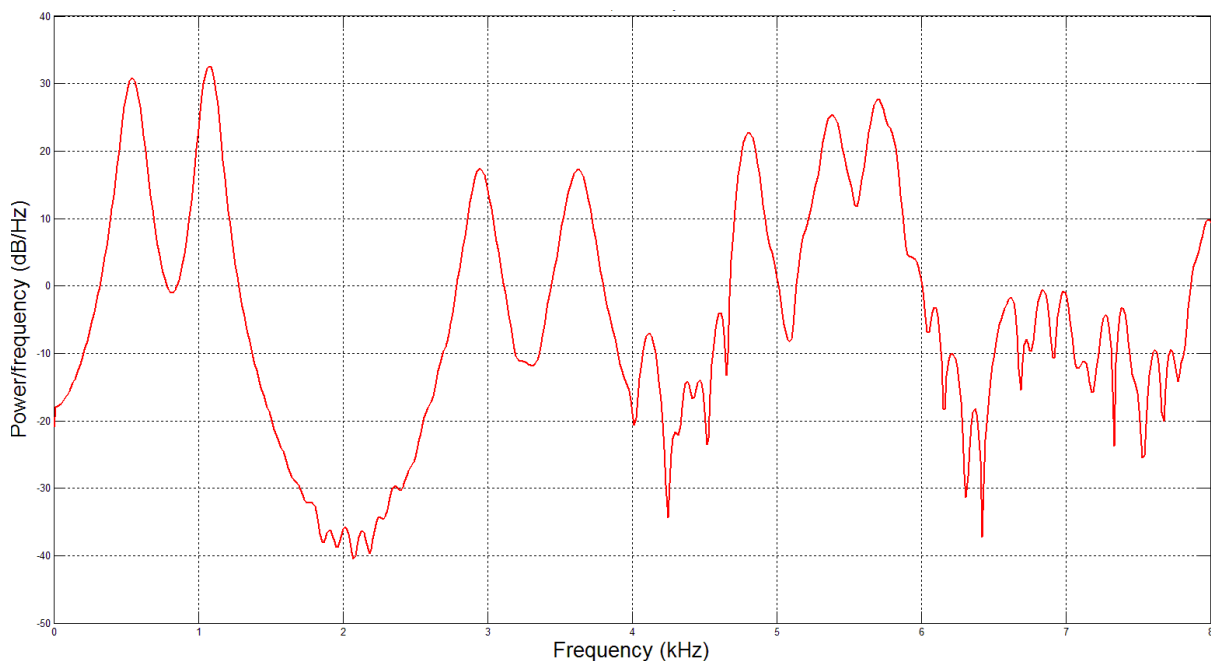
8.4 Analýza rezonančních frekvencí kompletního modelu geometrie

Dále byl proveden numerický výpočet přechodové analýzy kompletního zkoumaného modelu, tedy vč. hlavy a obklopujícího prostředí. Bylo uvažováno tlumení na povrchu vokálního traktu v souladu s podkapitolou 7.2. Vokální trakt byl v patričním místě, na spodním konci v oblasti hlasivek, buzen pulsem dle obr. 7.4.1.

V bodě na hranici úst byl vyhodnocen časový průběh akustického tlaku (Obr 8.4.1) a z něj bylo vypočteno frekvenční spektrum, opět ve formě výkonové spektrální hustoty (Obr. 8.4.2).



Obr. 8.4.1, časový průběh akustického tlaku v bodě na hranici úst, matlab



Obr. 8.4.2, frekvenční spektrum vypočtené z časového průběhu akustických tlaků v bodě na hranici úst, matlab

Srovnání vlastních frekvencí dle modální analýzy a rezonančních frekvencí získaných přechodovou analýzou s hodnotami polohy formantů pro hlásku /a:/ dle literatury [2] nabízí tab. 8 v následující podkapitole.

8.5 Srovnání výsledků modeální a přechodové analýzy s literaturou

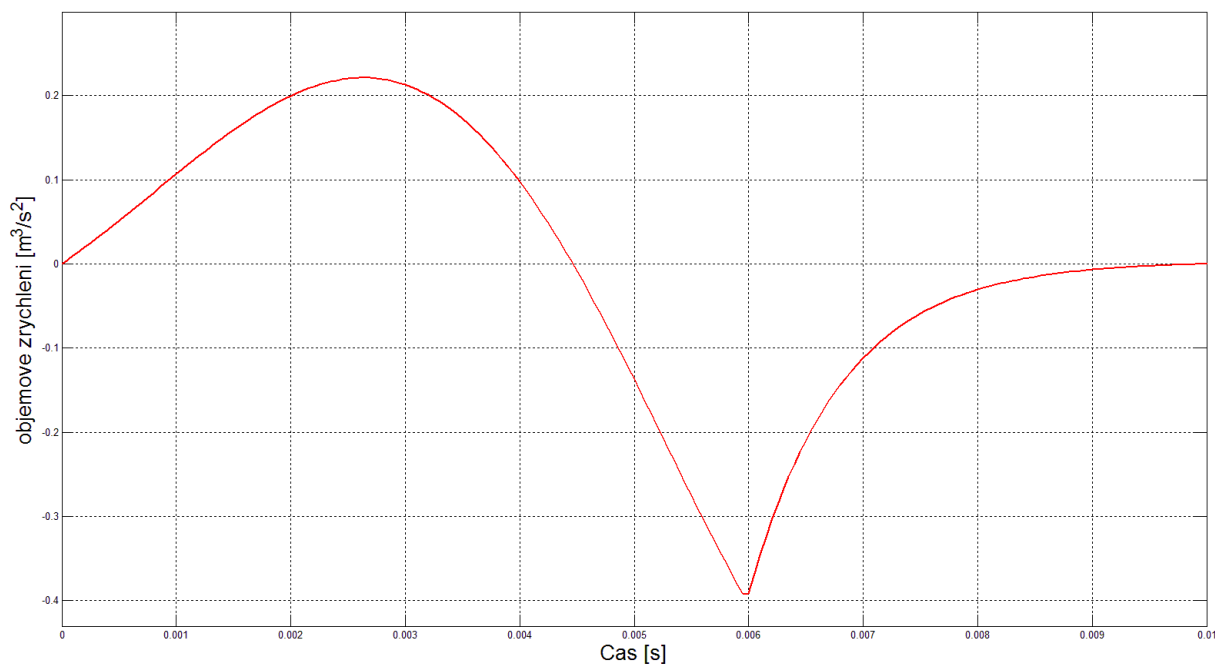
První dvě vlastní frekvence získané modální analýzou samotného vokálního traktu resp. vypočítané z časového průběhu akustického tlaku kompletního modelu buzeného pulsem jsou nižší než frekvence uváděné v literatuře. Třetí vlastní frekvence se pak nachází v uvedeném rozsahu. Vzhledem k tomu, že vzájemně se numerické výsledky relativně dobře shodují, lze jejich nesoulad s literaturou připisovat na vrub individuální morfologii každého jedince a opět dle možnosti dodržet doporučení na maximální přípustnou velikost použitých prvků dle [21].

tab. 8, srovnání výsledků modální a přechodové analýzy s literaturou

	modální analýza	přechodová analýza	Rozdíl %	literatura
F1 [Hz]	545,8	537,1	1,59	700-1100
F2 [Hz]	1074,19	1074	0,02	1100-1500
F3 [Hz]	2986,18	2942	1,48	2500-3500
F4 [Hz]	3686,97	3625	1,68	-
F5 [Hz]	4205,5	4114	2,18	-
F6 [Hz]	4904,02	4810	1,92	-

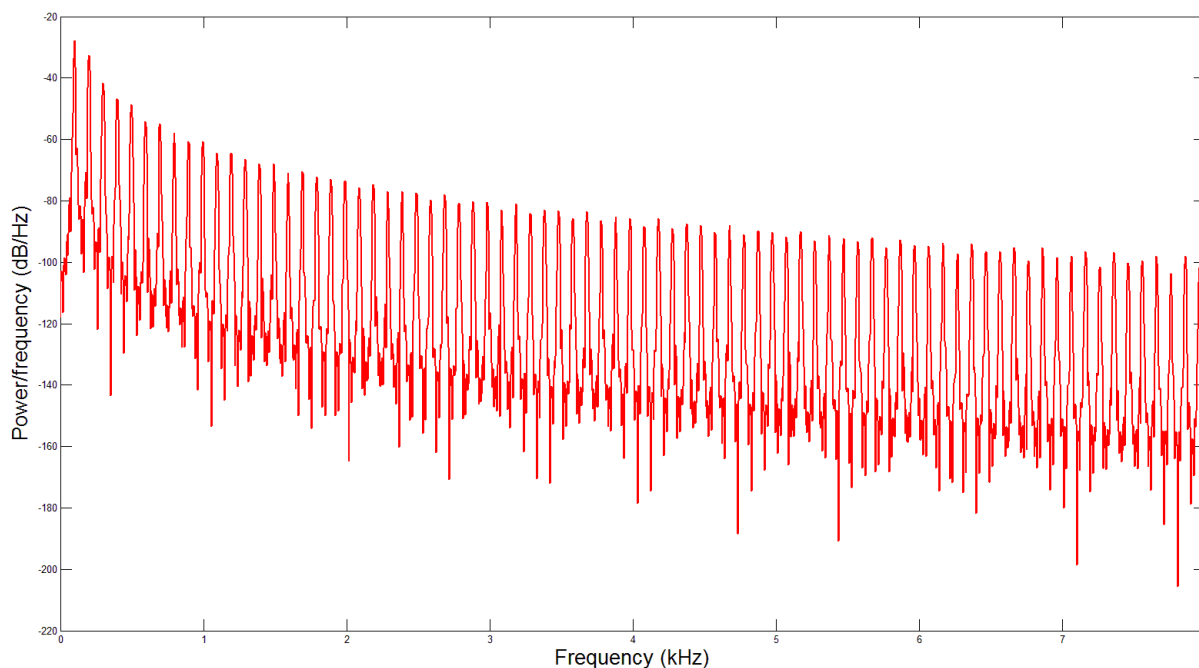
8.6 Simulace vyslovování hlásky /a:/

Po ověření správnosti dosahovaných výsledků bylo pro simulaci vyslovování české samohlásky /a:/ finálně přikročeno k buzení modelu objemovým zrychlením dle LF modelu zdrojového hlasu. Buzen byl opět spodní konec vokálního traktu reprezentující oblast hlasivek. Bylo uvažováno stejné tlumení jako v rámci předešlé varianty výpočtu. Časový průběh jedné periody LF modelu je na obr. 8.6.1.



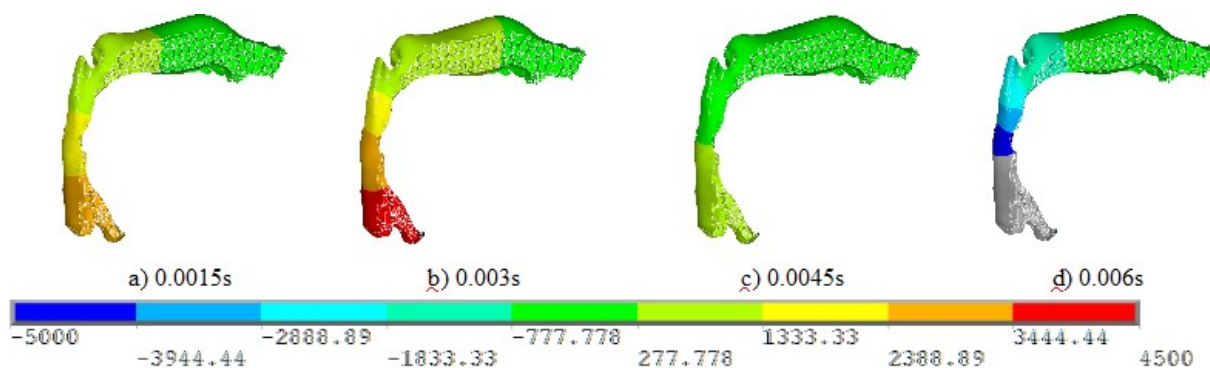
Obr. 8.6.1, časový průběh jedné periody LF modelu použitého k buzení spodního konce vokálního traktu, matlab

Frekvenční spektrum odpovídající LF modelu je na obr. 8.6.1. Ve spektru je vidět základní frekvence kmitání hlasivek 100 Hz a mnoho harmonických násobků jejichž amplituda klesá s frekvencí.

