České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní

**Czech Technical University in Prague, Faculty of Mechanical Engineering** 

Dr. Ing. Tomáš Vampola

Modelování akustických vlastností poškozeného vokálního traktu člověka se zaměřením na predikci změny hlasové kvality

Modeling of Acoustical Characteristics of Faulty Human Vocal Tract Due to Prediction of the Voice Quality Changes

### **Summary**

The theme of the habilitation lecture is suggest the suitable way how to model acoustic transmission in the human vocal tract. Solution of this phenomenon brings new findings that can be used in the medical practice for the optimal medical care and rehabilitation procedures of handicapped persons. The goal is to suggest computational models of the human vocal tract that can be successfully used for the research of the acoustic behaviour of the gorge and supraglotic cavities as well as for the research of the voice generating mechanism. Assembling of the geometric configuration of the FE models of the vocal tracts during phonation of the Czech vowels by direct transformation of the magnetic resonance images is described. A new suggested algorithm for the reverse transformation of the 3D FEA model to the fully parametric geometric model is described. The parameters of the vocal tract model are identified based on experimentally measured data. Assembling of the reduced stiffness and mass matrices describing the solved problem is presented together with the shape optimization of the vocal tract model by genetic algorithms. The derived fully parametric models are used for prediction of the voice quality of the faulty vocal tracts. An influence of the velopharyngeal insufficiency on variation of the voice quality is proved.

### Souhrn

Tématem habilitační přednášky je návrh vhodných přístupů modelování přenosu zvuku vokálním traktem, jehož řešením mohou být získány poznatky aplikovatelné v lékařské praxi při návrhu optimálních metod léčby a rehabilitačních procedur u postižených osob. Byly navrhnuty výpočtové modely vokálního traktu člověka, které mohou být úspěšně využívány pro výzkum problémů, spojených s akustickými vlastnostmi hrtanu a supraglotických prostor a s mechanismem generování hlasu. Je prezentován způsob sestavení geometrického tvaru MKP modelů vokálních traktů při fonaci českých samohlásek přímou transformací geometrických dat ze snímků metody magnetické rezonance. Je uveden nově navržený postup zpětné transformace 3D MKP modelu do plně parametrického geometrického modelu umožňující snadnou modifikovatelnost geometrické konfigurace vokálního traktu a je prezentován jeho způsob ladění podle měřených tlakových charakteristik. Dále je uvedena metoda sestavení redukovaných matic tuhosti a hmotnosti popisující řešený problém a jejich využití při tvarové optimalizaci vokálního traktu pomocí genetických algoritmů. Odvozené modely byly použity pro ověření možnosti jejich použití při predikci hlasové kvality defektního vokálního traktu. Byl prošetřen vliv velikosti nedomykavosti patro hltanového uzávěru vokálního traktu na kvalitu hlasového projevu.

- Klíčová slova: biomechanika lidského hlasu, akustika, hlasová kvalita, nedomykavost uzávěru měkkého patra, redukce modelu, tvarová optimalizace, vícekriteriální parametrická optimalizace, ladění modelu, modální a přechodová analýza supraglotického traktu
- **Keywords:** biomechanics of human voice, acoustics, voice quality, velopharyngeal insufficiency, model reduction, shape optimization, multiobjective parameter optimization, model tuning, modal and transient analysis of supraglottal tract

České vysoké učení technické v Praze

Název:	Modelování	akustických	vlastností	poškozeného	vokálního
	traktu člověk	a se zaměření	m na predik	ci změny hlaso	ové kvality
Autor:	Dr. Ing. Tom	áš Vampola			
Počet stran:	24				
Náklad:					

© Tomáš Vampola, 2006 ISBN

## Obsah

	Summary	2
	Souhrn	3
	Klíčová slova	4
	Obsah	5
1.	Úvod	6
2.	Geometrická konfigurace reálného vokálního traktu člověka	6
3.	Parametrické 3D MKP modely vokálního traktu člověka	7
4.	Budicí puls	8
5.	Energetické ztráty vokálního traktu při fonaci	9
6.	Citlivost 3D MKP modelu vokálního traktu na změnu geometrické konfigurace	11
7.	Redukce 3D MKP modelu vokálního traktu	12
8.	Tvarová optimalizace vokálního traktu	14
9.	Nedomykavost uzávěru měkkého patra	16
10.	Závěr	21
	Literatura	23
	Odborný životopis	24

## 1. Úvod

Obor biomechaniku hlasu, zabývající se generováním zvuku hlasivkami a šířením zvukových vln vokálním traktem člověka je vědním oborem, který se v současné době velmi dynamicky rozvíjí. Analýza generace zvuku hlasivkami a jeho šíření vokálním traktem, lebečními kostmi, měkkými tkáněmi lidské hlavy až k percepci zvuku příslušnými mozkovými centry představuje velmi složitý komplexní problém. Defekt některého z prvků přenosového systému má za následek poruchy vnímání zvuku člověkem a tím i vlastního hlasového projevu. Proto je nutné věnovat náležitou pozornost analýze reálných cest šíření zvuku a jejich vibroakustických charakteristik. Výpočtové modely a zejména numerické simulace fonace v časové oblasti mohou být využívány při studiu generace hlasu, k modelování vlivu vrozených vad v oblasti vokálního traktu člověka, k simulacím pooperačních stavů osob s nedomykavostí uzávěru měkkého patra, resp. pacientů po odstranění nádorů.

Kmitočtový rozsah řeči pokrývá téměř celé sluchové pásmo asi od 80 Hz do 16 kHz. Většina energie řeči je obsažena v kmitočtech pod 1 kHz a prakticky veškerá energie do 2 kHz. Zbytek energie obsažený ve vysokých tónech má však pro srozumitelnost řeči velký význam, neboť sluch je v těchto oblastech citlivější. Proto je nutné sestavit pro posouzení změny hlasové kvality v důsledku geometrické modifikace vokálního traktu či jeho patologické změny takové matematické modely, které jsou s dostatečnou přesností schopné zahrnout i vliv vyšších frekvenčních rozsahů. Před odpovězením otázky změny hlasové kvality v důsledku patologické změny vokálního traktu člověka je nezbytné verifikovat výsledky predikované hlasové kvality s reálnými měřenými daty. Základním problémem zůstává, jak efektivně dosáhnout shody měřených dat na reálném vokálním traktu a dat generovaných matematickým modelem vokálního traktu.

