

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 PATOLOGICKÝCH ZMĚN V TKÁNI LIDSKÝCH HLASIVEK A JEJICH PROJEV VE VIDEOKYMOGRAMU

FINITE ELEMENT MODELLING OF PATHOLOGICAL CHANGES IN HUMAN VOCAL FOLDS
TISSUE AND THEIR INFLUENCE ON VIDEOKYMOGRAPH

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. TOMÁŠ MARTÍNEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PAVEL ŠVANCARA, Ph.D.

BRNO 2013

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a
biomechaniky Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Tomáš Martínek

který/která studuje v **magisterském navazujícím 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 patologických změn v tkáni lidských hlasivek a jejich projev ve videokymogramu

v anglickém jazyce:

Finite element modelling of pathological changes in human vocal folds tissue and their influence on videokymograph

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Tvorba lidského hlasu je založena na interakci proudem vzduchu rozkmitaných hlasivek s akustickými procesy ve vokálním traktu. Detailní studium tohoto mechanismu je důležité pro pochopení tvorby hlasu u zdravých lidí a především pak u pacientů trpících hlasovými poruchami. Cílem práce je s využitím metody konečných prvků (MKP) vytvořit rovinný výpočtový model interakce kmitajících hlasivek s akustickým prostředím vokálního traktu. A dále analyzovat projev patologických změn jednotlivých vrstev hlasivek (změna tloušťky, změna tuhosti) ve videokymogramu a jejich vliv na produkováný hlas.

Cíle diplomové práce:

- 1) Na základě literatury popište funkci hlasivek a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
- 2) Uveďte přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů funkce lidských hlasivek.
- 3) Vytvoření rovinného konečněprvkového modelu interakce kmitajících hlasivek s akustickými procesy ve vokálním traktu.
- 4) Vytvoření videokymogramu na základě výsledků výpočtového modelu.
- 5) Analýza vlivu změny tloušťky vrstev hlasivek a jejich tuhosti na produkováný hlas a jejich projev ve videokymogramu.

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, Butterworth-Heinemann, Oxford, 2000

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

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/2013.

V Brně, dne 19.11.2012

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

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

Abstrakt

Práce se zabývá vytvořením rovinného výpočtového modelu lidských hlasivek, zahrnující interakci struktury a proudícího vzduchu. Na tomto modelu je zkoumán vliv změn vrstev tkání hlasivek (tuhost, tloušťka) a jejich projevy na snímku videokymogramu. Analýza výsledků se zabývá také vyhodnocením tlaků ve vybraných bodech pod, mezi a nad hlasivkami. Výsledky naznačují možnou podobnost s chováním lidských hlasivek s patologiemi.

Součástí práce je i rešerše funkce hlasivek, přehled patologií a užívaných výpočtových modelů hlasivek.

Abstract

Master's thesis deals with creating planar computational model of human folds, involving fluid-structure interaction. With this model, the influence of changes in vocal folds tissue layers (stiffness, thickness) and their effects on the videokymograph image are studied. Analysis of the results also deals with the evaluation of pressure at selected points below, between and above the vocal folds. The results indicate a possible similarity with the behavior of human vocal folds with pathology.

Background research of vocal folds function, an overview of vocal folds pathology and summary of computational models are included.

Klíčová slova

Hlasivky, vokální trakt, patologie, výpočtové modelování, metoda konečných prvků

Keywords

Vocal folds, vocal tract, pathology, computational modeling, finite element method

Bibliografická citace

MARTÍNEK, T. Využití metody konečných prvků pro modelování patologických změn v tkáni lidských hlasivek a jejich projev ve videokymogramu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 124 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

Prohlášení autora o původnosti práce

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Ing Pavla Švancary, PhD. Za použití uvedených zdrojů.

V Brně, dne 22.5.2013

Bc. Tomáš Martínek

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu práce panu Ing Pavlu Švancarovy, PhD za ochotu, vstřícnost, cenné rady a trpělivost během celé doby vedení práce. Dále bych chtěl poděkovat své rodině, za podporu během celého mého studia.

Obsah

1	Úvod	11
2	Formulace problémové situace, problémů a cílů řešení	12
2.1	Formulace problémové situace	12
2.2	Formulace problémů a cílů řešení.....	12
3	Biomechanika tvorby hlasu	13
3.1	Teorie zdroje a filtru [28], [6], [18], [20].....	14
3.2	Základní přístupy k tvorbě zdrojového hlasu.....	15
4	Funkce hlasivek	16
4.1	Označení rovin a směrů	16
4.2	Hrtan (z lat. Larynx)	17
4.2.1	Kostra hrtanu [4],[28]	18
4.2.2	Svalstvo hrtanu [4], [28].....	19
4.2.3	Dutina hrtanu (Cavitas Laryngis) [4].....	21
4.2.4	Pohlavní rozdíly hrtanu	21
4.3	Biomechanika hlasivek [4], [28], [34]	22
4.3.1	Struktura hlasivek.....	22
4.3.2	Elastické vlastnosti hlasivek [28]	23
4.3.3	Pohyb hlasivek [28]	24
5	Metody pozorování vibrací hlasivek [28].....	26
5.1	Laryngoskopie	26
5.2	Laryngostroboskopie	26
5.3	Videokymografie	28
5.4	Vysokorychlostní kamery	28
6	Hlasové poruchy	29
6.1	Funkční poruchy	29
6.2	Zánětlivé léze	30
6.3	Získané hlasivkové léze	30
6.4	Chronický zánět hrtanu a zhoubný nádor	32
6.5	Paréza zvrtného nervu [mediabaze.cz].....	33
6.6	Vzácné a neobvyklé léze.....	33
6.7	Zjizvení hlasivek.....	33

7	Přehled výpočtových modelů	34
7.1	Ewaldova píšťala [5].....	34
7.2	Dvouhmotový model (Ishizaka a Flanagan) [13]	35
7.3	Tříhmotový model (Body-Cover).....	35
7.4	Model slizniční vlny [31].....	36
7.5	Prostorový výpočtový model kmitání hlasivek	37
7.6	Model založený na principu bubliny tlakového vzduchu [20].....	37
7.7	Aeroelastický model hlasivek	38
7.8	Nestacionární proudění vzduchu skrze pohybující se hlasivky	39
7.9	Proudění přes nepohyblivý model hlasivek [26]	40
7.10	Aerodynamické generování zvuků během fonace [36].....	40
7.11	Řešení interakce tekutina-struktura-akustika pomocí MKP [19].....	41
7.12	Prostorový model simulace hlasivkového proudu a dynamiky hlasivek [38]..	43
7.13	Výpočtové modelování kmitání hlasivek pomocí MKP [1].....	44
7.14	Studie asymetrického odklonu hlasivkového proudu během fonace [38].....	44
8	Vytvoření systému podstatných veličin, určení problému a výběr metody řešení.....	46
8.1	Vytvoření systému podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$	46
8.2	Typ problému a výběr metody řešení	47
9	Vytvoření výpočtového modelu	48
9.1	Algoritmus řešení problému interakce proudícího vzduchu a hlasivek.....	49
9.2	Modely materiálu	51
9.3	Model geometrie hlasivek.....	51
9.4	Vytvoření sítě konečných prvků tkáně hlasivek	52
9.5	Model geometrie vokálního traktu.....	53
9.6	Model geometrie subglotického traktu	53
9.7	Vytvoření sítě konečných prvků vokálního a subglotického traktu	54
9.8	Vytvoření komponent a předepsání okrajových podmínek	56
9.9	Matematická teorie	58
9.9.1	Přechodová analýza (transientní analýza)	59
9.9.2	Modální analýza tkáně hlasivek	59
9.9.3	Výsledky modální analýzy struktury hlasivek.....	60
9.9.4	Výsledky modální analýzy vokálního traktu	63
9.9.5	Stanovení koeficientů proporcionálního tlumení	66