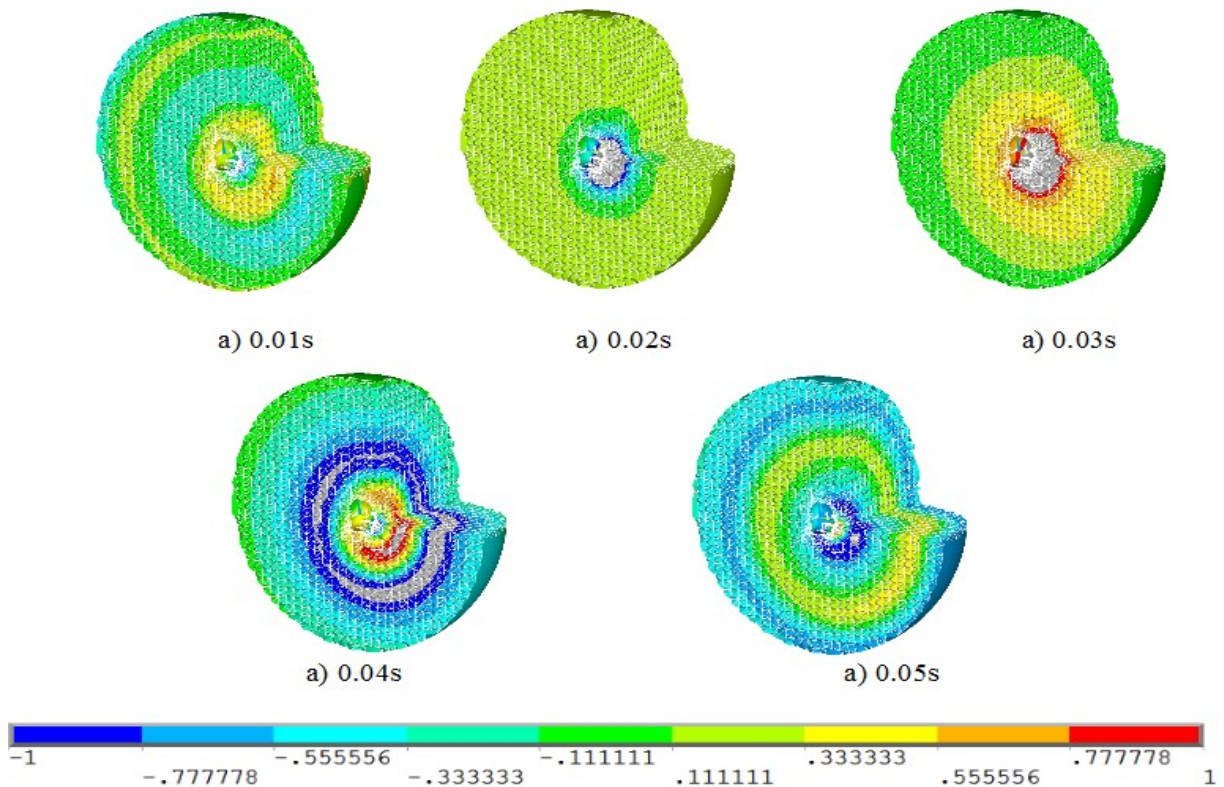


Obr. 8.6.1, frekvenční spektrum použitého LF modelu, matlab

Šíření akustického tlaku vokálním traktem ve čtyřech časových krocích od 0.0015s do 0.006s je na obr. 8.6.2 a v pěti časových krocích od 0.01s do 0.05s je na obr. 8.6.3.



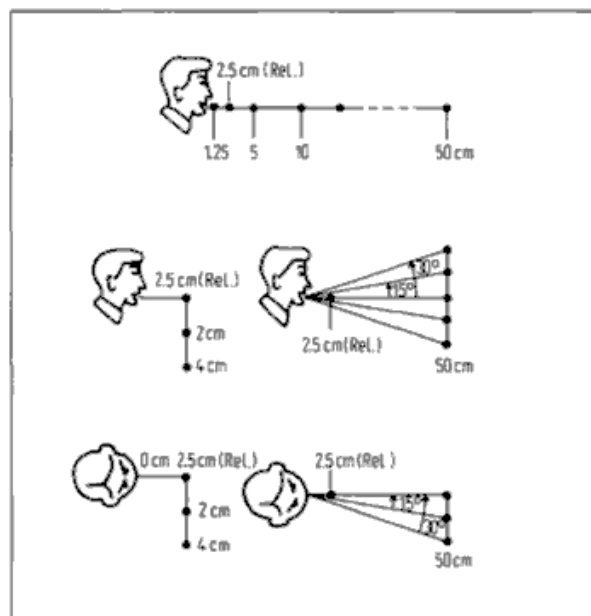
Obr. 8.6.2, Průběh akustického tlaku v řezu detailem vokálního traktu; barevná škála v [Pa], ANSYS



Obr. 8.6.3, Průběh akustického tlaku v řezu analyzovaným obklopujícím prostorem; barevná škála v [Pa], ANSYS

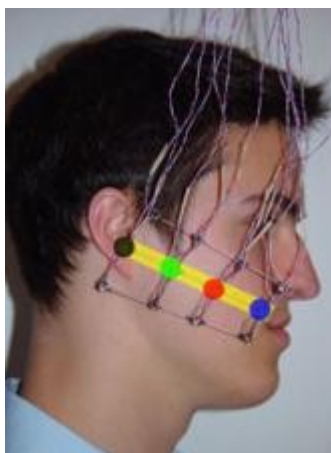
9 Vyhodnocení výsledků

Pro ověření správnosti výpočtu byly výsledky porovnány s naměřenými daty uváděnými v literatuře. Literatura [28] popisuje experimentální měření frekvenčních spekter lidské fonace v bodech v okolí hlavy dle obr. 9.1 a předkládá vypočtené rozdíly ve frekvenčních spektrech měřených v těchto bodech vzhledem k referenčnímu bodu ve vzdálenosti 2,5 cm ventrálně. Tyto výsledky srovnává se závěry analytických výpočtů.



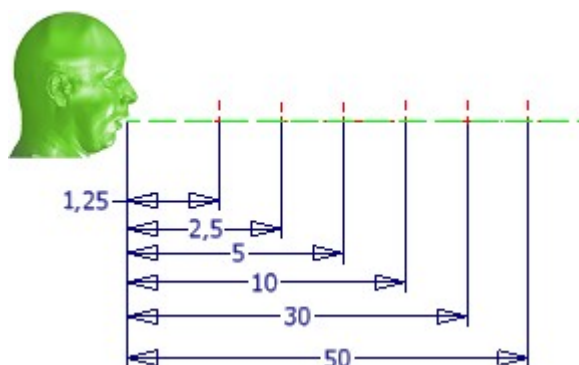
Obr. 9.1, poloha mikrofonu při experimentech prováděných v rámci [28]

V literatuře [29] je dokumentováno měření frekvenčních spekter na povrchu tváře po trase od úst k uchu, obr. 9.2, a jsou taktéž předloženy rozdíly frekvenčních spekter ve zvolených bodech vůči ústům mluvčího.

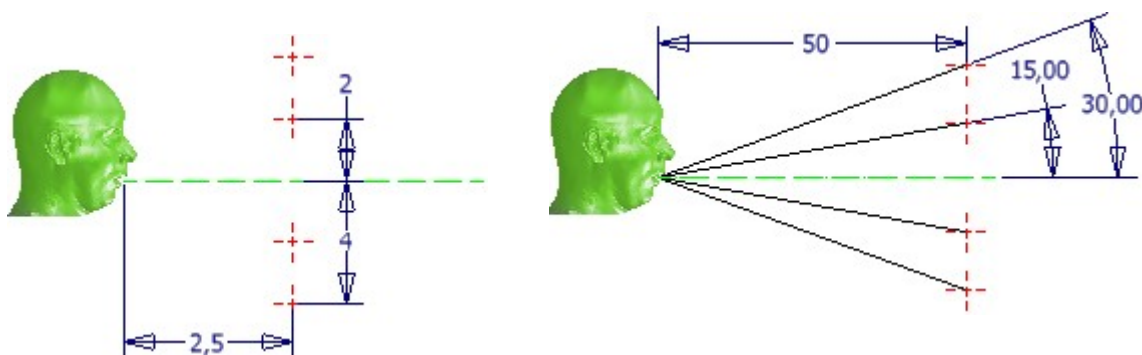


Obr. 9.2 Beers, mikrofonní pole na tváři figuranta, [29]

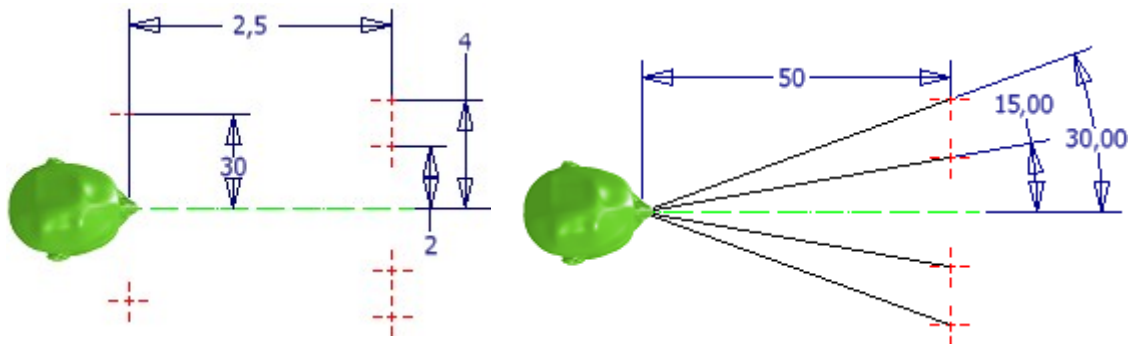
Za účelem srovnání dosažených výsledků výpočtového řešení s literaturou a pro potřeby dalšího výzkumu v budoucnu potenciálně vycházejícího z předkládané diplomové práce byly k vyhodnocování výsledků vybrány uzly dle obr. 9.3 a řada čtyř uzlů na trase od úst k uchu na každé tváři.