Obsahem této přednášky je zobecnění postupů tvorby matematických modelů vokálního traktu člověka vhodných pro analýzu vlivů defektů vokálního traktu a jejich aplikace na prošetření vlivu nedomykavosti uzávěru měkkého patra na změnu hlasové kvality při fonaci českých samohlásek.

## 2. Geometrická konfigurace reálného vokálního traktu člověka

Výchozí geometrická konfigurace reálného vokálního traktu člověka, byla získána pomocí metody magnetické rezonance. Sledovaný subjekt začal dlouhodobou inkresivní fonaci před spuštěním snímkování a ukončil ji po skončení celé expoziční doby. Datové soubory z metody magnetické rezonance byly transformovány do formátu DICOM 3.0. Voxel model vokálního traktu, určující hraniční oblasti měkkých tkání ohraničujících supraglotický prostor, byl vytvořen na počítači metodou segmentace jednotlivých tkání v každém sagitálním řezu [1, 2]. Na povrchu voxel modelu byla vytvořena síť trojúhelníkových konečných prvků. Po optimalizaci počtu rovinných prvků byl vygenerován prostorový MKP model supraglotického prostoru, příslušný

fonované samohlásce. Na obr. 1 je prezentován snímek z metody MR ve středním sagitálním řezu. Na obr. 2 je ukázán MKP model vokálního traktu odvozený přímou transformací snímků magnetické rezonance do MKP sítě. Takto získaná geometrická data byla využita k tvorbě parametrických modelů vokálního traktu.







Obr. 2 MKP model , hláska /a:/

## 3. Parametrické 3D MKP modely vokálního traktu člověka

Postup tvorby výpočtového modelu dle předcházejícího odstavce vede ke generování MKP sítě diskutabilní kvality. Podstatnější nevýhodou je však ztráta informací o geometrických entitách modelu. Tvarová modifikace, či připojení spolukmitající hraniční tkáně na takto vytvořený model je značně komplikované.





**Obr. 4** Průřezové charakteristiky vokálního traktu, hláska /a:/

Proto byl navržen algoritmus zpětné transformace MKP sítě do geometrických entit. Jejich důsledná parametrizace umožňuje následnou snadnou geometrickou modifikovatelnost včetně připojení spolukmitajících

hraničních tkání. Algoritmus je založen na principu definičních řezů [3]. Hranice definičních řezů jsou proloženy B-splinem s definovanou hustotou řídících bodů. Jednotlivé definiční řezy jsou opět propojeny B-splinovou křivkou, které tvoří hraniční křivky obvodových ploch rekonstruovaného objemu.

Na obr. 3 jsou uvedeny definiční řezy použité pro rekonstrukci vokálního traktu člověka při fonaci české samohlásky /a:/. Obr. 4 prezentuje průřezové charakteristiky jednotlivých definičních řezů. Zrekonstruovaný parametrický geometrický model vokálního traktu při fonaci české samohlásky /a:/ podle námi navrženého postupu je uveden na obr. 5.



Obr. 5 Rekonstruovaný geometrický model hlásky /a:/

### 4. Budicí puls

Při numerické simulaci fonace vyvstává otázka vhodného buzení systému. Hlasivky v podstatě generují periodicky se opakující rozruch, který se dále šíří vokálním traktem. Pro další analýzy byl použit tzv. čtyř parametrický Liljencrantsův-Fantův model definující rozruch generovaný hlasivkami pomocí časové derivace objemové rychlosti [4]. Pro každou základní periodu hlasivkového signálu lze vyjádřit časovou derivaci objemové rychlosti ve tvaru

$$\frac{\mathrm{d}(w_{g})}{\mathrm{d}t} = \begin{cases} E_{0}e^{\alpha t}\sin(\omega_{g}t), & 0 < t < t_{e} \\ -\frac{E_{e}}{\varepsilon t_{a}}\left(e^{-\varepsilon(t-t_{e})} - e^{-\varepsilon(t_{e}-t_{e})}\right), & t_{e} \leq t \leq T_{0}, \end{cases}$$
(1)

kde čas t leží v intervalu  $[0, T_0]$ .  $T_0$  je perioda pohybu odpovídající základní frekvenci pro kterou je puls generován. Hodnoty  $t_p, t_e$  a  $t_a$  spolu s parametrem  $E_e$  a základní periodou pohybu jednoznačně definují tvar generovaného pulsu viz obr. 6. Výraz pro hodnotu objemové rychlosti  $w_g(t)$  procházející hlasivkovou štěrbinou lze odvodit integrací definičních vztahů (1). Zavedeme-li bezrozměrové parametry

$$R_{a} = \frac{t_{a}}{t_{c} - t_{e}}, \ R_{k} = \frac{t_{e} - t_{p}}{t_{p}}, \ R_{g} = \frac{T_{0}}{2 t_{p}},$$
(2)

lze pro zvolené parametry  $E_e = 0.4 \text{ m}^3 \text{s}^{-2}$ ,  $R_g = 1.12$ ,  $R_k = 0.34$  a základní frekvenci  $F_0 = 100 \text{ Hz}$ , odpovídající mužskému hlasu a podmínky spojitosti objemové rychlosti dopočítat zbývající parametry.



**Obr. 6** Budící puls časové derivace objemové rychlosti v úrovni hlasivek

**Obr. 7** Budící puls objemové rychlosti v úrovni hlasivek

Na obr. 6 je uveden budicí puls časové derivace objemové rychlosti s vyznačenými řídícími parametry tak, jak byl použit pro následné numerické simulace fonace. Na obr. 7 je uveden budicí puls objemové rychlosti získaný integrací definičních vztahů (1).