9.9.6	Řešení tekutiny	67
9.9.7	Nastavení řešiče proudění v programu ANSYS	69
10	Vytvoření videokymogramu	70
11	Ladění parametrů a verifikace výpočtového modelu	73
11.1	Kontrola frekvence kmitání hlasivek	73
11.2	Kontrola funkce kontaktních prvků	73
11.3	Kontrola pohybu hlasivek	74
12	Analýza výsledků modelu s výchozí geometrií	76
12.1	Vyhodnocení struktury	76
12.1.1	Posuvy bodu na čele hlasivky	76
12.1.2	Vyhodnocení videokymogramu	81
12.1.3	Šířka glottis	84
12.1.4	Napětí v jednotlivých vrstvách hlasivek	84
12.2	Vyhodnocení tekutiny	87
12.2.1	Proudění tekutiny	87
12.2.2	Průběhy akustických tlaků	90
12.2.3	Výkonová spektrální hustota	93
12.2.4	Rychlosti proudění	94
12.2.5	Hustota a viskozita	95
13	Srovnání výsledků pro různé tloušťky vrstvy tkáně	96
13.1	Metoda vyhodnocování hodnot	97
13.2	Vyhodnocení struktury	98
13.2.1	Srovnání snímků videokymogramů	98
13.2.2	Srovnání posuvu bodu ležícího na čele hlasivek ve směru osy x	101
13.2.3	Srovnání výsledků výpočtového modelování hlasivek	104
13.3	Vyhodnocení tekutiny	106
13.3.1	Srovnání tlaků a rychlostí ve vybraných bodech	106
13.3.2	Porovnání rychlosti proudění vzduchu v oblasti hlasivek	110
14	Srovnání výsledků pro různé hodnoty Youngova modulu E	112
14.1	Vyhodnocení struktury	112
14.1.1	Srovnání snímků videokymogramů	112
14.1.2	Srovnání posuvu ve směru osy x bodu ležícího na čele hlasivek	113
14.1.3	Srovnání výsledků výpočtového modelování hlasivek	114

15	Závěr.....	117
16	Seznam použitých zdrojů.....	120
	Seznam použitých zkratek.....	123
	Seznam použitých symbolů.....	124

1 Úvod

Hlas, jako dorozumívací prostředek, hraje velice důležitou úlohu v komunikaci. Prostřednictvím hlasu lze vyjádřit myšlenky i emoce. Pro mnohá povolání (pedagog, zpěvák, řečník, herec,...) zároveň představuje i pracovní nástroj.

Pro správnou funkci hlasu je nutné o hlas pečovat, dodržovat hlasovou hygienu. Nesprávné užívání hlasu, některé druhy onemocnění a vliv škodlivin (prachové částice, ale i např. cigaretový kouř či přemíra užívání alkoholu) můžou přivodit hlasové poruchy, které v mezním případě mohou vést až k úplné ztrátě hlasu. Pokud tyto poruchy nastanou, je v zájmu postiženého jedince, aby byly včas diagnostikovány a byla zahájena terapie. Pro vyšetření hlasu a hlasových orgánů se používá celá řada metod, mezi nimiž je i metoda videokymografie, která na speciálně upravenou kameru dokáže zachytit pohyb hlasivek a vytvořit jeho záznam. Z tohoto záznamu pak lze diagnostikovat možné poruchy. Poruchy nacházející se na horním povrchu hlasivek (hlasivkové uzlíky, polypy,...) nebo poruchy, které způsobují například obrnu, jedné či obou hlasivek, dokáže vyšetřující snadno zjistit. Problém nastává s určením poruch týkajících se vnitřní struktury hlasivek (Reinkeho edém,...). Jejich určení navíc komplikuje umístění hlasivek v hrtanu člověka, zabraňující řádnému vyšetření. Z tohoto důvodu se v posledních letech stále více začíná prosazovat simulační výpočtové modelování chování hlasivek.

Jedním z cílů práce je vytvoření rovinného výpočtového modelu, zahrnujícího interakci struktury hlasivek a akustického prostředí, a tak navázat na výpočtové modely vyvíjené na ÚMTMB FSI v Brně [10], [16], [21]. Snahou je, aby tento model, v co největší míře, odpovídal reálnému chování hlasivek. Základem pro model geometrie hlasivek se stala M5 Shererova geometrie hlasivek, dělící strukturu hlasivek do tří vrstev. Tato geometrie je upravena a doplněna o další vrstvu takže vzniká čtyřvrstvý model geometrie hlasivek zahrnující epitel, vrstvu superficiale lamina propria, vaz a sval. Tloušťky jednotlivých vrstev a byly převzaty z odborné literatury [28], [7]. Podkladem modelu geometrie vokálního traktu byly snímky pořízené magnetickou rezonancí.

Dalším cílem je srovnání vytvořeného výpočtového modelu s modely, u kterých byla provedena změna geometrie v tloušťce vnitřní vrstvy superficiale lamina propria. Právě změna tloušťky nebo materiálových vlastností této vrstvy, umožňuje modelovat patologie typu otoků např. Reinkeho edém a sulcus vergeture. Analýza dosažených výsledků by mohla pomoci ke snadnějšímu rozpoznání těchto patologií během vyšetření hlasu.

2 Formulace problémové situace, problémů a cílů řešení

2.1 Formulace problémové situace

Pro potřeby včasné diagnostiky a terapie hlasových poruch jsou vytvářeny programy pro automatické vyhodnocování snímků pořízených metodou videokymografie – videokymogramů. Proto, aby tyto programy mohly spolehlivě pracovat, musí zahrnovat rozsáhlé množství dat o hlasových poruchách, získaných z vyšetření pacientů. Jak již bylo uvedeno v úvodní části, uložení hlasivek v hrtanu značně komplikuje řádné vyšetření. Z toho důvodu se uvažuje použití výsledků, získaných simulačním výpočtovým modelováním hlasivek, jako možný způsob zdroje dat, které by bylo možné začlenit do vyhodnocovacích algoritmů připravovaných programů.