Obr. 9.3 a) množina zkoumaných uzlů v přímém ventrálním směru

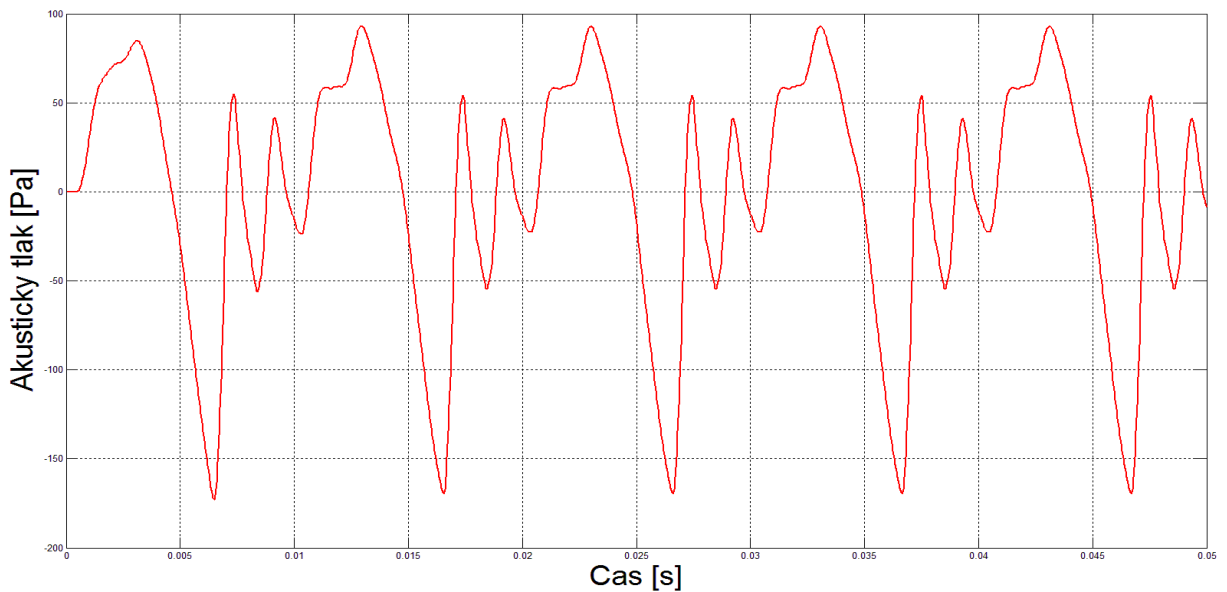


Obr. 9.3 b), množiny zkoumaných bodů s vertikální odchylkou od přímého ventrálního směru

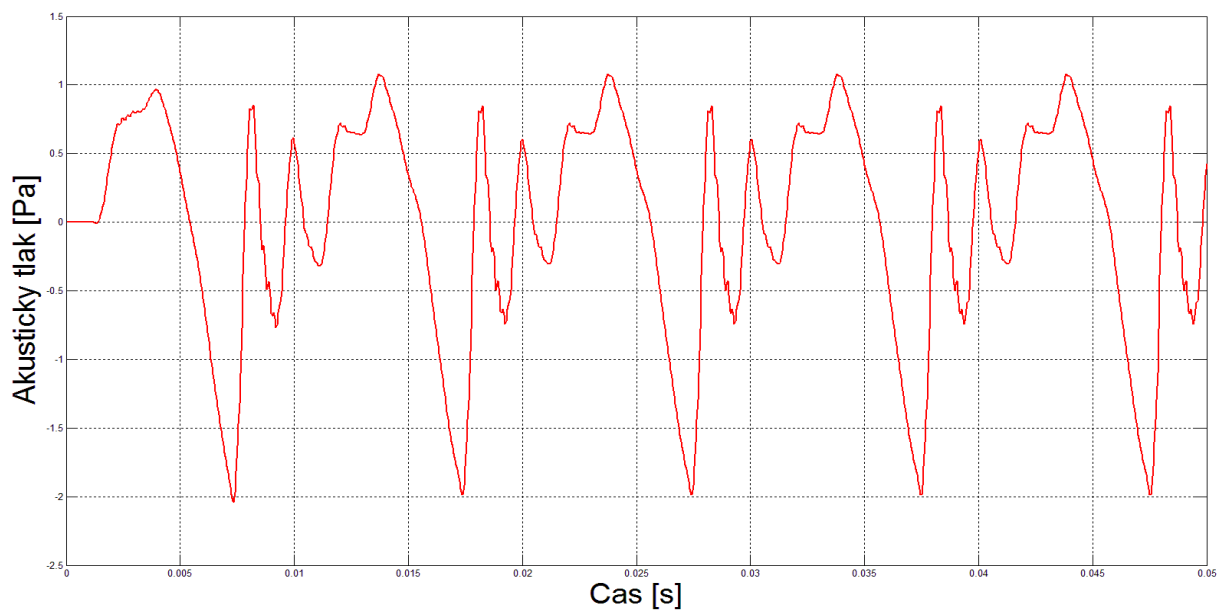


Obr. 9.3 c), množiny zkoumaných bodů s horizontální odchylkou od přímého ventrálního směru

V těchto bodech byly vyhodnoceny časové průběhy akustického tlaku. Průběhy v některých z těchto bodů jsou pro ilustraci na obr. 9.4 a) ÷ 9.4 e).

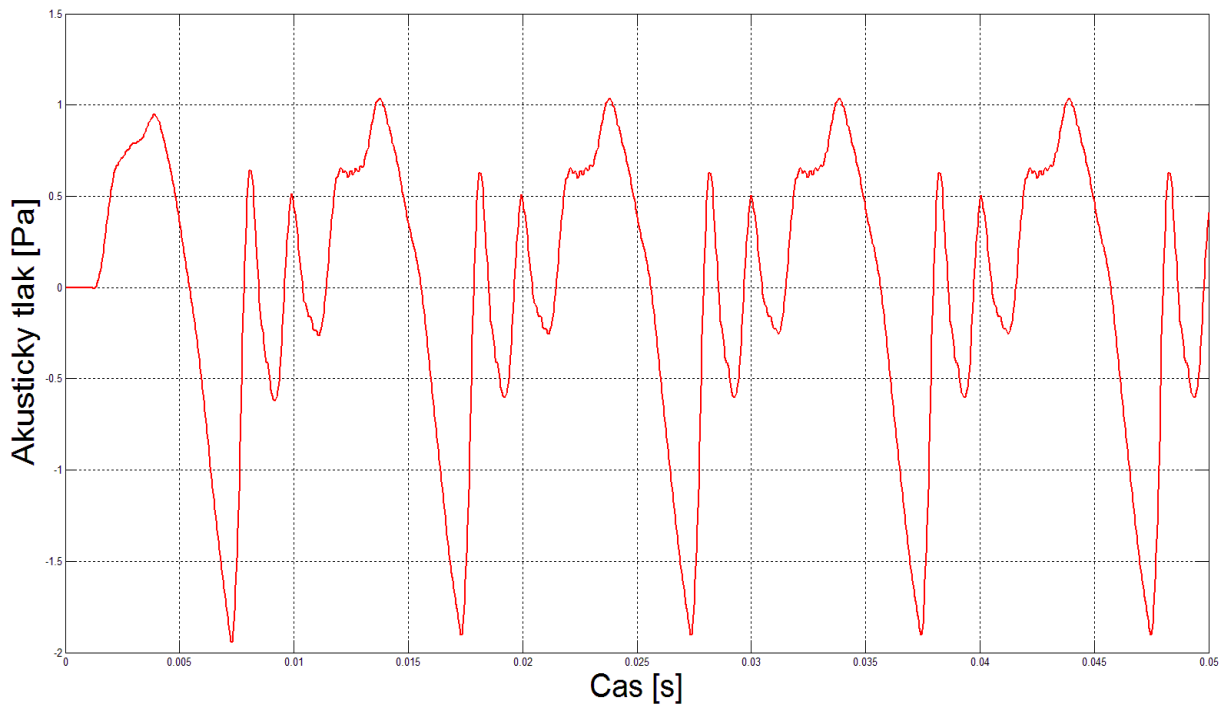


Obr. 9.4 a), Časový průběh akustického tlaku na hranici úst, matlab



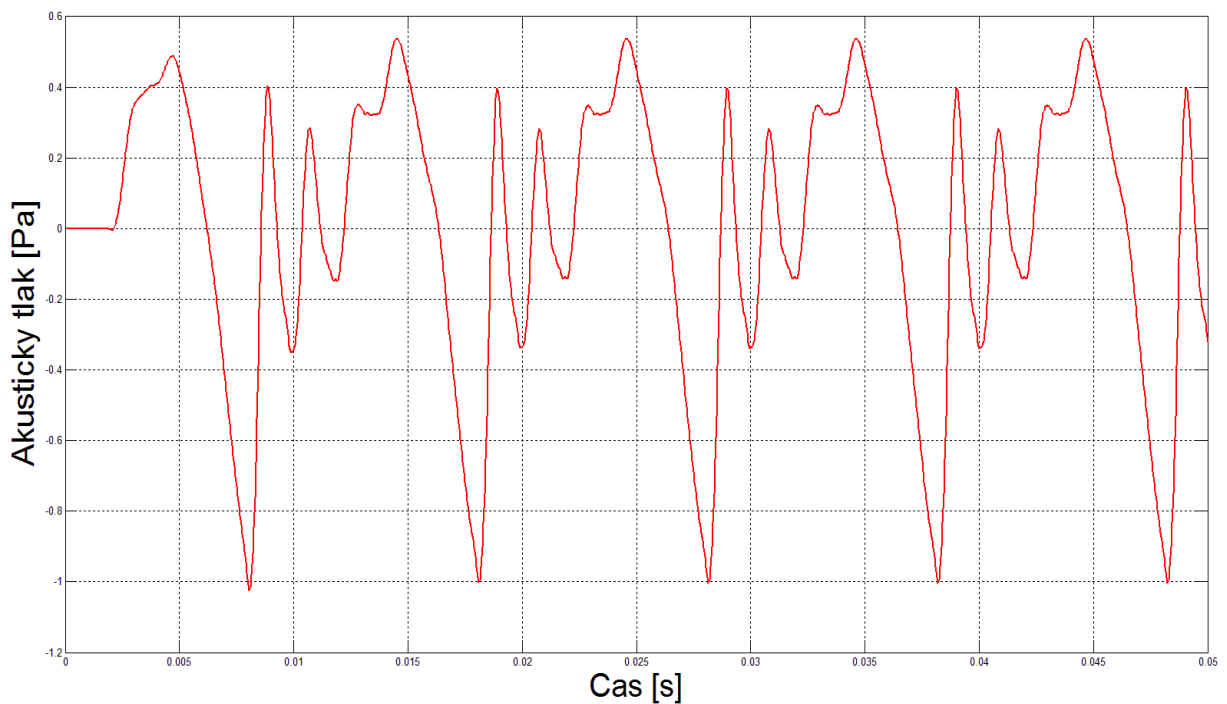
Obr. 9.4 b), Časový průběh akustického tlaku 30cm ventrálně, matlab

Na obr. 9.4 b) je na první pohled je patrná časová prodleva oproti 9.4 a), stejně jako podstatně nižší hodnoty akustického tlaku.



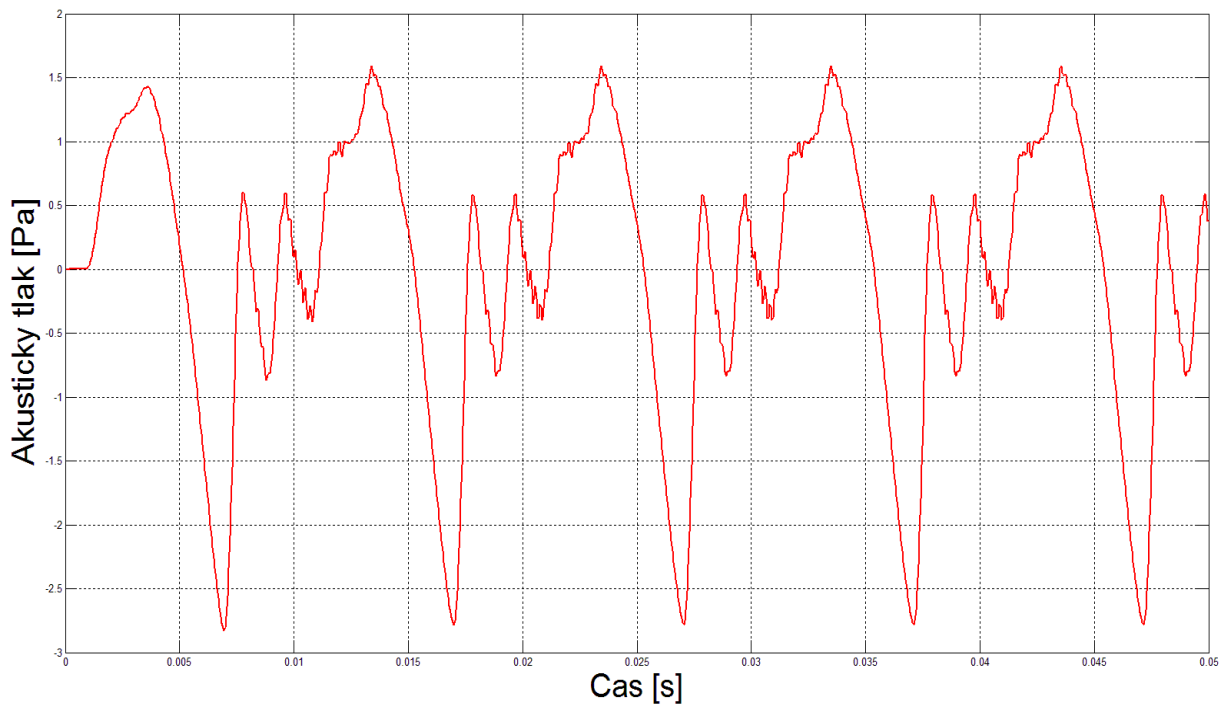
9.4 c), Časový průběh akustického tlaku 30cm kolmo vpravo od úst, matlab

Maxima i minima akustického tlaku na obr. 9.4 c) kvantitativně odpovídají stejné vzdálenosti ve ventrálním směru z obr. 9.4 b), podobně dlouhá je i časová prodleva nulové hodnoty.