### 5. Energetické ztráty vokálního traktu při fonaci

Mezi nejvýraznější mechanismy disipace energie vokálního traktu patří vyzařování akustické vlny v rovině úst do otevřeného akustického prostoru. Běžně je tento jev modelován pístově kmitající tuhou kruhovou deskou v nekonečné stěně v [5, 6] je odvozen vztah pro frekvenčně závislou akustickou impedanci ve tvaru

$$Z_{a} = \frac{c_{0}\rho_{0}}{\pi R^{2}} \left( 1 - \frac{J_{1}(2kR)}{kR} + i\frac{H_{1}(2kR)}{1+kR} \right),$$
(3)

kde Besselovu funkci  $J_1$  a Strůveho funkci  $H_1$  lze vyjádřit pomocí řad [7, 8]

$$J_{1}(2kR) = \left(\frac{2kR}{2}\right) \sum_{m=0}^{\infty} \frac{(-1)^{m}}{m!(m+1)!} \left(\frac{2kR}{2}\right)^{2m},$$

$$H_{1}(2kR) = \sum_{m=0}^{\infty} \frac{(-1)^{m}}{\Gamma(m+3/2)\Gamma(m+3/2+1)} \left(\frac{2kR}{2}\right)^{2m+2}.$$
(4)

Ve vztahu (3) je  $c_0$  rychlost šíření zvuku v daném prostředí,  $\rho_0$  je hustota daného prostředí, *R* je ekvivalentní poloměr kruhové desky vypočtený z plochy definičního řezu v rovině úst a  $k = \omega c_0^{-1}$  je vlnové číslo. Gamma funkci lze vyjádřit ve tvaru

$$\Gamma(x) = \int_{0}^{\infty} t^{(x-1)} e^{(-t)} dt.$$
 (5)

Ze vztahu (3) lze definovat normovanou akustickou vyzařovací impedanci

$$Z_n = Z_a \frac{\pi R^2}{c_0 \rho_0}.$$
 (6)

Frekvenční závislost normované akustické vyzařovací impedance pro variující rozměry poloměru tuhé kmitající desky je uvedena na obr. 8. Na obr. 9 je uvedena obdobná charakteristika pro nižší frekvenční rozsah.







Mezi ostatní mechanismy disipace energie vokálního traktu lze zahrnout ztráty vedením tepla, ztráty absorpcí energie poddajnými stěnami tvořící akustický prostor vokálního traktu, ztráty v důsledku kmitání stěn, ztráty v hlasivkové štěrbině či turbulentní ztráty v důsledku zakřivené geometrie vokálního traktu. Všechny tyto minoritní energetické ztráty byly při numerických simulacích respektovány součinitelem akustické admitance na hranici řešeného akustického prostoru  $\beta = r (\rho_0 c_0)^{-1}$ , kde *r* je reálná složka akustické impedance.

$$\alpha = \frac{1}{0.5 + 0.25 \left(\frac{r}{\rho_0 c_0} + \frac{\rho_0 c_0}{r}\right)} = \frac{1}{0.5 + 0.25 (\beta + \beta^{-1})},$$
(7)

Součinitel akustické admitance  $\beta \in \langle 0,1 \rangle$  lze vztahem (7) propojit se součinitelem pohltivosti pro kolmý dopad akustických vln, který je v dobré shodě s měřenými údaji akustické impedance a jeho hodnoty jsou pro širokou škálu materiálů tabelovány [9].

# 6. Citlivost 3D MKP modelu vokálního traktu na změnu geometrické konfigurace

Při snaze predikovat změnu hlasové kvality při geometrické modifikaci vokálního traktu (přidání, odebrání akustického prostoru) je nezbytné naladit MKP model tak, aby generoval tlakové charakteristiky, obdobné charakteristikám získanými při reálném měření. Ladění tlakových charakteristik na plném MKP modelu je časově velmi náročný problém, nehledě na nutnost získat plně parametrický popis modelu. S ohledem na typickou topologickou konfiguraci vokálního traktu při fonaci samohlásek, byla použita metoda superelementů redukující plný MKP model na přijatelný rozměr matic popisujících akustický prostor vokálního traktu. Tento redukovaný model je možné použitím vícekriteriální optimalizace ladit na hodnoty vlastních frekvencí obdržených z analýzy tlakových charakteristik měřených v úrovni úst. Při sestavení výpočtového modelu ze snímků magnetické rezonance získáme s ohledem na rozlišovací schopnost metody, model zatížený jistou mírou neurčitosti výchozích geometrických údajů. Při následném ladění modelů vokálního traktu byla uvažována míra neurčitosti definičních řezů v rozsahu <-0.5mm, 1mm>. Mírou neurčitosti míníme "sfouknutí či nafouknutí" definičních řezů dle obr. 3. S ohledem na relativně velké množství optimalizačních parametrů se jeví účelné nejprve vyhodnotit frekvenční citlivost sestaveného modelu na variaci jednotlivých řezů v definovaném rozsahu. Pro posouzení citlivosti modelu, bylo uvažováno postupné variování jednotlivých definičních řezu. Dosažené výsledky pro samohlásku /a:/ jsou patrné z následujících obrázků.



**Obr. 10** Citlivost 3D modelu, frekvence F1





Z provedených citlivostních analýz lze odvodit místa vhodných modifikací s ohledem na změnu požadovaných hodnot frekvencí modelu a tím snížit počet optimalizačních proměnných.