2.2 Formulace problémů a cílů řešení

Vytvoření takového rovinného výpočtového modelu interakce kmitajících hlasivek a akustického prostředí, který by dovedl, s dostatečnou přesností, postihnout chování reálných hlasivek. Pomocí tohoto modelu pak analyzovat přítomnost patologií ve tkáni hlasivek a jejich projevy ve videokymogramu. Takový model by mohl pomoci k detailnějšímu pochopení tvorby hlasu. Jak u zdravých lidí, tak i u pacientů s hlasovými poruchami.

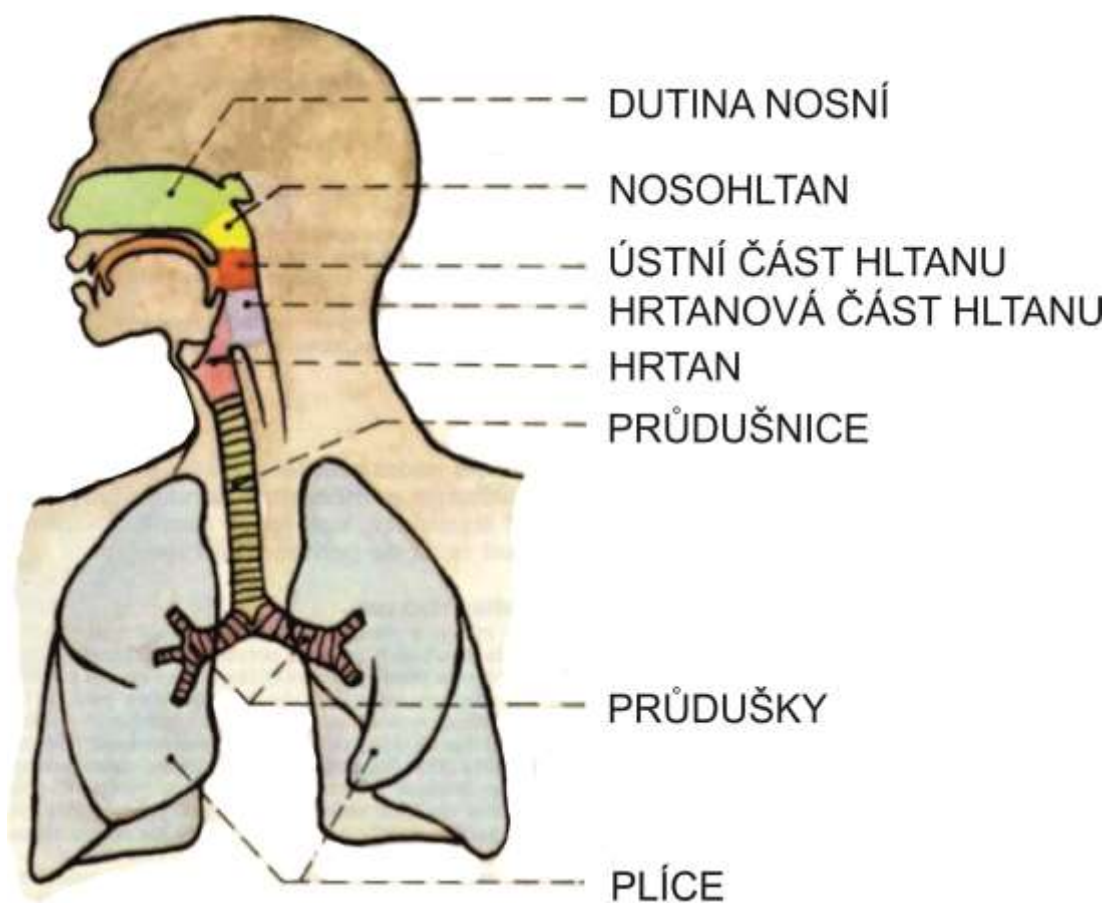
Cíle práce jsou:

- Popsání funkce hlasivek a biomechaniky tvorby hlasu.
- Uvedení přehledu publikovaných výpočtových modelů uváděných v literatuře.
- Vytvoření rovinného výpočtového modelu interakce kmitajících hlasivek s akustickými procesy ve vokálním traktu.
- Vytvoření videokymogramu na základě výsledků výpočtového modelu.
- Analýza vlivu změny tloušťky vrstev hlasivek a jejich tuhosti na produkováný hlas a jejich projev ve videokymogramu.

3 Biomechanika tvorby hlasu

Informace k biomechanice tvorbě hlasu jsou čerpány z [28] a [6].

Hlas je tvořen v dýchacím ústrojí, zahrnujícím plíce, průdušky, průdušnici, hrtan, hltan a dutiny nosní a ústní. Při výdechu je ze stlačených plic hnán proud vzduchu, skrze průdušky a průdušnici, do hrtanu, kde jsou uloženy hlasivky. Hlasivky jsou účinkem svalů přiblíženy k sobě (zaujmou fonační polohu), a proudem vzduchu jsou rozkmitávány a svým pohybem vytváří kvaziperiodické změny tlaku vzduchu. Vzniká tak *zdrojový hlas*, který je dále formován, průchodem rezonančními dutinami, do výsledné podoby. G. Fant ve své práci [6] rozděluje proces tvoření hlasu do dvou stupňů – zdroje a filtru. Teorie zabývající se popisem těchto stupňů je pak označována *teorií zdroje a filtru*.

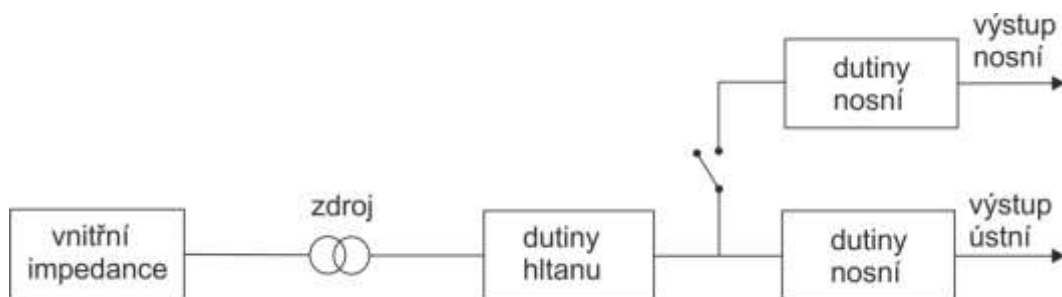


Obr. 3.1: Schéma dýchacího ústrojí (převzato a upraveno z [4])

U dýchacího ústrojí se rozlišují subglotický trakt (pod hlasivkami) a supraglotický trakt (nad hlasivkami). Supraglotický prostor mezi hlasivkami a ústní dutinou je nazýván vokálním traktem

3.1 Teorie zdroje a filtru [28], [6], [18], [20]

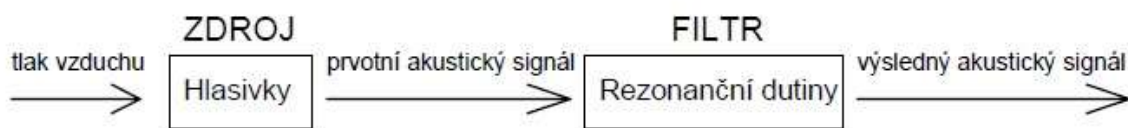
Předpokladem teorie je, že zdroj a filtr lze posuzovat nezávisle. G. Fant ilustruje teorii tvorby hlasu pomocí blokového schématu (obr. 3.2), kde zdroj představuje hlasivky a vzájemně propojené vokální dutiny reprezentují jednotlivé filtrační části.