9.4 d), Časový průběh akustického tlaku 50cm ventrálně a 30° kraniálně od úst, matlab

Průběh akustického tlaku na obr. 9.4 d) na první pohled nabývá nižších hodnot než např. ve vzdálenosti 30cm od úst na obr. 9.4 b), časová prodleva nulové hodnoty je zhruba jedenapůlnásobná.



9.4 e), Časový průběh akustického tlaku v těsné blízkosti levého vnějšího zvukovodu, matlab

Pomocí software Matlab byly vypočteny přenosové funkce mezi jednotlivými uzly a referenčními body. Přenosová funkce je dle [32] definována jako

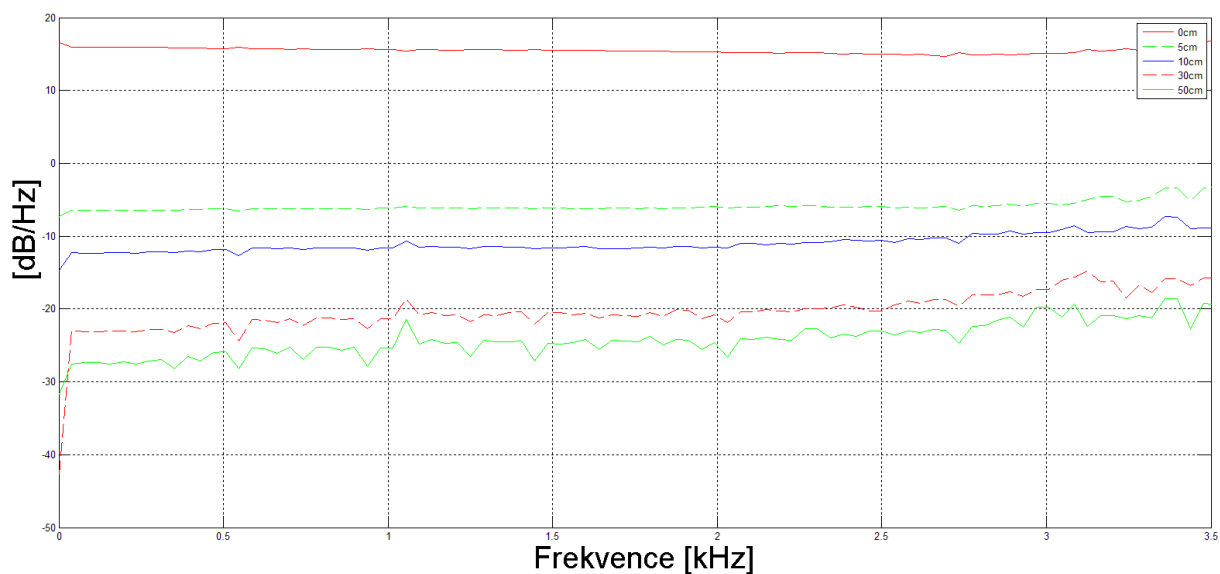
$$T_{xy} = \frac{G_{xy}(f)}{G_{xx}(f)} = \frac{G_{yy}(f)}{G_{yx}(f)} \quad (9.1)$$

kde $G_{xy}(f)$ je odhadované křížové spektrum signálů a $G_{yx}(f)$ je odhadované autospektrum vypočtené pro samotný signál.

U množiny uzlů ležících v přímé ose ventrálně od úst byl referenční bod v souladu s literaturou [28] nejprve 2,5 cm před ústy a následně pro účely dalšího výzkumu vycházejícího z předložené diplomové práce 30 cm přímo před ústy.

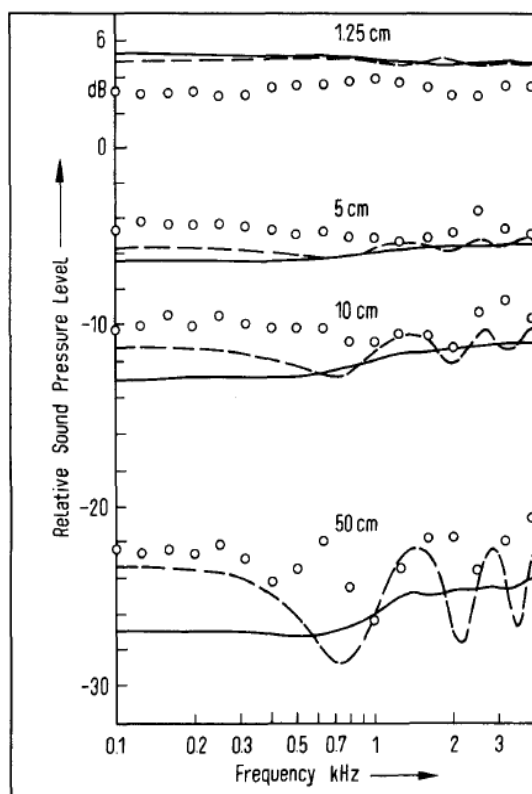
Při vysítování modelu byla, jak řečeno výše, vytvořena vůči doporučením v [21] relativně hrubá síť z důvodu omezených výpočetních kapacit počítačů dostupných k řešení problému. Průměrná velikost okolních elementů použitých v obklopujícím prostoru dále od hlavy byla cca 60 mm. Podle vztahů zmíněných v příslušné podkapitole máme zaručeny korektní výsledky výpočtu zhruba do frekvence 1000 Hz. Nad tyto hodnoty se průběhy přenosových funkcí znatelně rozkmitají a proto byly posuzovány pouze do frekvence 3.5 kHz. Pro získání přesnějších výsledků i v oblastech vyšších frekvencí by bylo třeba zjemnit síť, přinejmenším pak v dostatečně velké oblasti v okolí obličeje, kde jsou výsledky výpočtu podstatné jak vzhledem k porovnání s relevantní literaturou, tak k budoucímu výzkumu na předloženou práci v budoucnu navázanému.

Přenosové funkce mezi referenčním bodem ve vzdálenosti 2,5 cm ventrálně a množinou uzlů přímo před ústy jsou na obr. 9.5.



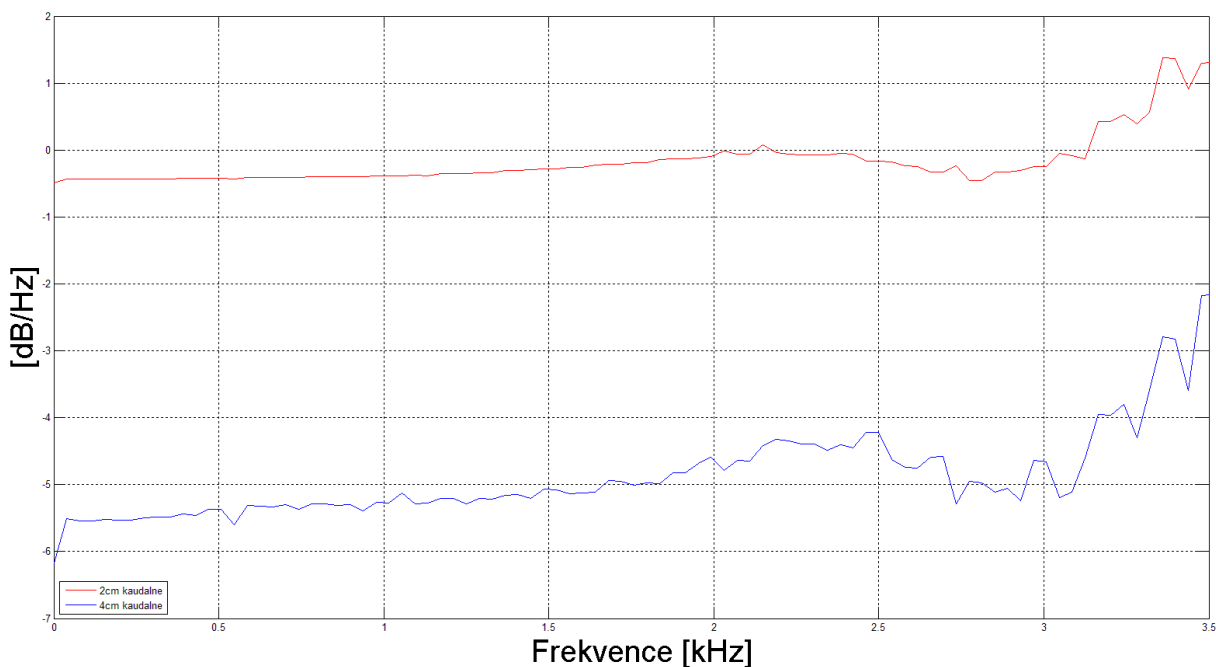
Obr. 9.5, přenosové funkce bodů v přímém ventrálním směru vzhledem k referenčnímu bodu 2,5cm před ústy, matlab

Na obr. 9.6 jsou rozdíly ve frekvenčních spektrech při fonaci stanovené ke stejné umístěnému referenčnímu bodu v rámci [28] experimentálně resp. výpočtem.



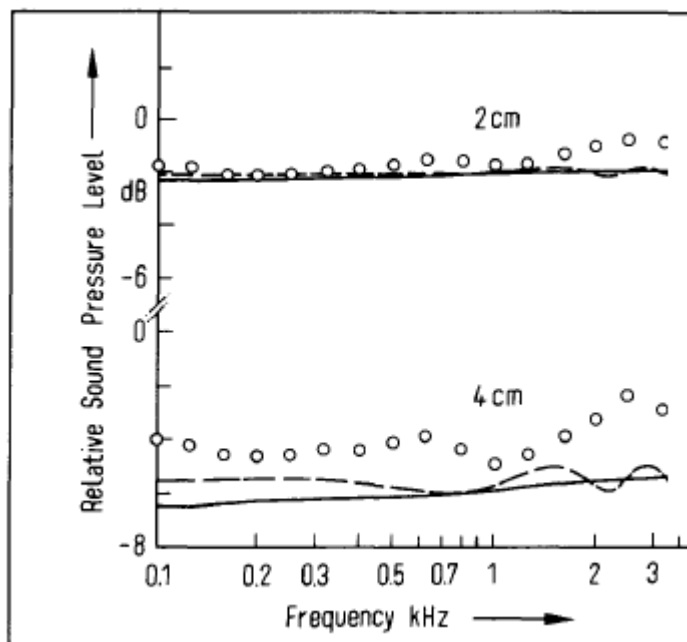
Obr. 9.6, frekvenční spektra publikovaná v [28], plné resp. přerušované čáry značí výsledky analytického řešení při zahrnutí rozdílných podmínek, kroužky reprezentují experimentální výsledky

Srovnání obou grafů dokládá relativně dobrou shodu realizovaného výpočtového řešení s literaturou [28]. Přenosové funkce referenčního bodu k bodům v bližší vertikální skupině (posunutými o 2cm a 4cm směrem nahoru dle obr. 9.3 b) jsou na obr. 9.7.