### 7. Redukce 3D MKP modelu vokálního traktu

Tvarová optimalizace na úrovni plného MKP modelu je z časových důvodů nepřijatelná. Pro zrychlení výpočtu, byla použita metoda optimalizace na úrovni redukovaného modelu vokálního traktu. V literatuře je uváděna celá řada postupů pro redukci (kondenzaci) matic hmotnosti **M** a tuhosti **K** popisující daný akustický prostor [9, 10, 11, 12 či 13]. Všechny tyto metody vycházejí z metody statické Guyanovy kondenzace a rozšiřují ji na dynamické (frekvenčně závislé) úlohy. Přesnost každé kondenzační metody je poplatná nejen topologické konfiguraci redukované soustavy, ale i počtu uzlů do kterých je systém kondenzován. Rozdělíme-li matice hmotnosti a tuhosti popisující pohybovou rovnici řešeného problému v diskretizovaném tvaru, dle volby tzv. "master" (m) a "slave" (s) stupňů volnosti, lze submatice příslušející "slave" stupňům volnosti z daného problému eliminovat. Nejlepších výsledků, s ohledem na počet uzlů do kterých byla soustava redukována, versus dosažená přesnost kondenzace , bylo dosaženo iterovanou IRS metodou [14], kde redukované matice hmotnosti a tuhosti soustavy lze definovat ve tvaru

$$\mathbf{M}_{\rm IRS} = \mathbf{T}_{\rm IRS}^{\rm T} \mathbf{M} \mathbf{T}_{\rm IRS}, \quad \mathbf{K}_{\rm IRS} = \mathbf{T}_{\rm IRS}^{\rm T} \mathbf{K} \mathbf{T}_{\rm IRS}.$$
(8)

Pro vyjádření transformační matice  $T_{IRS}$  může být použito iteračního schématu ve tvaru

$$\mathbf{T}_{_{\mathrm{IRS},i+1}} = \mathbf{T}_{_{\mathrm{S}}} + \mathbf{S} \mathbf{M} \mathbf{T}_{_{\mathrm{IRS},i}} \mathbf{M}_{_{\mathrm{IRS},i}}^{-1} \mathbf{K}_{_{\mathrm{IRS},i}}, \quad i = 0, 1, \dots, n.$$
(9)

kde matice **S** je

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_{ss}^{-1} \end{bmatrix}.$$
(10)

Pro počáteční iteraci použijeme matice získané statickou kondenzací

$$\mathbf{T}_{_{\mathrm{IRS},0}} = \mathbf{T}_{_{\mathrm{S}}}, \quad \mathbf{M}_{_{\mathrm{IRS},0}}^{_{-1}} = \mathbf{M}_{_{\mathrm{red}}}^{_{-1}}, \quad \mathbf{K}_{_{\mathrm{IRS},0}} = \mathbf{K}_{_{\mathrm{red}}}.$$
(11)

Definice transformační matice  $T_s$  je zřejmá ze vztahu (12)

$$\begin{bmatrix} \mathbf{p}_{m} \\ \mathbf{p}_{s} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{I} \\ -\mathbf{K}_{ss}^{-1} \mathbf{K}_{sm} \end{bmatrix} \mathbf{p}_{m} = \mathbf{T}_{s} \mathbf{p}_{m}.$$
(12)

Z rovnice (10) vyplývá nutnost inverze matice tuhosti  $\mathbf{K}_{ss}$  řešeného systému. V případě, že naší snahou je eliminovat co největší počet uzlových parametru, dosahuje tato matice značných řádů. Tuto limitující podmínku

jsme obešli rozdělením systému na podoblasti, kde kondenzace byla provedena na úrovni těchto podoblastí, z nichž pak byly definovány výsledné redukované matice řešeného systému. S ohledem na topologickou konfiguraci vokálního traktu, byly testovány různé modely kondenzace superelementů.



Obr.	12 Dělení vokálního traktu r	na
	jednotlivé podoblasti	

**Obr.13** Model kondenzace superelementu

Na obr. 12 jsou uvedeny jednotlivé podoblasti odpovídající příslušným superelementům. Podoblasti byly voleny v souladu s definičními řezy použitými k rekonstrukci parametrického objemového modelu vokálního traktu. Na obr. 13 jsou naznačeny uzly použité ke kondenzaci superelementu. Na obr. 14 a 15 jsou uvedeny typické závislosti odchylek vlastních frekvencí jedné z redukovaných podoblastí od nominálních hodnot neredukované podoblasti.









Dosažená přesnost redukce je obdobná pro všechny řešené podoblasti. Je patrné, že dosahovaná přesnost je funkcí nejen počtu iterací, ale i výběru uzlů

do kterých je systém redukován. Pro následnou tvarovou optimalizaci byl odvozen algoritmus dynamického řízení počtu iterací na jednotlivých podoblastech. Dynamickým řízením počtu iterací na jednotlivých redukovaných podoblastech bylo dosaženo hodnot nepřesahujících diferenci 0.3% od nominální hodnoty frekvencí na neredukovaném systému a došlo k redukci cca 2700 stupňů volnosti na 66 na jednom superelementu. Výchozí MKP síť modelu vokálního traktu před redukcí stupňů volnosti je uvedena na obr. 16.

### 8. Tvarová optimalizace vokálního traktu

Tvarová optimalizace byla použita na úrovni redukovaného modelu vokálního traktu, kdy definiční řezy vokálního traktu byly variovány v definovaném rozsahu a následně byly jednotlivé podoblasti redukovány [15]. Z jednotlivých redukovaných matic byly sestaveny parametrické matice tuhosti  $\mathbf{K}_{\text{red},i}(p1,p2)$  a hmotnosti  $\mathbf{M}_{\text{red},i}(p1,p2)$ , kde i = 1 až N superelementů a p1,p2 jsou parametry ovlivňující modifikaci definičních řezů jednotlivých podoblastí. Z redukovaných matic podoblastí byla sestavena výsledná redukovaná matice hmotnosti a tuhosti vokálního traktu. Na obr. 17 je na ukázku uvedena plocha tuhostí pro superelement č. 1 pro prvek k<sub>13</sub>. Na osách *x* a *y* jsou uvedeny variace parametrů p1,p2 řídící "*sfouknutí"* či "*nafouknutí"* definičních řezů superelementů, osa *z* reprezentuje příslušnou hodnotu matice tuhosti.