Obr. 3.2: Blokové schéma pro ilustraci teorie zdroje a filtru (převzato a upraveno z [6])

V prvním stupni tvorby hlasu mění kmitající hlasivky původně statický vzdušný tlak na tlak akustický a vzniká prvotní akustický signál – zdrojový hlas. Ten je v druhém stupni transformován v dutinách vokálního traktu na výsledný akustický signál. Vokální trakt působí jako filtr a zesiluje ty frekvence, které odpovídají jeho rezonančním frekvencím. Rezonanční frekvence vokálního traktu, také nazývány jako *formanty*, nejsou závislé na zdroji, což vyplývá z úvodního předpokladu. Jak uvádí [28], hlavní impuls pro vybuzení rezonančních oscilací dutin vyvolává podtlak způsobený setrvačností unikajících molekul vzduchu od hlasivek v okamžiku jejich uzavření. S otevřením hlasivek se rezonanční vlastnosti dutin mění a jejich oscilace se utlumí na minimum. Protože v okamžiku uzavření hlasivek je subglotický trakt od supraglotického oddělen, nemají rezonance subglotického traktu podstatný vliv na tvorbu výsledného akustického signálu. Ovšem uplatňují se ve fázi otevření hlasivek.

Pomocí teorie zdroje a filtru lze vysvětlit tvorbu samohlásek (vokálů). Při vzniku souhlásek je zapojeno více faktorů např. nastavení jazyku a zubů.



Obr. 3.3: Dva stupně tvoření hlasu [28]

3.2 Základní přístupy k tvorbě zdrojového hlasu

Myo-elasto aerodynamická teorie

Je uznávána jako oficiální teorie tvorby zdrojového hlasu. Je založena na úvaze, že svaly (myo) mění jejich pružnost a tloušťku, za účelem změny frekvence kmitání hlasivek. Předpokládá se, že vibrace hlasivek jsou způsobeny vzájemným působením dvou jevů. Prvním z nich je subglotický tlak, způsobující rozevírání hlasivek. Druhým je pak nasávací Bernoulliho efekt, přispívající k přitlačování hlasivek k sobě. Tato teorie je studována pomocí modelů. Některé z nich jsou uvedeny v kapitole 7.

Princip bublin tlakového vzduchu

Tato teorie byla vyvinuta na ÚMTMB FSI VUT v Brně docentem Mišunem. „*Princip funkce hlasivek je*“, jak sám autor uvádí v [20], „*založen na samobuzeném pohybu hlasivek, tj. budící síla je dána vyšším subglotickým tlakem vzduchu, jehož hodnota se mění s mezerou glottis. Bubliny tlakového vzduchu jsou vypouštěny vibrujícími hlasivkami do supraglotického prostoru, kde expandují a generují akustické vlny, jež tvoří zdrojový hlas.*“ Na hlasivky při fonaci, dle uvedeného principu, působí subglotický tlak, rozevírající hlasivky. Dále pak setrvačné síly hlasivkových svalů, působící proti rozevírání hlasivek a setrvačné síly hlasivek.

4 Funkce hlasivek

Jak již bylo uvedeno, hlasivky jsou uloženy v hrtanu. Pro správné pochopení jejich funkce je nutné i studium anatomie hrtanu, a to z důvodu zapojení svalstva a chrupavek hrtanu při činnosti hlasivek. Pro snadnější a přehlednější prostorovou orientaci při popisu anatomických struktur bude použito označení rovin a směrů z [4].

4.1 Označení rovin a směrů

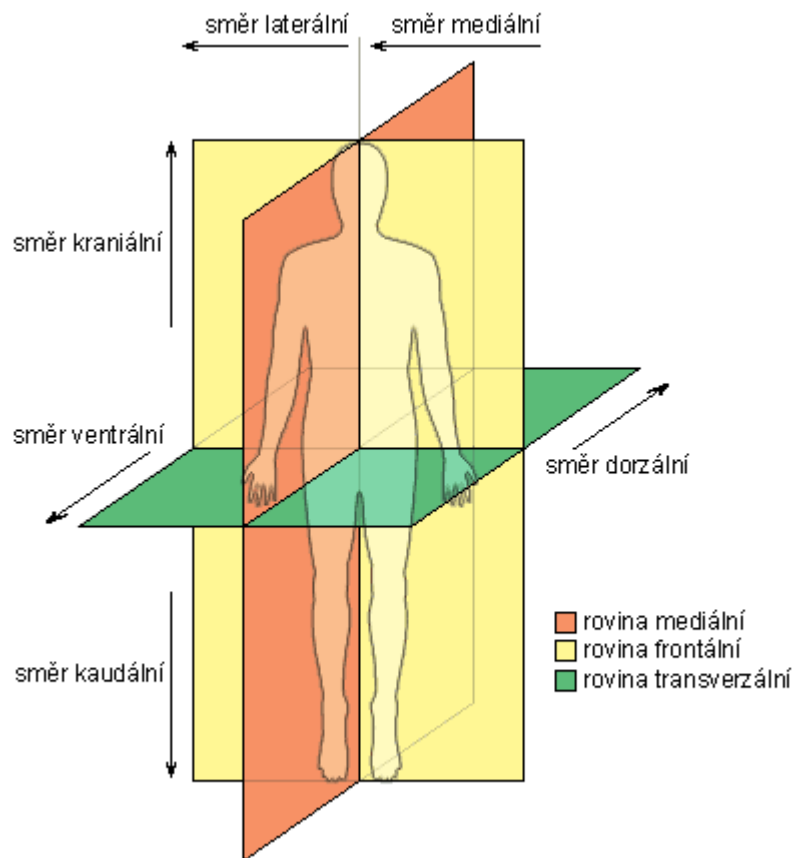
Roviny:

- Mediální – svislá, jdoucí zepředu dozadu a půlící tělo na dvě zrcadlové poloviny
- Sagitální – všechny další roviny rovnoběžné s mediální
- Frontální – svislé, kolmé na rovinu mediální a sagitální
- Transversální - kolmé na roviny mediální i sagitální, jakož i na roviny frontální

Směry:

- Superior – horní
- Inferior – dolní
- Cranialis – směrem k hlavě
- Caudalis – směrem k dolnímu konci těla
- Anterior – přední
- Posterior – zadní
- Ventralis – přední
- Dorsalis – zadní
- Lateralis – zevní; ležící dále od mediální roviny
- Medialis – vnitřní; ležící blíže mediální rovině

Názorné označení směrů a rovin je ilustrováno na Obr. 4.1.