Obr. 9.7, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší vertikální skupině, matlab

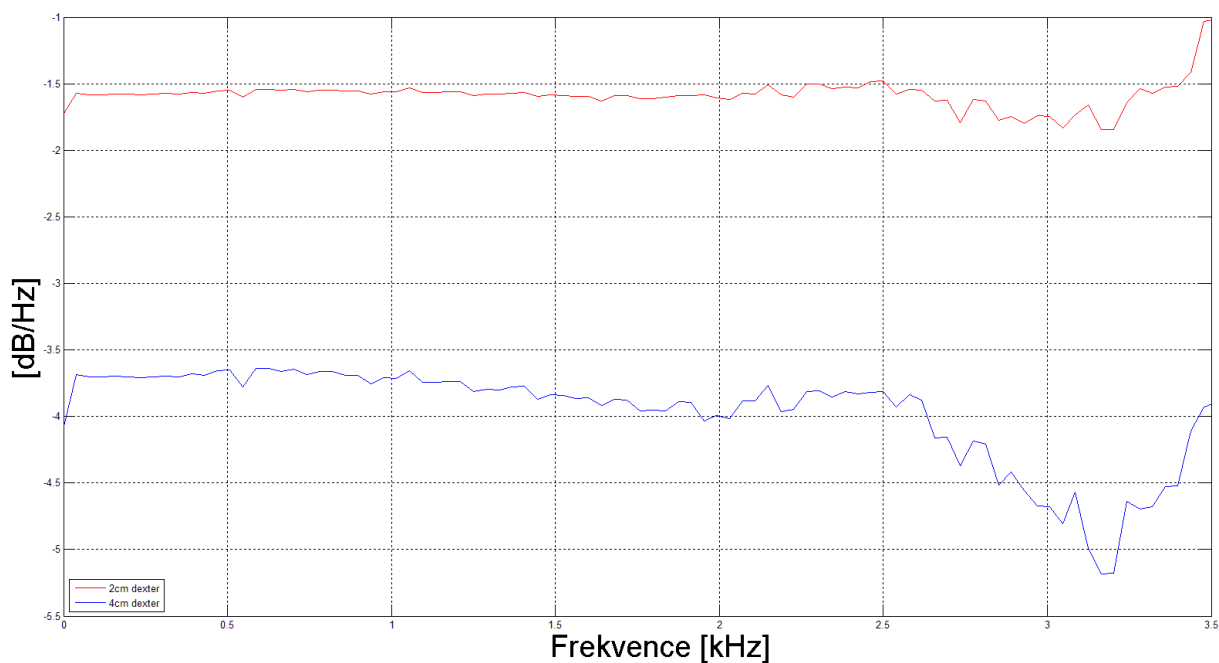
Na obr. 9.8 jsou rozdíly frekvenčních spekter dle [28], analogické s obr. 9.6, tentokrát pro zmíněnou bližší vertikální množinu.



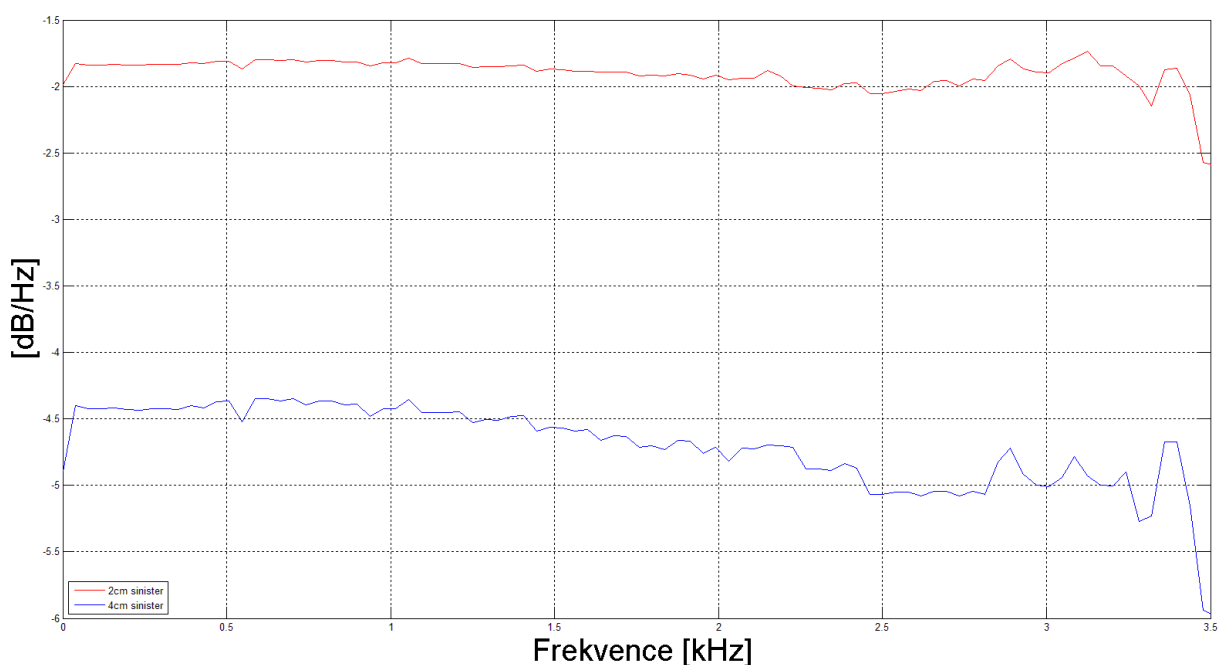
Obr. 9.8, frekvenční spektra publikovaná v [28], plné resp. přerušované čáry značí výsledky analytického řešení při zahrnutí rozdílných podmínek, kroužky reprezentují experimentální výsledky

Shoda mezi numerickým řešením a literaturou tentokrát není tak jednoznačná jako v předešlém případě, lze však o určité patrné shodě hovořit.

Přenosové funkce referenčního bodu k bodům v bližší horizontální skupině (2 cm resp. 4 cm vlevo a vpravo od přímého směru dle obr. 9.3 c)) jsou na obr. 9.9 a), resp. 9.9 b). Kvůli špatné čitelnosti z důvodu velmi blízkých hodnot u zrcadlově souměrně umístěných uzlů byly přenosové funkce pro tuto množinu rozděleny do dvou samostatných grafů.

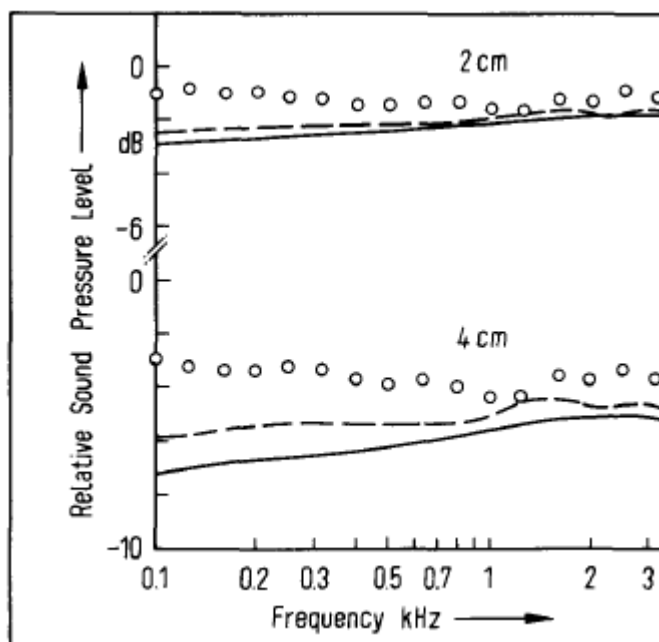


Obr. 9.9 a), Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší horizontální skupině, dexter, matlab



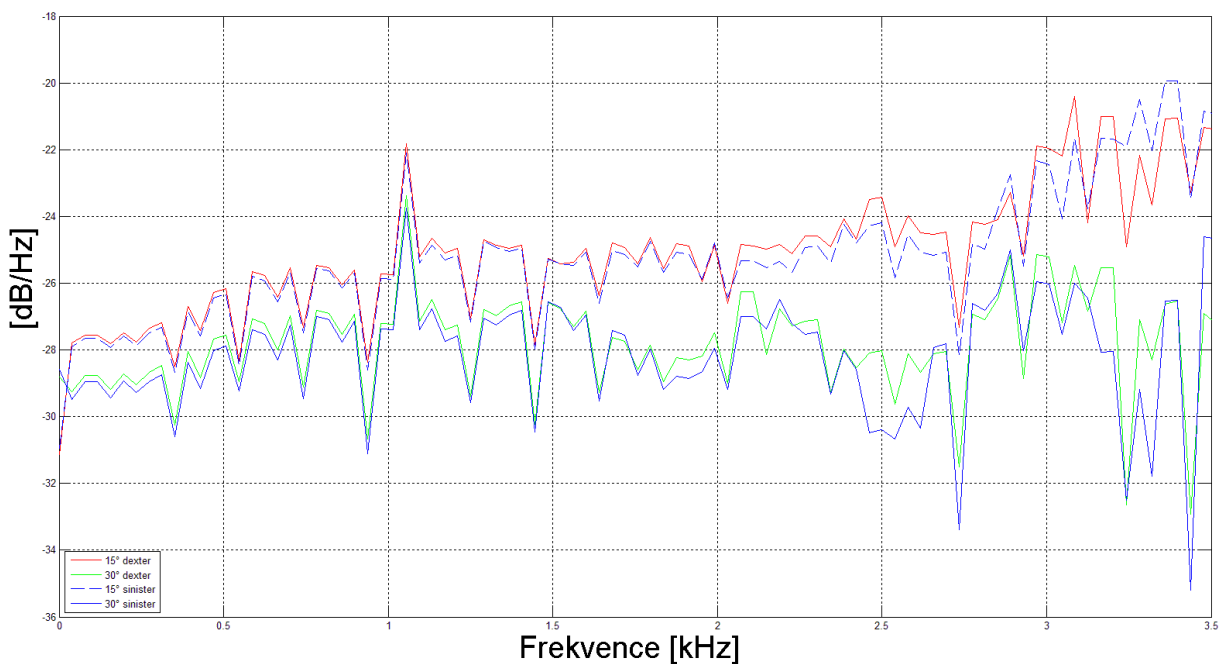
Obr. 9.9 b), Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší horizontální skupině, sinister, matlab

Na obr. 9.10 jsou rozdíly ve frekvenčních spektrech dle [28], tentokrát pro zmíněnou bližší horizontální množinu uzlů. Shodu mezi numerickým řešením a literaturou lze opět nazvat shodou poměrně značnou.



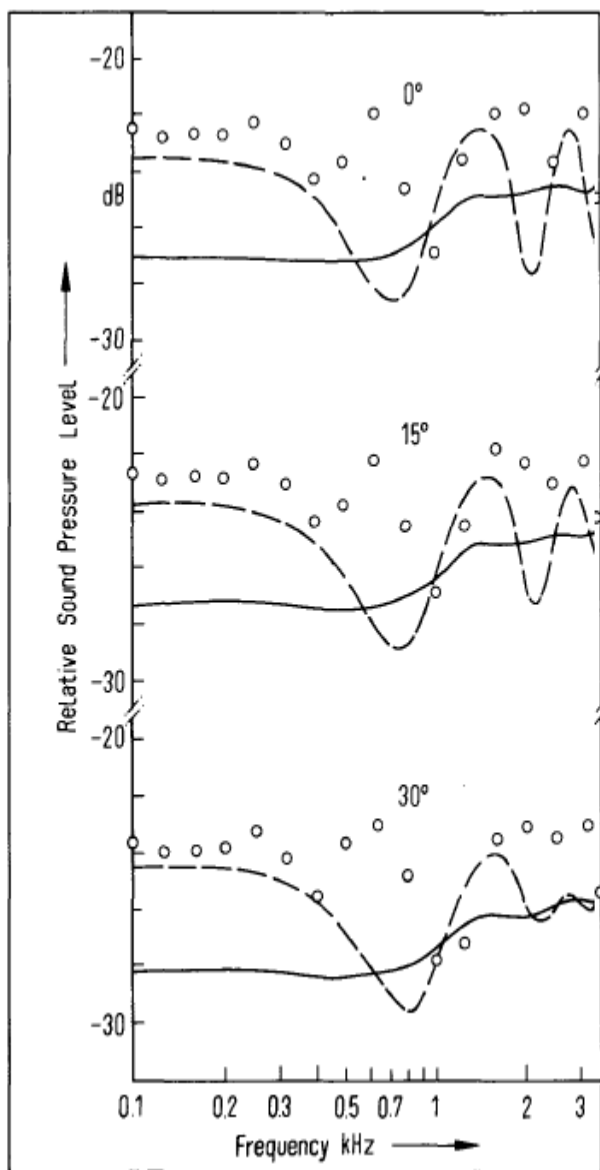
Obr. 9.10, frekvenční spektra publikovaná v [28], plné resp. přerušované čáry značí výsledky analytického řešení při zahrnutí rozdílných podmínek, kroužky reprezentují experimentální výsledky

Přenosové funkce referenčního bodu k bodům v zazší horizontální skupině (30 cm před ústy a postupně o 15° resp 30° vlevo nebo vpravo od přímého směru dle obr. 9.3 c) jsou na obr. 9.11.