**Obr. 17** Plocha tuhostí – superelement I prvek(1,3)

Hodnoty dosažených výsledků při použití redukovaného modelu jsou patrné z následující tabulky, kde pro rychlost zvuku  $c_0 = 353 \text{ ms}^{-1}$ , hustotu vzduchu  $\rho = 1.2 \text{ kgm}^{-3}$  a okrajové podmínky p = 0 Pa v úrovni úst a uzavřený akustický prostor v úrovni hlasivek jsou porovnávány vypočtené hodnoty vlastních frekvencí systému.

Frekvence č.	Původní model f [Hz]	Redukovaný model f [Hz]	Δ [Hz]	Δ [%]
F1	646	653	7	1.08
F2	1162	1168	6	0.51
F3	3036	3071	35	1.15
F4	3999	4054	55	1.37
F5	4191	4210	19	0.45
F6	4787	4909	122	2.54
F7	5639	5710	71	1.25
F8	6264	6306	42	0.68

Tab.1 Porovnání vlastních frekvencí neredukovaného a redukovanéhomodelu vokálního traktu pro samohlásku /a:/

Chybu ve výpočtu vlastních frekvencí v důsledku náhrady plných matic hmotnosti a tuhosti maticemi redukovanými lze v následné tvarové optimalizaci zohlednit modifikací cílové funkce. Pro ladění modelu na požadované hodnoty vlastních frekvencí byly použita vícekriteriální optimalizační metoda. Cílem vícekriteriálních optimalizačních metod je získání takzvaných hraničních Pareto množin. Jde o hranice oblastí dosažitelných výsledků, na nichž zlepšení jedné dílčí cílové funkce přináší zhoršení výsledků jiné dílčí cílové funkce. Při použití globálních optimalizačních metod stanovíme jednu celkovou cílovou funkci jako vážený součet uvažovaných dílčích kritérií. Ověření sestaveného algoritmu bylo provedeno na modelu vokálního traktu podle obr. 5, kde jednotlivé definiční řezy byly náhodně modifikovány v definičním oboru <-0. 5mm, 1mm>. Pro takto upravený model, byly vyšetřeny vlastní frekvence systému na které byl model následně optimalizován. Pro ladění systému byla použita optimalizace pomocí metody genetických algoritmů, kde cílová funkce byla volena ve tvaru

$$F_{krit} = \sum_{i=1}^{4} \xi_i (f_{opt,i} - \eta_i f_i)^2 + \zeta \sum_{i=1}^{24} p_i^2.$$
<sup>(13)</sup>

Koeficienty  $\xi_i$  zohledňují váhu jednotlivých vlastních frekvencí (prvé čtyři vlastní frekvence) na které je systém laděn. Koeficienty  $\eta_i$  zohledňují diferenci výpočtu vlastních frekvencí v důsledku použití redukovaných matic systému a koeficient  $\zeta$  zohledňuje vliv velikosti modifikace definičních řezů v cílové funkci. Pro zobrazení vícedimensionální oblasti řešení cílové funkce bylo použito průmětů ve směru jednotlivých souřadnicových os. Na obr. 18 a 19 jsou prezentovány průměty "*oblasti řešení* " cílové funkce ve směru souřadnicových os F1, F2. Pro cílovou funkci vyžadující naladění systému na definované prvé čtyři vlastní frekvence nalezne optimalizační metoda celou řadu řešení. Uvážíme-li, že výchozí geometrická konfigurace vokálního traktu získaná ze

snímků magnetické rezonance je nejlepší možný odhad reálného tvaru akustického prostoru vokálního traktu, pak zahrnutím podmínky minimální změny definičních řezů do cílové funkce zajistí výběr globálního minima ze všech přípustných nalezených lokálním minim řešeného problému.



**Obr. 18** Průmět oblasti řešení cílové funkce ve směru osy F1



**Obr. 19** Průmět oblasti řešení cílové funkce ve směru osy F2

### 9. Nedomykavost uzávěru měkkého patra

Sestavené 3D MKP parametrické modely byly využity pro modelování a posouzení defektů vokálního traktu, je analyzován vliv nedomykavosti uzávěru měkkého patra na fonaci hlásek postiženého subjektu. Z lékařské literatury je známo [16], že míra huhňavosti závisí na rezonančních vlastnostech dvou spojených rezonátorů – orálního a nazálního, přičemž je vypozorováno, že při tvorbě samohlásek je tzv. otevřenou huhňavostí nejméně ovlivněna samohláska /a:/ a nejvíce samohlásky /i:/ a /u:/. Nedomykavost uzávěru měkkého patra je stav, kdy měkké patro a svalovina hltanu v činnostech polykání, dýchání či řeči netvoří optimální uzávěr mezi oro a nazofaryngem, který je nutný pro nerušené provedení těchto funkcí. Akustická analýza velofaringeální insuficience je zaměřena především na změnu barvy hlasu, protože se jedná především o změny rezonanční. Pro modelování tohoto defektu řeči byl použit model vokálního traktu pro samohlásky /a:/ a /i:/ ke kterým byl dodefinován akustický prostor nazálního traktu [17, 18]. Akustické prostory byly propojeny dodatečným akustickým objemem proměnné velikosti modelující různý stupeň nedomykavosti uzávěru měkkého patra. Výpočtový model řešené soustavy je patrný z obr. 20 a 21.

Pro posouzení vlivu velikosti propojovacího akustického objemu mezi vokálním a nazálním traktem na fonaci českých samohlásek, byly nejprve pro sestavené modely vyšetřeny hodnoty vlastních frekvencí pro hustotu vzduchu 1.2 kgm<sup>-3</sup> a rychlost zvuku 353 ms<sup>-1</sup>. Na hraničních plochách modelu byla uvažována pohltivost akustických vln definovaná činitelem akustické

admitance  $\beta = 0.005$ . Akustický tlak v rovině úst a nosních otvorů byl předpokládán nulový.