Obr. 4.1: Zobrazení rovin a směrů lidského těla [4]

4.2 Hrtan (z lat. Larynx)

Je drobný nepárový orgán sloužící k dýchání (respiraci) a tvorbě zvuků (fonaci). Navazuje na tracheu a je spojen s hltanem. Tkáň hrtanu je dle [4] rozdělena na tvrdou (chrupavčitá kostra) a měkkou (svalstvo, vazy a sliznice).

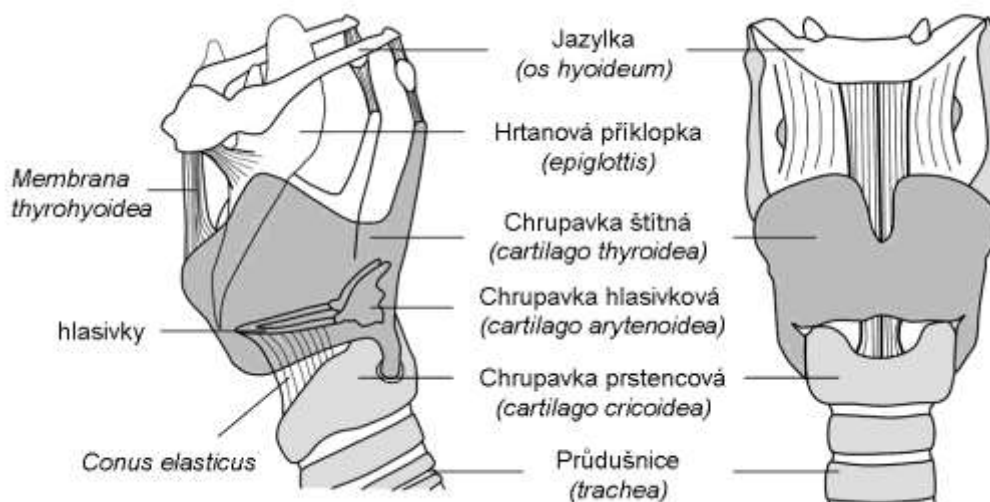
Funkce hrtanu

Hrtan plní několik důležitých funkcí. Jsou to

- Tvorba hlasu (fonační funkce),
- Dýchání (respirační funkce),
- Kašel – odstraňuje nahromaděný hlen popř. cizorodé těleso,
- Účast při polykání – pohybem epiglottis.

4.2.1 Kostra hrtanu [4],[28]

Kostra je tvořena chrupavkami spojenými kloubně, syndesmózami (pevná vazivová spojení) a pomocí svalů.



Obr. 4.2 Chrupavky hrtanu [42]

Chrupavka štítná (lat. *Cartilago thyroidea*)

Sestává se ze dvou plotének sbíhajících se v hrtanu. Úhel svírajících destiček je různý u mužů (přibližně 90°) a u žen (přibližně 120°). Zvláště u mužů tvoří vpředu na krku hmatný útvar nazývaný ‘ohryzek’ či ‘Adamovo jablko’. V zadní části ploténky vybíhají do horního a dolního rohu. V horním rohu je chrupavka štítná vazem spojena s jazylkou a v dolním rohu kloubně s chrupavkou prstencovou. Rotace chrupavky štítné vůči chrupavce prstencové způsobuje napínání hlasivek.

Chrupavka prstencová (lat. *Cartilago cricoidea*)

Tvarem připomíná vodorovně položený prsten (*řec. krikos = prsten*). Je kloubně spojena jak s chrupavkou štítnou, tak i s chrupavkami hlasivkovými. Kaudálně je spojena s průdušnicí.

Chrupavka hlasivková (lat. *Cartilago arytenoidea*)

Je párová chrupavka, tvarem připomínající trojboký jehlan. Kloubně spojena s chrupavkou prstencovou. Vybíhá z ní výčnělek, na kterém je upnut hlasový vaz (*lat. Ligamentum vocale*).

Chrupavka příklopky hrtanové (lat. *Cartilago epiglottica*)

Je nepárová elastická chrupavka, tvarem podobná listu. Spojena s chrupavkou štítnou. Tvoří podklad pro příklopku hrtanovou (*lat. epiglottis*).

Další chrupavky jsou pouze drobné a připojené buď k větším chrupavkám, nebo přímo náleží k příslušným vazům.

Jazylka (lat. Os hyoideum)

Na rozdíl od předchozích, se jedná o kost, na kterou se upínají některé zevní hrtanové svaly.

4.2.2 Svalstvo hrtanu [4], [28]

Svaly hrtanu jsou párové a příčně pruhované. Určují napětí hlasových vazů a šířku štěrbiny mezi nimi. V literatuře [4] lze rozdělit svalstvo hrtanu na:

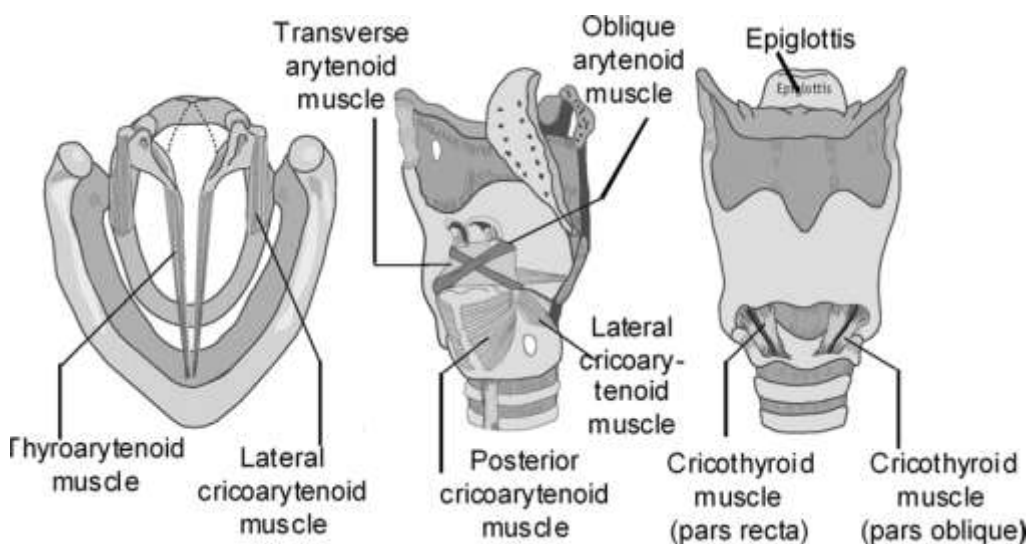
- přední svaly,
- postranní svaly,
- zadní svaly,

dále na:

- vnější svaly – spojují hrtan např. s hrudní kostí nebo jazylkou,
- vnitřní svaly – vzájemně propojují chrupavky hrtanu.

Mezi vnitřními svaly lze dále rozlišovat

- adduktory – způsobující addukci (zúžení hlasové štěrbiny),
- abduktory – způsobující abdukci (rozšíření hlasové štěrbiny).