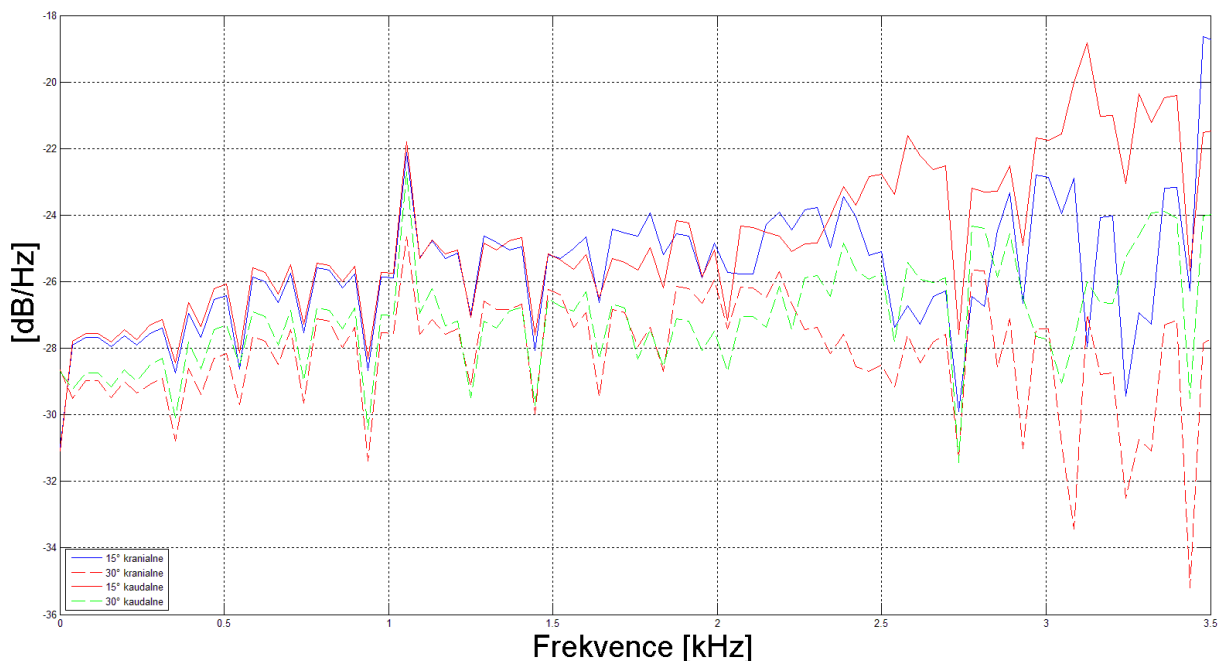
Obr. 9.11, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v zazší horizontální skupině, matlab

Na obr. 9.12 jsou rozdíly ve frekvenčních spektrech dle [28] pro zázší horizontální množinu uzlů. Spektra získaná z výsledků numerického řešení jsou, především za vyšších frekvencí, značně rozkolísaná. Přesto lze prohlásit, že se s výsledky získanými v rámci [28] docela dobře shodují přinejmenším svou polohou v pásmu od -20 do -30 dB.



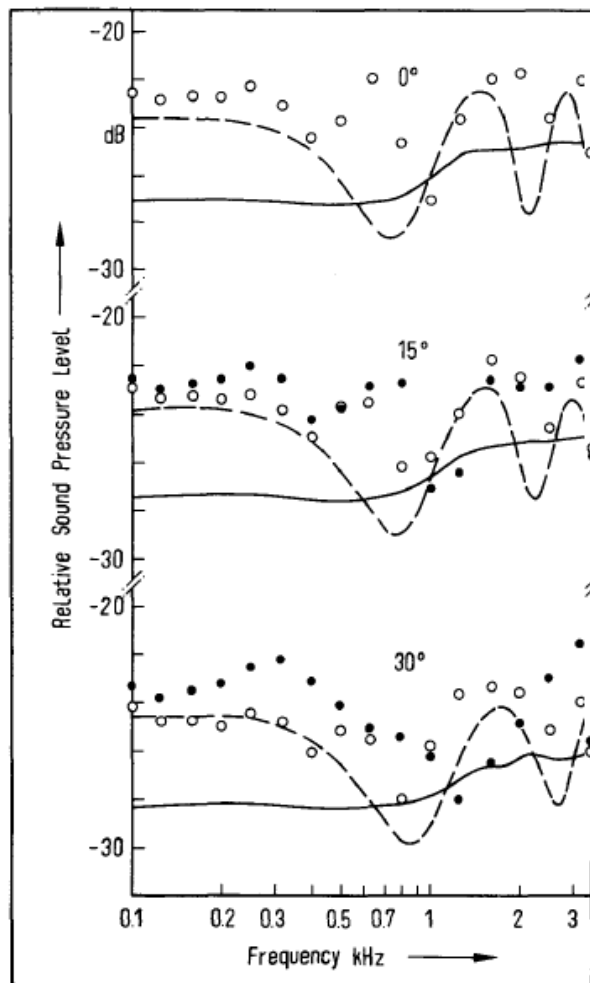
Obr. 9.12, frekvenční spektra publikovaná v [28], plné resp. přerušované čáry značí výsledky analytického řešení při zahrnutí rozdílných podmínek, kroužky reprezentují experimentální výsledky

Přenosové funkce referenčního bodu k bodům v zazzi vertikální skupině (30 cm před ústy a postupně o 15° resp 30° nahoru nebo dolů od přímého směru dle obr. 9.3 b) jsou na obr. 9.13. Do frekvence přibližně 1,5 kHz se výsledky pro uzly odchýlené od přímé osy pod danými úhly kranialně resp. kaudálně relativně dobře kryjí. Nad 2 kHz je pak rozkmit velmi znatelný a s výše uvedeným odůvodněním je není možné považovat za jednoznačně věrohodné.



Obr. 9.13, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v zazzi vertikální skupině, matlab

Na obr. 9.14 jsou rozdíly ve frekvenčních spektrech dle [28], opětovně analogické s obr. 9.6, tentokrát pro zmíněnou zazzi vertikální množinu uzlů. I přes značnou rozkolísanost numericky získaných spekter lze prohlásit, že se s výsledky získanými v rámci [28] docela dobře shodují přinejmenším pohybem v pásmu přibližně od -20 do -30 dB.

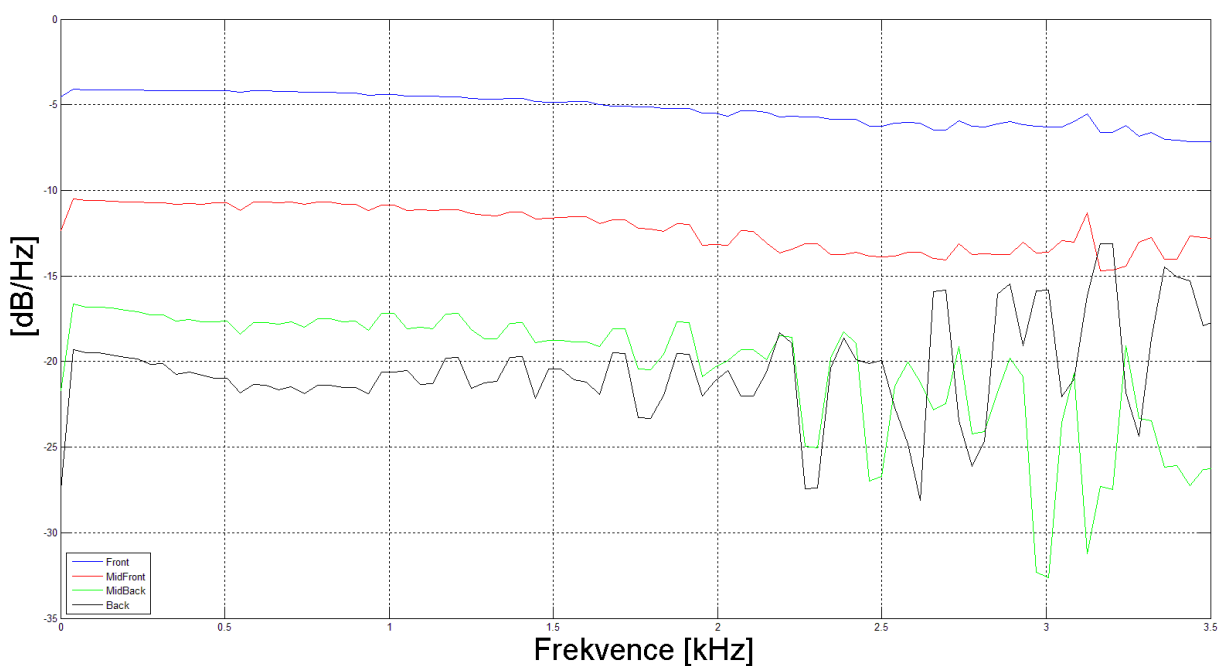


Obr. 9.14, frekvenční spektra publikovaná v [28], plné resp. přerušované čáry značí výsledky analytického řešení při zahrnutí rozdílných podmínek, prázdné kroužky reprezentují experimentální výsledky v kranialním směru, plné puntíky ve směru kaudálním

Model umožňuje vypočítat přenosové funkce k jiným, libovolným, referenčním bodům v okolí hlavy.

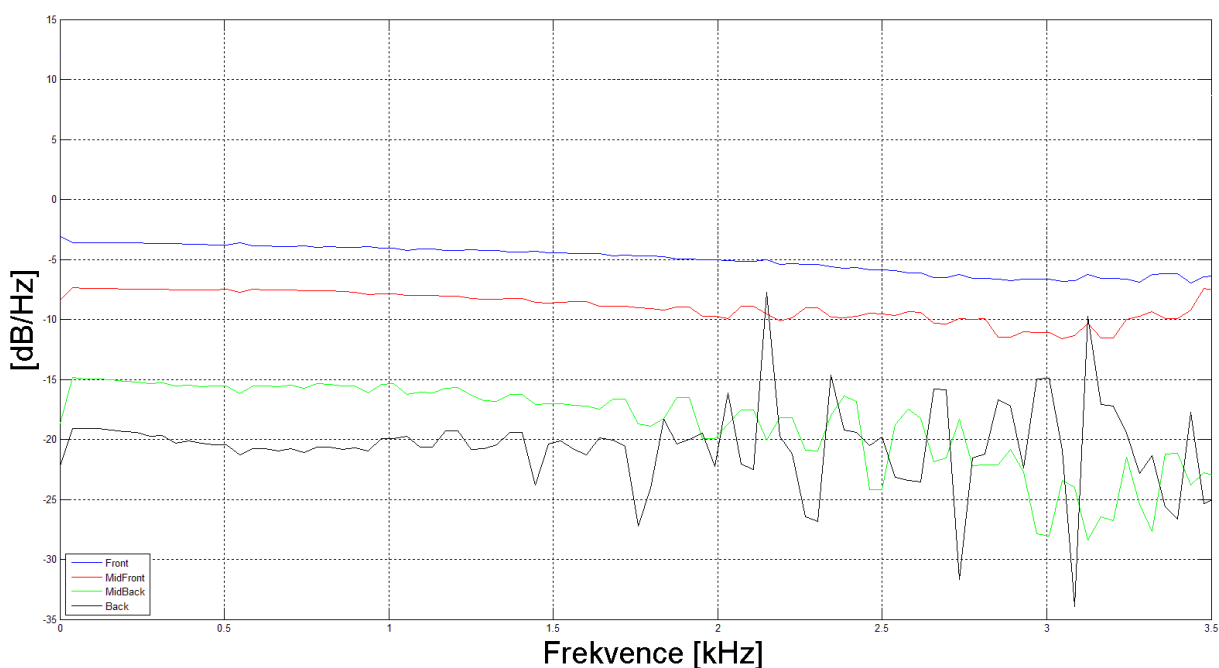
Obdobným způsobem jako v uvedených případech byly vypočítány přenosové funkce mezi referenčním bodem a body po trase mezi ústí a uchem a to zvláště pro každou stranu tváře. V souladu s literaturou [29] je za referenční bod k výpočtu spekter uvažován opět bod ve vzdálenosti 2,5 cm před ústí.