**Obr. 20** Výpočtový model nedomykavosti uzávěru měkkého patra, hláska /a:/



Na obr. 22 jsou znázorněny prvé dva vlastní tvary kmitu řešené soustavy pro samohlásku /a:/, pro velikosti nedomykavosti uzávěru měkkého patra definovaného propojovací plochou  $S = 134 \text{ mm}^2$ . Na obr. 23 jsou uvedeny vlastní tvary kmitu převážně nazální rezonance pro model vokálního traktu při fonaci samohlásky /a:/ vybuzené v důsledku propojení akustických prostor. S rostoucí velikostí plochy *S*, propojující nosní a ústní dutinu, se ve frekvenčním spektru nad druhou formantovou frekvencí F2 postupně odděluje další, převážně nazální rezonance (F2 <  $f_{naso}$  < F3).



**Obr. 22** Vlastní tvary kmitu, hláska /a:/, F1=669 [Hz], F2=1030 [Hz], S=134 mm<sup>2</sup>



Na obr. 24 jsou znázorněny prvé dva vlastní tvary kmitu řešené soustavy pro samohlásku /i:/, pro velikosti nedomykavosti uzávěru měkkého patra definovaného propojovací plochou  $S = 134 \text{ mm}^2$ . Na obr. 25 jsou uvedeny vlastní tvary kmitu převážně nazální rezonance pro model vokálního traktu při fonaci samohlásky /i:/ vybuzené v důsledku propojení akustických prostor. Pro samohlásku /i:/ dochází k oddělování nazální rezonance již nad prvou formantovou frekvencí (F1 <  $f_{naso}$  < F2).



**Obr. 24** Vlastní tvary kmitu, hláska /i:/, F1=557 [Hz], F2=2538 [Hz], S=134 mm<sup>2</sup>

**Obr. 25** Vlastní tvary kmitu, hláska /i:/,  $f_{naso1}$ =1223 [Hz],  $f_{naso2}$ =1467 [Hz], S=134 mm<sup>2</sup>

Vypočtené hodnoty vlastních frekvencí pro samohlásku /a:/ jsou sumarizovány v tabulce 2, hodnoty vlastních frekvencí pro samohlásku /i:/ jsou uvedeny v tabulce 3. Zvýrazněné hodnoty přísluší vybuzeným nazálním tvarům kmitu.

F [Hz]	$S=0 \text{ mm}^2$	$S=50 \text{ mm}^2$	$S=134 \text{ mm}^2$	$S=255 \text{ mm}^2$
F1	-50.8±j644.2	-51.6±j 666.0	-51.7±j669.1	-51.7±j669.8
F2	-33.9±j1165.4	-49.2±j1014.9	-46.9±j1030.0	-45.0±j1038.2
f <sub>naso1</sub>	-	-36.8±j1368.4	-54.3±j1466.1	-55.0±j1712.7
f <sub>naso2</sub>	-	-54.2±j1419.4	-39.8±j1563.0	-43.3±j1841.2
F3	-49.1±j3034.8	-47.9±j2997.1	-47.7±j3031.1	-49.4±j3093.1
F4	-51.2±j3995.7	-51.6±j3168.6	-51.3±j3289.7	-48.2±j3415.1
F5	-43.2±j4191.2	-48.4±j3565.7	-48.7±j3631.7	-18.0±j3857.6

Tab.2 Vlastní frekvence pro samohlásku /a:/

F [Hz]	$S=0 \text{ mm}^2$	$S=50 \text{ mm}^2$	$S=134 \text{ mm}^2$	$S=255 \text{ mm}^2$
F1	-32.2±j255.0	-34.2±j 506.4	-35.5±j557.4	-35.8±j571.2
f <sub>naso1</sub>	-	-51.1±j1104.9	-49.7±j1223.8	-49.4±j1283.6
f <sub>naso2</sub>	-	-54.2±j1420.9	-54.4±j1467.8	-55.0±j1711.6
F2	-48.2±j2415.9	-49.1±j2490.1	-47.8±j2538.2	-45.5±j2584.6
F3	-73.4±j3135.8	-52.9±j3097.1	-70.2±j3158.8	-49.9±j3222.0
F4	-51.1±j3904.5	-68.9±j3140.9	-50.8±j3244.6	-60.3±j3509.9
F5	-77.0±j4738.6	-48.5±j3567.8	-48.8±j3634.1	-52.2±j3815.5

Tab.3 Vlastní frekvence pro samohlásku /i:/

Je zřejmé, že propojení akustických prostor nejen viditelně ovlivnil všechny tři formantové tvary kmitu pro frekvence F1-F3, ale zároveň způsobil vznik další rezonance v okolí frekvence  $f_{naso}$ . Při porovnání tvarů kmitání pro modely bez propojení (S = 0) a s propojením ( $S = 50, 132, 255 \text{ mm}^2$ ) je patrné, že tvary pro formanty F1, F2 a F3 jsou vzájemně afinní. Mezi formanty F2 a F3 byly vypočteny vždy dvě vlastní frekvence  $f_{naso}$  pro samohlásku /a:/ odpovídající převážně akustickým kmitům v nazální části MKP modelu. Pro samohlásku /i:/ se dvě vlastní frekvence  $f_{naso}$  oddělují mezi formanty F1 a F2. Prvá frekvence  $f_{naso,1}$  pro samohlásku /a:/ odpovídající převážně antisymetrickým kmitům v horizontálním směru (viz obr. 23). Druhá, oro-nazální frekvence  $f_{naso,2}$ odpovídá převážně symetrickým vertikálním kmitům vzduchu v ústní a nosní dutině. Pro samohlásku /i:/ je charakter kmitů opačný (viz obr. 25).

Pro posouzení změny kvality hlasového projevu v důsledku propojení vokálního a nazálního traktu byly provedeny numerické simulace fonace v časové oblasti [17]. Z vypočtených tlakových charakteristik byly generovány zvukové záznamy pro subjektivní posouzení hlasové kvality. Budicí puls v úrovni hlasivek byl uvažován ve tvaru definovaném v odstavci 4. Při výpočtu odezvy systému byla simulována frekvenčně závislá vyzařovací akustická impedance dle odstavce 5.