Obr. 4.3: Svalstvo hrtanu [42]

Musculus cricothyroideus (CT)

Je přední párový sval, jehož dvě části se nazývají *pars recta* a *pars obliqua*. Vedou od chrupavky prstencové, vějířovitě, k chrupavce štítné. Funkcí svalu je sklánění štítné chrupavky dopředu, což způsobuje napínání hlasových svalů (Obr. 4.4 e). Tímto dochází ke kontrole frekvence kmitání hlasivek.

Musculus cricoarytenoideus lateralis (LCA)

Je postranní párový sval. Vede od okraje prstencové chrupavky k chrupavce hlasivkové. Zajišťuje vnitřní rotaci hlasivkové chrupavky, což způsobuje sblížení hlasových vazů. Působí jako adduktor hlasivek (Obr. 4.4 a).

Musculus cricoarytenoideus posterior (PCA)

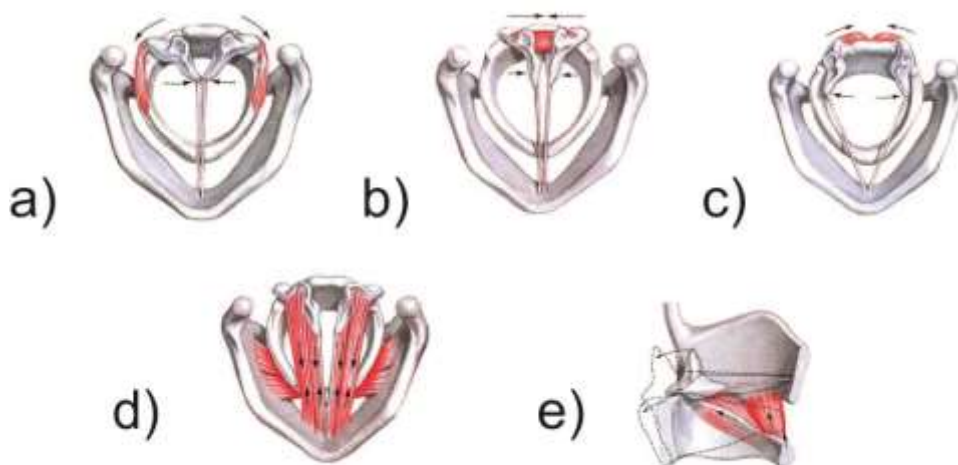
Párový zadní sval, upevněný na zadní stěnu chrupavky prstencové, kterou spojuje s chrupavkou hlasivkovou. Při kontrakci, uklání chrupavku hlasivkovou laterálně a rotuje ji zevně, přičemž dochází k rozevírání štěrbin mezi hlasovými vazy a současněmu napínání těchto vazů (Obr. 4.4 c). Během spánku sval udržuje otevřenou štěrbinu mezi hlasovými vazy. Obrna svalu značně narušuje průchod vzduchu i fonaci.

Musculus arytenoideus

Zadní sval spojující chrupavky hlasivkové na zadní straně. Je složen ze dvou částí: musculus arytenoideus transversus (nepárový sval) a musculus arytenoideus obliquus (párový sval). Při kontrakci zužuje štěrbinu mezi hlasovými vazy sblížením hlasivkových chrupavek. Sval je nejsilnějším adduktorem hlasových vazů (Obr. 4.4 b).

Musculus thyroarytenoideus (TA)

Nazýván hlasivkovým svalem. Párový sval, který se pne od chrupavky štítné k chrupavce hlasivkové. Je rozdělen do dvou částí – m. thyroarytenoideus internus (m. vocalis) a m. thyroarytenoideus externus. Kontrakce těchto dvou částí způsobuje zkracování a ztlušťování hlasivek, což způsobuje zvýšení tuhosti svalu (Obr. 4.4 d).

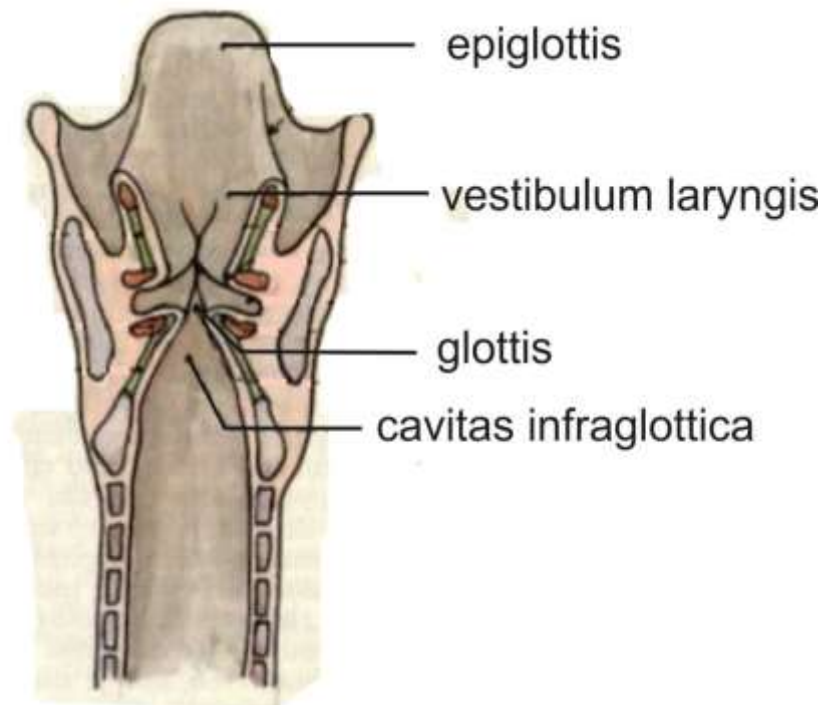


Obr. 4.4: Funkce svalů hrtanu [45]

4.2.3 Dutina hrtanu (Cavitas Laryngis) [4]

Dutina hrtanu je vystlána sliznicí hrtanu a slizničními řasami (pojem řasa v tomto případě označuje zdvojení sliznice) je rozdělena do tří oddílů. Jsou to:

- Vestibulum laryngis (předsíň hrtanová)-odshora dolů se nálevkovitě zúžuje.
- Glottis - zúžený průchod tvaru sagitální štěrbiny a jeho ohraničení. Nad tímto zúžením se hrtan laterálně rozšiřuje a vzniká vyklenutý prostor, který je označován také jako nepravé hlasivky.
- Cavitas infraglottica-část hrtanu kaudálně se rozšiřující k obvodu chrupavky prstencové.