Přenosové funkce mezi referenčním bodem a sadou bodů na pravé tváři jsou na obr. 9.15.



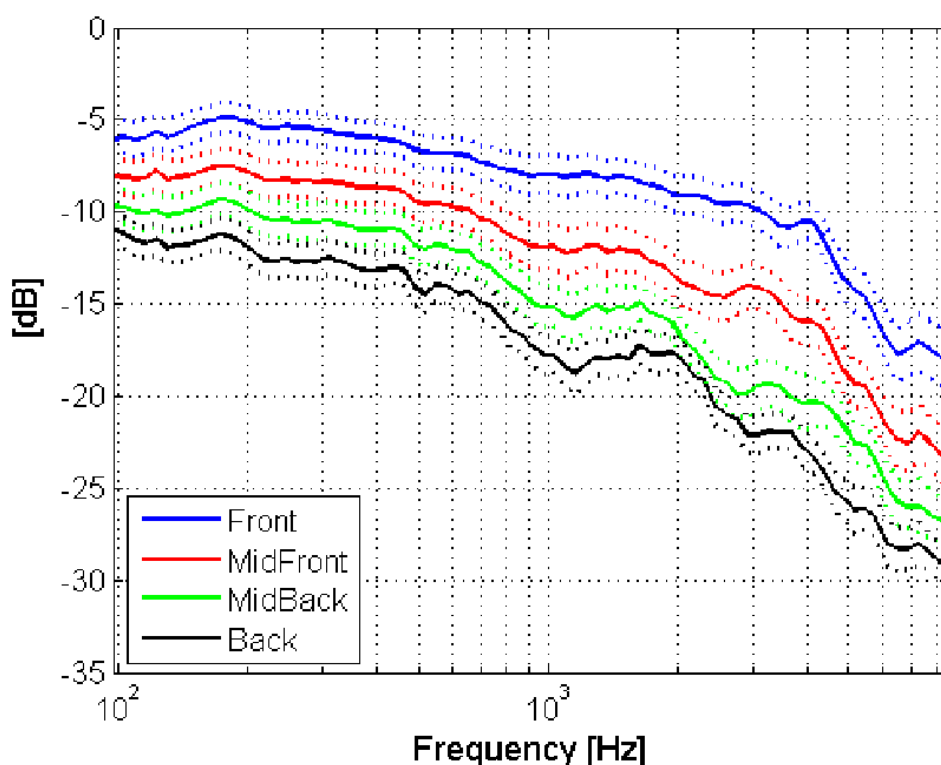
Obr. 9.15, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři umístěných v souladu s [28], matlab

Na obr. 9.16 je pak obdobná situace pro levou stranu tváře.



Obr. 9.16, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři umístěných v souladu s [28], matlab

V rámci [29] publikované experimentálně zjištěné rozdíly frekvenčních spekter ve zkoumaných bodech vůči bodu referenčnímu jsou na obr. 9.17



Obr. 9.17, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři v souladu s [29], matlab

Stejně jako v případě předešlých srovnání je vhodné podotknout, že literatura [29] předkládá rozdíly ve frekvenčních spektrech jednotlivých bodů vůči bodu referenčnímu, zatímco realizovaná diplomová práce přenosové funkce těchto spekter. U numerického řešení vychází znatelnější úbytek akustického tlaku ve směru od úst k uchu, než jak tomu nasvědčuje literatura. To může být způsobeno tím že vyhodnocované body v MKP modelu jsou přímo na povrchu hlavy kdežto měřící mikrofony při experimentu byly umístěny vždy v určité malé vzdálenosti od povrchu. Například vyhodnocovaný bod v místě ucha je umístěn uvnitř ušního boltce v místě zaslepení zevního zvukovodu. Další nepřesnosti do výsledků vnáší velikost použitých prvků nebo individuální morfologie jedinců.

Veškeré numerické výpočty byly prováděny na počítači s parametry

- Intel® Core™ i5 CPU 760 @ 2.80 GHz
- 8 GB RAM
- Se 64bitovým operačním systémem Windows 7 Professional

v učebně č. 717/A2. Využito bylo softwarové vybavení

- ANSYS 13.0
- ICEM CFD 13.0
- Matlab R2010b
- ATOS Pro

Výpočet řešení náhradního tělesa trval přibližně 12 *hodin*, výpočet modelu lidské hlavy trval zhruba 18 *hodin*. Databáze s výsledky výpočtů čítaly shodně vždy zhruba 320 GB paměti.

10 Závěr

V kapitole č. 3 byla s pomocí literatury stručně popsána biomechanika tvorby lidského hlasu. Následující kapitola č. 4 dává přehled o měření lidského hlasu a interpretaci výsledků těchto měření. Kapitola č. 5 shrnuje v literatuře doposud publikované, z hlediska práce relevantní, matematické a výpočtové modely. Kapitola č. 6 pak zmiňuje některé podstatné publikované experimenty.

V rámci kapitoly č. 7 byl navržen výpočtový algoritmus řešení problému. Při jeho tvorbě bylo použito modelu náhradního tělesa, u nějž vokální trakt zastupovala válcová trubka a hlavu kvádr. Správná funkčnost výpočtového algoritmu byla ověřena srovnáním výpočtového řešení vlastních frekvencí modelu získaných z přechodové analýzy s výsledků řešení analytického, kdy si výsledky obou přístupů relativně dobře odpovídaly.

Kapitola 8 popisuje zpracování modelu geometrie lidské hlavy. Dostupný neúplný model geometrie byl upraven do podoby odpovídající skutečné morfologii manuálním domodelováním chybějící oblasti kalvy v prostředí ATOS Pro. Následně byl zredukován počet jeho ploch a model byl vyhlazen a optimalizován v témže prostředí.

Takto vzniklý model geometrie byl diskretizován sítí akustických konečných prvků. Síť byla vytvořena v prostředí ICEM CFD 13, čítala 650 402 prvků. Do modelu bylo zahrnuto akustické tlumení na stěnách vokálního traktu a na vnější povrch obklopujícího prostoru byly aplikovány tzv. nekonečné elementy simulující tzv. volné akustické pole.

Následně byly pomocí dvou různých přístupů analyzovány vlastní frekvence modelu. Nejdříve byl celý model buzen krátkým trojúhelníkovým pulsem objemového zrychlení v oblasti hlasivek. Poté byla realizována modální analýza samotného vokálního traktu bez uvažování akustického tlumení na stěnách. Získané výsledky obou řešení si vzájemně dobře odpovídaly a srovnáním s literaturou byla dále dokázána shoda polohy frekvenčních maxim s polohou prvních tří formantů české samohlásky /a:/.

Navržený algoritmus byl posléze využit k aplikaci buzení tzv. LF modelem zdrojového hlasu na vzniklou síť.

V kapitole 9 bylo nakonec provedeno vyhodnocení výsledků výpočtu pro body v okolí hlavy a na povrchu tváře zvolené v souladu s relevantní literaturou. Byly vypočítány přenosové funkce mezi referenčním bodem (2,5 cm ventrálně před ústy) a těmito uzly a výsledky byly porovnány s publikovanými závěry. Pro zkoumané uzly ležící v různých polohách ventrálně před ústy byla do frekvencí okolo 3 kHz shoda s literaturou relativně dobrá. Pro body ležící na povrchu tváře na trase od úst k uchu byla shoda s literaturou menší. Tato skutečnost byla způsobena patrně faktem, že body uvažované v literatuře neležely přímo na povrchu tváře, ale v její těsné blízkosti. Svoji roli může mít i individuální morfologie každého jedince.

Dosažené výsledky dávají představu o vlivu tvaru lidské hlavy na frekvenční spektra vyslovované hlásky /a:/ a přináší mnoho podnětů k dalšímu výzkumu. Kromě výpočtů uvažujících ostatní české samohlásky by například mohlo jít o zahrnutí akustické absorpce pokožky hlavy, případně uvažování tlumení vlasů v oblastech jejich růstu. Na základě časových průběhů akustického tlaku by bylo dále možné syntetizovat výsledný zvuk v jednotlivých zkoumaných uzlech při vyslovování hlásky /a:/. K těmto krokům nemohlo z časových důvodů být přikročeno.

Pro budoucí zlepšování dosahovaných výsledků by za předpokladu vyšších budoucích hardwarových možností bylo vhodné vytvořit jemnější síť konečných prvků. Lze se domnívat (viz [20], [26]), že ke zrychlení a zpřesnění výsledků numerických simulací by přispělo i vytvoření zcela nové sítě hexaedrických prvků a např. v prostřední ICEM CFD, jež je ve školních laboratořích přístupný, nebo například ANSA či Altair HyperMesh.

11 Literatura

- [01] TITZE, I.R. The Myoelastic Aerodynamic Theory of Phonation. Denver and Iowa City: National Centre for Voice and Speech, Denver and Iowa City, 2006, 424 s. ISBN-10: 0874141567.
- [02] ZIENKIEWICZ, O.C., TAYLOR, R.L. The Finite Element Method: Volume 1, Fifth Edition. Oxford: Butterworth-Heineman, September 11, 2000, 689 s. ISBN-10: 0750650494
- [03] ŠVEC, J. G. On Vibration Properties of Human Vocal Folds. Dissertation Thesis, University of Groningen, the Netherlands. 2000, 132 s. ISBN: 90-367-1235-1
- [1] ŠVEC, J. G. Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu. Disertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci. 1996, 91 s.
- [2] KLÍMA, J. Výpočtové modelování funkce lidských hlasivek. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 83 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.
- [3] RADOLF, V. Přímá a inverzní úloha v akustice vokálního traktu člověka. Disertační práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. 2010. 95 s.
- [4] PAVLICA, O. Výpočtové modelování interakce kmitajících hlasivek s proudem vzduchu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 108s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Svancara, Ph.D.
- [5] ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J. Numerical modelling of effect of tonsillectomy on production of Czech vowels. Acta Acustica united with Acustica 92, 681-688. 08/2006. 8 s.
- [6] VAMPOLA T., HORÁČEK J., ŠVEC J.G. FE Modeling of Human Vocal Tract Acoustics. Acta Acustica united with Acustica 94, 433 – 447. 2008. 15 s.
- [7] Detail předmětu bioakustika (RBK), Stránky VUT v Brně [online]. [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <<https://www.vutbr.cz/studium/ects-katalog/detail-predmetu?apid=122368>>.
- [8] Wikipedia: The Free Encyclopedia [online]. 26.4.2013 [cit. 2013-05-05]. Bioacoustics. Dostupné z WWW: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Bioacoustics>>.
- [9] JANÍČEK, P. Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky. Hledání souvislostí. Brno: CERM, VUTIUM. 2007. 735 s. ISBN: 978-80-7204-555-6.
- [10] JANÍČEK, P., MAREK, J. Expertní inženýrství v systémovém pojetí. Brno: Grada. 2013. 592 s. ISBN: 978-80-247-4127-7.
- [11] LAN, H. An Investigation into the Dynamic Response of Vocal Folds. Diploma thesis, Auckland University of Technology, 2006. 118 s.
- [12] HRŮZA, V. Modelování funkce hlasivek pomocí MKP. Disertační práce, Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně. 2007. 87 s.