Na obr. 26 a 27 jsou prezentovány průběhy měrných akustických tlaků v rovině úst a nosu pro samohlásku /a:/ a /i:/. Je patrné, že v okamžiku propojení akustických prostorů dochází k poklesu tlaku před ústy. Pro samohlásku /a:/ v souladu s [16] nedochází k dramatické změně tlakových charakteristik s variující se plochou propojení vokálního a nazálního traktu. Naopak pro samohlásky /i:/ dojde k výraznému poklesu hodnot tlaků v rovině úst.



**Obr. 26** Normovaný tlak, S=50mm<sup>2</sup>, hláska /a:/



Vliv velikosti propojovacího objemu mezi vokálním a nazálním traktem na fonaci samohlásek /a:/ a /i:/ je patrný z obr. 28 a 29.



Obr. 28 Normovaný tlak, hláska /a:/



Obr. 29 Normovaný tlak, hláska /i:/

Uvedené průběhy jsou v souladu s klinickým ověřením, že huhňavostí je nejméně ovlivněna samohláska /a:/ a nejvíce samohlásky /i:/ a /u:/ [16].

Na obr. 30 a 31 jsou uvedeny přenosové funkce mezi hlasivkami a rovinou úst pro model soustavy modelující nedomykavost měkkého patra při fonaci hlásky /a:/ a /i:/ při buzení soustavy širokopásmovým pulsem, kde je patrný vznik nového rezonančního vrcholu poplatný oro-nasálnímu vlastnímu tvaru kmitu.





**Obr. 31** Přenosová funkce, hláska /i:/

Na sestavených parametrických modelech vokálního traktu se podařilo prokázat závěry, které jsou ve velmi dobré shodě s poznatky vyplývající z klinické praxe. Postup modelovaní defektního vokálního traktu prokázal schopnost poskytovat odpovědi požadované odborníky ve foniatrické praxi a lze je použít pro predikci změny hlasové kvality či k navržení postupu optimální léčby.

### 10. Závěr

Obsahem této habilitační přednášky je stručná prezentace postupů tvorby matematických modelů, které mohou být použity k predikci změny hlasové kvality vokálního traktu. Návrh sestavení výpočtových modelů vokálního traktu umožňující modelovat poškození vokálního traktu či varianty léčby postižených jedinců může ve spolupráci s odborníky z oboru foniatrie poskytnout cenný soubor informací pro vhodnou volbu optimálních metod léčby v klinické praxi. Vytvořená metodika poskytuje ucelený systematický přístup tvorby matematického modelu. Prezentované postupy vznikaly v průběhu řešení grantových projektů GAČR 106/98/K019 "Matematicko-fyzikální modelování vibroakustických systémů v biomechanice hlasu se zaměřením na vývoj náhradních materiálů a protéz" a GAČR 106/04/1025 "Modelování vibroakustických systémů se zaměřením na vokální trakt člověka" a byly průběžně publikovány na domácích i zahraničních konferencí. Zvolený postup tvorby matematických modelů byla ověřena na analýze jednoho z nejčastěji se vyskytujícího defektů vokálního traktu, kterou je nedomykavost uzávěru měkkého patra, kdy dojde k propojení vokálního a nazálního traktu způsobující "huhňavost pacienta". Pomocí numerických simulací fonací se na sestavených modelech podařilo prokázat závěry vyplývající z klinické praxe, že nedomykavostí uzávěru měkkého patra jsou narozdíl od samohlásky /a:/ nejvíce ovlivněny samohlásky /u:/ a /i:/. Postup modelovaní defektního vokálního traktu prokázal schopnost poskytovat odpovědi požadované odborníky ve foniatrické praxi a lze je použít pro predikci změny hlasové kvality či k navržení postupu optimální léčby.

Za hlavní dosažené vědecké přínosy prezentované v habilitační přednášce lze považovat:

- 1. Sestavení a odladění algoritmu zpětné transformace MKP sítě do plně parametrického geometrického popisu řešeného problému umožňující následné tvarové modifikace modelu.
- 2. Navržení a odladění algoritmu vhodného pro naladění řešeného systému podle reálných měřených tlakových charakteristik. Tento postup umožňuje dosáhnout shody akustických charakteristik výpočtového modelu a reálného objektu.
- 3. Ověření vhodnosti modelů pro analýzu poškozeného vokálního traktu člověka. Podařilo se prokázat závěry, které jsou ve velmi dobré shodě s poznatky vyplývající z klinické praxe a lze jej použít k navržení postupu optimální léčby.

Předkládaná práce vznikla z podmětů potřeb foniatrických specialistů v klinické praxi. Snahou bylo sestavit matematické modely šíření zvukového pulsu vokálním traktem. Důležitost řešeného problému vyvstává s ohledem na klinická statistická data z kterých vyplývá, že na každých 500 až 600 narozených dětí lze očekávat narození dítěte s vrozenou vadou vokálního traktu. Takto postižený jedinec trpí nejen sníženou kvalitou hlasového projevu, ale má problém i s vnímáním zvukového projevu. Proto je problematika sestavení vhodného matematického modelu umožňující modelovat a získávat teoretické poznatky osvětlující principy šíření zvukových vln ve vokálním traktu velmi aktuální. Na řešení uvedené problematiky je třeba pohlížet jako na dílčí závěry dlouhodobého procesu velmi komplexního problému, který by měl umožňovat analyzovat vznik zvukového pulsu v hlasivkách, jeho šíření vokálním traktem, lebečními kostmi, měkkými tkáněmi lidské hlavy, až k percepci zvuku příslušnými mozkovými centry.

Je zřejmé, že uvedené poznatky nejsou a ani nemohou být vyčerpávající vzhledem k šíří dané problematiky, avšak alespoň dílčím dílem přispěly k rozšíření poznatků v oboru biomechanika hlasu a lze na ně navázat v dalším zpřesňování a tvorbě výsledného komplexního modelu průchodu zvukové vlny vokálním traktem člověka.