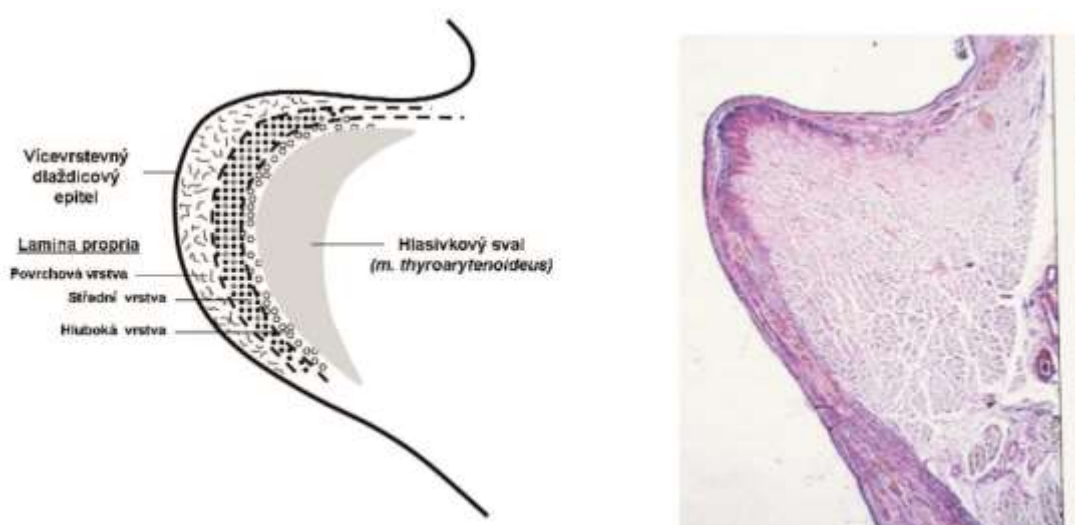
Obr. 4.5: Schéma dutiny hrtanu ve frontálním řezu (převzato a upraveno z [4])

4.2.4 Pohlavní rozdíly hrtanu

V předchozím textu byl uveden jeden z rozdílů stavby hrtanu u mužů a žen, tzv. ohryzek. Dalším rozdílem je velikost hrtanu. Muži mají hrtan větší a vyšší. Hlasivky u mužů jsou delší (24-30 mm) oproti cca 20 mm u žen. U chlapců v období puberty dochází, vlivem testosteronu, k prudkému zrychlení růstu velikosti hrtanu. Tento jev je nazýván mutací hlasu.

4.3 Biomechanika hlasivek [4], [28], [34]

Hlasivky (zobrazeny v řezu na Obr. 4.6 vpravo) neboli řasy hlasové (*plicae vocales*) jsou anatomickým útvarem, jehož podkladem je hlasový vaz (*ligamentum vocale*) a hlasový sval (*m. thyroarytenoideus*). Povrch hlasivek pokrývá sliznice, která je pevně spojena hustým kolagenním vazivem s vazivem ligamenta vocalia. Toto uspořádání způsobuje v těchto místech bělavé zabarvení. Sliznice je pokryta šupinovým epitelem, jehož povrchové buňky jsou opatřeny mikrokly, mikrozáhyby a řasami, které zadržují vodu a zabráňují tak vysychání epitelu způsobenému proudícím vzduchem. Výživu obstarávají cévy a inervaci zabezpečuje zvrtný nerv (*nervus recurens*), který vybíhá jako větev nervu bloudivého (*nervus vagus*). Podrobnější popis struktury bude uveden v dalším textu.



Obr. 4.6: Vlevo - schéma struktury hlasivek [42]. Vpravo - frontální řez lidskými hlasivkami [7]

4.3.1 Struktura hlasivek

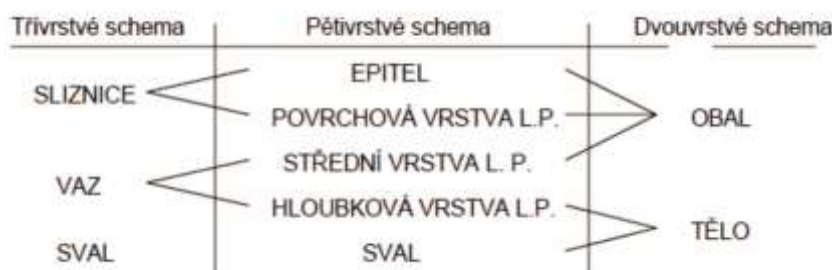
Jak již bylo zmíněno, hlasivky se sestávají z několika tkáňových vrstev (Obr. 4.6 vlevo), které mají jiné materiálové vlastnosti. Na povrchu hlasivek se nachází šupinový epitel o tloušťce 0,05-0,1 mm. Epitel obklopuje měkkou, tekutině podobnou, tkáň. Vrstva mezi svaem a epitelem se nazývá lamina propria. Je složena ze tří částí:

- povrchové,
- střední,
- hluboké.

Povrchová vrstva (Reinkeho prostor) je silná přibližně 0,5 mm. Tvoří ji volně uspořádaná elastinová vlákna obklopená kapalinou. Elastinová vlákna jsou velkou měrou zastoupena i ve střední vrstvě, kde jsou orientována v anteriorně-posteriorním směru. Spolu s nimi

tvoří střední vrstvu i menší množství kolagenních vláken, která jsou téměř nestlačitelná. Kolagenní vlákna tvoří primárně hlubokou vrstvu. Orientace vláken je ve směru anteriorně-posteriorním. Tloušťka střední a hluboké vrstvy se pohybuje v rozmezí 1-2 mm. Nejhlouběji je uložen TA sval, o tloušťce přibližně 7-8 mm.

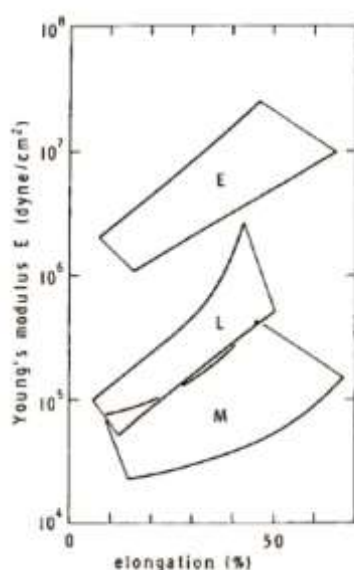
Výše bylo popsáno pětivrstvé schéma struktury hlasivek. Z hlediska fyziologické funkce hlasivek se rozeznávají další schémata, uvažující dvě popř. tři vrstvy tkáně hlasivek (Obr. 4.7).



Obr. 4.7: Používaná schémata označování vrstev hlasivek [28]

4.3.2 Elastické vlastnosti hlasivek [28]

Hlasivky jsou složeny z několika tkáňových vrstev o rozdílných elastických vlastnostech. V [28] jsou uvedeny výsledky měření Youngova modulu pružnosti v podélném směru v závislosti na prodloužení pro TA sval, vaz a epitel. Zkoušky na TA svalu probíhaly v jeho neaktivovaném stavu a je nutno dodat, že se hodnoty modulu pružnosti TA svalu mění s jeho aktivitou. Hustota jednotlivých tkání hlasivek se pohybuje v rozmezí $1,02-1,04 \text{ g/cm}^3$.