- [13] Wikiskripta: Larynx [online]. 8.4.2012 [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Larynx>>.
- [14] KOB, M. Physical Modeling of the Singing Voice. Diploma thesis, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2002. 166 s.
- [15] MIŠUN, V. Tajemství lidského hlasu. Brno: VUTIUM. 2010. 381 s. ISBN: 978-80-214-3499-8.
- [16] Glottopedia: Liljencrants-Fant model [online]. 16.2.2009 [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <http://www.glottopedia.de/index.php/Liljencrants-Fant_model>.
- [17] TITZE, I.R. Principles of Voice Production. Prentice Hall, 1994. 354 s. ISBN-10: 013717893X.
- [18] BECKER, S., KNIESBURGES, S., MÜLLER, S., DELGADO, A., LINKE, G., KALTENBACHER, M., DÖLLINGER, M. Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model. Acoustical Society of America. 2008. 11 s.
- [19] HEED, Ch. Sound absorption and acoustic surface impedance. Stockholm: 2008. 12 s.
- [20] CROCKER, M., J. Handbook of Noise and Vibration Control. Wiley, 2007. 1600 s. ISBN-13: 978-0471395997.
- [21] ANSYS Manual, ANSYS Inc. 2011.
- [22] SEDLÁČEK, K. Základy audiologie. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1956. 421 s.
- [23] Teorie k výpočtům vlastních frekvencí kavit jednoduchých tvarů [online]. [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:ihtKUFgRwhAJ:biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php%3Foption%3Dcom_phocadownload%26view%3Dcategory%26download%3D96%253Ateorie_k_vypoctum_vlastnich_frekvenci_kavit_jednoduchych_tvaru.pdf%26id%3D5%253Afrvs_matug%26Itemid%3D96%26lang%3Dcs+%&cd=1&hl=cs&ct=clnk>.
- [24] MIŠUN, V. Vibrace a hluk. Brno: Akademické nakladatelství CERM. 2005. 177 s. ISBN: 80-214-3060-5.
- [25] VALIŠOVÁ, Š. Vliv exostóz na sluch. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 68 s. Vedoucí bakalářské práce doc. RNDr Karel Pellant, CSc.
- [26] ŠVARC, M. Tvorba konečněprvkových modelů lidského vokálního traktu a prostoru okolo hlavy na základě dat z počítačové tomografie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 59 s. Vedoucí Ing. Pavel Švancara, Ph.D.
- [27] ANSYS ICEM CFD 11.0 Tutorial Manual [online]. 2007 [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <<http://fernandobatista.net/education/project/Ansys12/Tutorials/PDF/itut110.pdf>>.

- [28] Sugiyama, K., Irii, H. Comparison of the Sound Pressure Radiation from a Prolate Spheroid and the Human Mouth. Tokyo Institute of Polytechnics. ACUSTICA Vol. 73, 1991. 6 s.
- [29] BEERS, Ch., KLEIN, E., CELMER, R. D. Behind the Lip Plane Acoustic Radiation Study of Human Subjects and Head and Torso Simulators. University of Hartford Acoustics, 2006. 28 s.
- [30] ANSYS ICEM CFD/AI*Environment 10.0 User Manual [online]. 2006 [cit. 2013-05-05]. Dostupné z WWW: <<http://www.scribd.com/doc/50701220/Ansys-ICEM-CFD-10-0-Manual>>.
- [31] Abé A., Hayashi, K., Sato, M. Data Book of Mechanical Properties of Living Cells, Tissues and Organs. Springer-Verlag, Tokyo, 1996.
- [32] LESSARD, Ch., S. Signal Processing of Random Physiological Signals. Morgan & Claypool Publishers. 2006. 222 s. ISBN13: 9781122851213.
- [33] CROCKER, M., J. Handbook of Acoustics. Wiley-Interscience, 1998. 1488 s. ISBN-13: 978-0471252931.
- [34] BERGER, E., H., ROYSTER, L., H. The Noise Manual. American Industrial Hygiene Association, U.S., 2001. 796 s. ISBN-13: 978-1931504171

12 Seznam obrázků

2.1,	Podmnožiny systému podstatných veličin	12
3.1.1,	Partie lidského těla podílející se na vzniku hlasu	16
3.1.2,	Schema dýchacího ústrojí jako akustického systému	17
3.2.1,	Formování frekvenčního spektra hlasu podle teorie zdroje a flitru	18
3.2.2,	Akustické vlny českých samohlásek a jim korespondující frekvenční spektra	18
3.3.1,	Laryngoskopický pohled na hrtan shora	19
3.3.2,	kostra hrtanu a některé důležité okolní partie	20
3.3.3,	vnitřní svalstvo hrtanu	21
3.3.4,	svalstvo hrtanu	22
3.3.5,	svalstvo hrtanu 2	22
3.4.1,	Koronární řez hrtanem znázorňující ohraničení hrtanových prostor	23
3.4.2,	schematické znázornění vrstev hlasivky v koronárním řezu	23
3.4.3,	tvár hlasivky v jednotlivých fázích fonace, po řádcích postupně zleva doprava	24
3.4.4,	schematické znázornění pohybu hlasivek jako složení eliptického pohybu a pohybu slizniční vlny	24
3.4.5,	některé vlastní tvary kmitu hlasivky	25
3.5.1 a)	tvár vokálního traktu při formování českých samohlásek, schematicky	26
3.5.1 b)	konečnoprvkový model vokálního traktu nastaveného na českou hlásku /a:/	26
3.5.2,	vliv subglotických resonancí na amplitudu vibrací hlasivek	27
4.1.1,	Spektrogramy českých samohlásek /u/, /o/, /a/, /e/, /i/. Nahoře úzkopásmový spektrogram, dole širokopásmový spektrogram	28
4.2.1,	Průměrné hlasové pole získané analýzou devíti školených ženských hlasů	29
5.1.1,	LF model lidského hlasu	31
5.1.2,	Frekvenční spektrum LF modelu	31

5.2.1,	Tvar vzduchového kanálu ve třech stádiích rozevření, model proudění vzduchu mezi hlasivkami	32
5.3.1,	CT snímek vokálního traktu nastaveného na českou samohlásku /a:/	32
5.3.2,	3D model\ vokálního traktu, a); odvozený model uspořádaný z válcových elementů b); první vlastní frekvence obdobně modelovaného traktu, c)	33
5.4.1,	konečnoprvkový model vokálního traktu pro české samohlásky (/a:/,/e:/,/i:/,/o:/,/u:/)	33
6.1,	Geometrie modelu vokálního traktu /a:/ s konstantní výškou kanálu 20 mm	35
6.2,	hliníkové modely vokálního traktu; nahoře reálný tvar, dole napřimený tvar	35
7.1,	rozměry modelu geometrie náhradní tělesa [mm]	36
7.3.1,	prvek FLUID30	38
7.3.2,	FLUID130	38
7.3.3,	konečnoprvková síť vytvořená na modelu geometrie náhradního tělesa, ANSYS	39
7.4.1,	Časový průběh budícího pulsu, matlab	40
7.4.2,	Frekvenční spektrum odpovídající budícímu pulsu	40
7.4.3,	průběh akustického tlaku v trubici zastupující vokální trakt; barevná škála v [Pa], ANSYS	41
7.4.4,	průběh akustického tlaku vně kvádrů reprezentujícího hlavu; barevná škála v [Pa], ANSYS	41
7.4.5,	časový průběh akustického tlaku na volném konci kavity u modelu náhradního tělesa, matlab	42
7.4.6,	frekvenční spektrum vypočítané na základě časového průběhu akustického tlaku na volném konci trubice, matlab	42
7.5.1,	Akustické mody kavity na jedné straně zavřené	43
8.1,	Zpracování tomografických řezů v prostředí ITK Snap	45
8.2,	Neúplnost CT snímků v oblasti temene	45
8.3,	stereolitografická geometrie; a) před úpravou v ATOS Pro, b) po domodelování oblasti kalvy, SolidWorks	46
8.2.1,	vlevo načtená síť stereolitografické geometrie, vpravo zobrazení ploch, ICEM CFD	47
8.2.2,	vlevo řez kompletní MKP sítí, vpravo detail hlavy vč. vokálního traktu, ANSYS	48
8.3.1,	prvních šest vlastních tvarů vokálního traktu, barevná škála normalizována k 1, ANSYS	48
8.4.1,	časový průběh akustického tlaku v bodě na hranici úst, matlab	49
8.4.2,	frekvenční spektrum vypočtené z časového průběhu akustických tlaků v bodě na hranici úst, matlab	49
8.6.1,	časový průběh jedné periody LF modelu použitého k buzení spodního konce vokálního traktu, matlab	50
8.6.1,	frekvenční spektrum použitého LF modelu, matlab	51
8.6.2,	Průběh akustického tlaku v řezu detailem vokálního traktu; barevná škála v [Pa], ANSYS	51
8.6.3,	Průběh akustického tlaku v řezu analyzovaným obklopujícím prostorem; barevná škála v [Pa], ANSYS	52
9.1,	poloha mikrofону při experimentech prováděných v rámci	52
9.2,	Beers, mikrofonní pole na tváři figuranta	53
9.3 a),	množina zkoumaných uzlů v přímém ventrálním směru	53

9.3 b), množiny zkoumaných bodů s vertikální odchylkou od přímého ventrálního směru	53
9.3 c), množiny zkoumaných bodů s horizontální odchylkou od přímého ventrálního směru	54
9.4 a), Časový průběh akustického tlaku na hranici úst, matlab	54
9.4 b), Časový průběh akustického tlaku 30cm ventrálně, matlab	54
9.4 c), Časový průběh akustického tlaku 30cm kolmo vpravo od úst, matlab	55
9.4 d), Časový průběh akustického tlaku 50cm ventrálně a 30° kraniálně od úst	55
9.4 e), Časový průběh akustického tlaku v těsné blízkosti levého vnějšího zvukovodu, matlab	56
9.5, přenosové funkce bodů v přímém ventrálním směru vzhledem k referenčnímu bodu 2,5cm před ústy, matlab	57
9.6, frekvenční spektra publikovaná v [27]	57
9.7, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší vertikální skupině, matlab	58
9.8, frekvenční spektra publikovaná v [27] 2	58
9.9 a), Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší horizontální skupině, dexter, matlab	59
9.9 b), Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v bližší horizontální skupině, sinister, matlab	59
9.10, frekvenční spektra publikovaná v [27] 3	60
9.11, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v zazaší horizontální skupině, matlab	60
9.12, frekvenční spektra publikovaná v [27] 3	61
9.13, Přenosová funkce mezi referenčním bodem (2,5cm před ústy) a body v zazaší vertikální skupině, matlab 63	63
9.14, frekvenční spektra publikovaná v [27] 4	63
9.15, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři umístěných v souladu s [28], matlab	64
9.16, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři umístěných v souladu s [28], matlab	64
9.17, přenosové funkce mezi referenčním bodem a body na pravé tváři v souladu s [27], matlab	65

13 Seznam tabulek

tab. 7.1, materiálové vlastnosti	36
tab. 7.2, srovnání vlastních frekvencí vypočtených analyticky resp. pomocí MKP	43
tab. 8, srovnání výsledků modální a přechodové analýzy s literaturou	50

14 Seznam veličin a symbolů

Ω	– objekt	
$\Sigma(\Omega)$	– Systém podstatných veličin objektu	
S_i	– podmnožiny systému podstatných veličin	$[-]$
v_i	– veličiny podmnožin systému podstatných veličin	$[-]$
F_i	– frekvenční maxima, formanty	$[Hz]$
t_p	– čas maximální hodnoty proudu vzduchu	$[s]$
E_e	– minimální hodnota derivace proudu (záporná hodnota)	$[s]$
t_e	– čas minimální hodnoty E_e	$[s]$
t_a	– efektivní trvání zpětné fáze	$[s]$
$Ug(t)$	– objemová rychlost vzduchu	$[m^3s^{-1}]$

r_k	– poloměr obklopujícího kulového prostoru	$[m]$
λ	– vlnová délka	$[m]$
c_0	– rychlost zvuku v prostředí	$[ms^{-1}]$
f_{dom}	– dominantní frekvence	$[Hz]$
MU	– parametr tlumení v prostředí ANSYS	$[-]$
α	– <i>součinitel zvukové pohltivosti</i>	$[-]$
Z	– impedance	$[Pa s m^{-1}]$
β	– koeficient pohltivosti β	$[-]$
γ	– poměr maximálního měřeného k minimálnímu měřenému tlaku	$[-]$
ρ	– hustota prostředí	$[kg m^{-3}]$
c	– je rychlost šíření zvuku prostředím	$[m s^{-1}]$
A_{max}	– maximální přípustná velikost prvků	$[m]$
λ_{min}	– minimální vlnová délka	$[m]$
L	– délka trubice	$[m]$
f_i	– i-tá vlastní frekvence	$[Hz]$