### Literatura

- Kršek, P.: Possibilities of creation of FEM models from CT/MR data. In: Engineering Mechanics 2000, Svratka, 15.-18.5. 2000, Vol. 3, pp. 27 – 32, ISBN 80-86246-06-X.
- [2] Dedouch, K. Horáček, J. Vampola, T. Švec, J. Kršek, P.: Mathematical Modeling of Male Vocal Tract. In 2nd International Workshop on Model and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications. Ciampino: Alghero, Paladino, 2001, p. 1-6.
- [3] Vampola, T. Horáček, J.: Influence of Geometric Configuration of Human Vocal Tract on Phonation of Czech Vowels. In Engineering Mechanics 2005. Praha: Ústav termomechaniky AV ČR, 2005, p. 325-326. ISBN 80-85918-93-5.
- [4] Fant, G. Liljencrants, J. Lin Q.: A four parameter model of glottal flow. In STL-QPSR 4, KTH, Stockholm, Sweden, pp. 1-13.
- [5] Merhaut, J.: Teoretické základy elektroakustiky ., 1976, Academia
- [6] Škvor, Z.: Akustika a elektro-akustika. 2001, Academia, ISBN 80-200-0461-0.
- [7] Angot, A.: Užitá matematika. 1971, SNTL Praha.
- [8] Koreněv, B.G.: Úvod do teorie Besselových funkcí. 1977, SNTL Praha
- [9] Horák, Z. Krupka, F. Šindelář, V.: Technická fyzika, 1960, SNTL Praha
- [10] Bathe, K. J.: Finite element procedures in engineering analysis. 1982, Prentice Hall, ISBN 0-13-317305-4.
- [11] Bouhaddi, N. Fillod, R.: A method for selecting master DOF in dynamics substructuring using the Guyan condensation method. In Computer & Structures 45(5/6), 1992, pp. 941-946.
- [12] Bouhaddi, N. Fillod, R.: Model reduction by a simplified variant of dynamics condensation. In Journal of Sound and Vibration 191(2), 1996, pp. 233-250.
- [13] Lin, R. Xia, Y.: A new eigensolution of structures via dynamic condensation. In Journal of Sound and Vibration 266, 2003, pp. 93-106.
- [14] Friswell, M.I. Garvey, S. D. Penny, J. E. T.: Model reduction using dynamics and iterated IRS techniques. In Journal of Sound and Vibration 186(2), 1995, pp. 311-323.
- [15] Vampola, T.: The Shape Modification of the Human Vocal Tract According Measured Data. In /Computational Mechanics 2005/. Pilsen: University of West Bohemia, 2005, p. 613-620. ISBN 80-7043-400-7.
- [16] Vohradník, M.: Poruchy řečové komunikace u velofaryngeální insuficience. 2001, Scriptorium, ISBN 80-86197-24-7.
- [17] Vampola, T. Horáček, J. Veselý, J. Vokřál, J.: Modelling of Influence of Velopharyngeal Insufficiency on Phonation of Vowel /a/. In MAVEBA 2005 -4th International Workshop . Firenze: Universita degli Studi, 2005, vol. 1, p. 43-46. ISBN 88-8453-319-8.
- [18] Dedouch, K. Horáček, J. Vampola, T. Vokřál, J.: Velofaryngeal Insufficiency Studied Using FE Models of Male Vocal Tract with Experimental Verification. In 3rd International Workshop MAVEBA. Florence: University of Florence, 2003, vol. 1, p. 229-232. ISBN 88-8453-155-1.

### Dr., Ing. Tomáš Vampola

Tomáš Vampola absolvoval Fakultu strojní ČVUT v Praze v oboru aplikovaná mechanika v roce 1985 obhajobou diplomové práce na téma "Řešení rotačně symetrické úlohy pomocí MKP".

Po té nastoupil jako vývojový pracovník do Výzkumného ústavu motorových vozidel. V roce 1989 byl přijat jako odborný asistent na katedru mechaniky Fakulty strojní ČVUT v Praze. Zapojil se jak do pedagogické činnosti katedry, tak do jejích výzkumných aktivit. V roce 1996 obhájil disertační práci na téma "Efektivní algoritmus sestavení pohybových rovnic soustavy mnoha těles s uvažováním poddajností" ve vědním oboru "Mechanika tuhých a poddajných těles a prostředí". Tato práce byla následně oceněna v soutěži Prof. Babušky v oboru počítačové mechaniky.

Dr., Ing. Tomáš Vampola se významně podílel a podílí na řešení celé řady vědeckovýzkumných a průmyslových projektů, včetně projektů mezinárodních. Jmenovitě se v posledních letech podílel na řešení následujících vědeckovýzkumných a průmyslových projektů:

1999-2001	Projekt EU LDV CZ/98/1/82500/PI/I.1.b/FPI - Mechanika s využitím Matlabu
1998-2003	GAČR 106/98/K019 - Matematicko-fyzikální modelování vibroakustických systémů v biomechanice hlasu a sluchu se zaměřením na vývoj náhradních materiálů a protéz
1999-2001	Projekt GAČR 101/99/0729 - <i>Redundantní paralelní roboty a jejich řízení</i>
2001-2004	MŠM LN 00B073 – Výzkumné centrum spalovacích motorů a automobilů J. Božka
1999-2004	Výzkumný záměr MŠM 212200008 - Rozvoj metod a prostředků integrovaného strojního inženýrství
1999-2004	Výzkumný záměr MŠM 210000003 – Rozvoj algoritmů počítačové mechaniky a jejich aplikace v inženýrství
2003-2005	Projekt GAČR 101/03/0620 <i>Redundantní pohony a měření pro hybridní</i> obráběcí stroj.
2004-2006	Projekt GAČR 106/04/1025 - Modelování vibroakustických systémů se zaměřením na vokální trakt člověka
2004-2007	Projekt AVČR IAA2076401 - Matematické modelování kmitů lidských hlasivek
2005-2011	Výzkumný záměr MŠM6840770003 - Rozvoj algoritmů počítačových simulací a jejich aplikace v inženýrství
2001-2003	Účast na vývoji horizontálního obráběcího centra Trijoint 900H (pro KOVOSVIT a.s.) s hybridní kinematickou strukturou oceněného cenou Česká hlava 2003 – Invence