Vysvětlivky k obrázku:

E – epitel

L – ligament

M – sval (z angl. muscle)

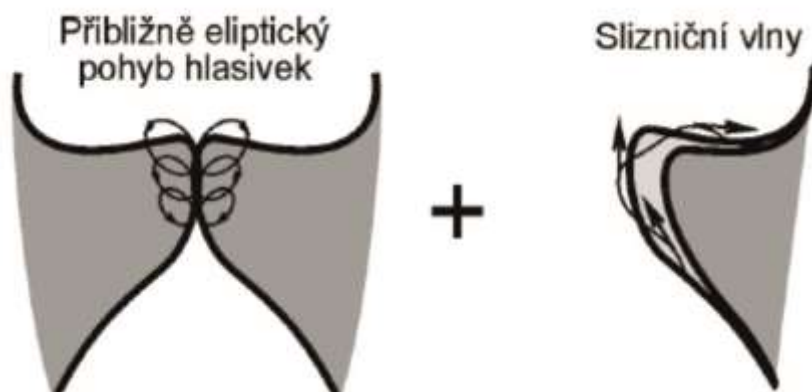
Elongation – prodloužení

Youn's modulus E – Youngův modul

Obr. 4.8: Závislost modulu pružnosti E na prodloužení pro: sval, epitel a ligament [28]

4.3.3 Pohyb hlasivek [28]

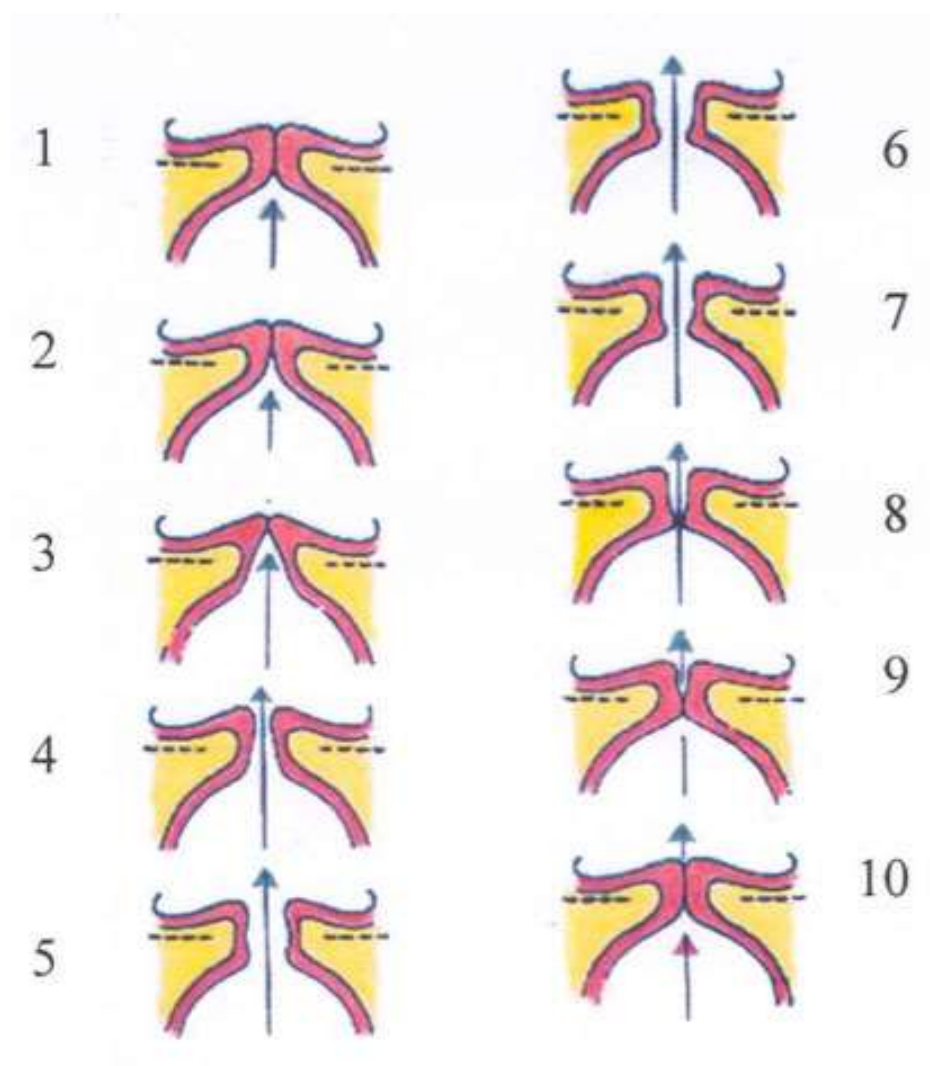
Hlasivky jsou během fonace rozkmitávány proudem vzduchu. Frekvence kmitání hlasivek se v důsledku pohlavních rozdílů hrtanu (viz. kap 4.2.4) liší u mužů (přibližně 70-500 Hz) a žen (140-1000 Hz). Pohyb hlasivek má přibližně eliptickou trajektorii. K tomuto pohybu se, vlivem interakce se vzduchem, přidává vlnitý pohyb slizničního povrchu (Obr. 3.1). Tento vlnitý pohyb je nazýván *slizniční vlna* nebo také *posun hrany*.



Obr. 4.9: Rozložení pohybu hlasivek [2]

Obrázek (Obr. 4.10) představuje pohyb hlasivek, ve frontálním řezu, znázorněný do deseti fází. Hlasivky během pohybu dosahují konvergentního (při otevírání) a divergentního (při zavírání) postavení.

1. Hlasivky ve fonačním postavení.
2. Působením subglotického tlaku vzduchu na spodní okraj hlasivek dochází k jejich oddalování. Hlasivky zaujímají konvergentní tvar.
4. Oddálené hlasivky. Hlasivkovou štěrbinou uniká proud vzduchu.
5. Fáze maximálního rozevření hlasivek.
6. Spodní okraje hlasivek se přibližují k sobě. Hlasivky přecházejí do divergentního postavení.
8. Kontakt mezi spodními částmi hlasivek. Dochází k uzavírání hlasivkové štěrbině odspodu.
10. Hlasivky se dostávají do výchozího postavení.



Obr. 4.10: Schematicky naznačený pohyb hlasivek zobrazených ve frontálním řezu [43]

5 Metody pozorování vibrací hlasivek [28]

Pro vyšetření hlasu a hlasivek byla vyvinuta celá řada metod zkoumající různé jevy. V literatuře [28] je provedeno rozdělení na metody:

- registrace a zpracování výsledného akustického signálu,
- měření objemové rychlosti vydechnutého vzduchu,
- pozorování vibrací hlasivek,
- určení rezonancí dutin,
- další metody.

Protože předmětem zájmu této práce je především metoda videokymografie, spadající do kategorie metod pozorování hlasivek, budou ostatní metody ponechány stranou popisu. Metody pozorování hlasivek lze dále dělit na:

- laryngoskopické – stroboskopie (laryngostroboskopie), vysokofrekvenční kamery, videokymografie ,...,
- nelaryngoskopické- metoda inverzní filtrace, ultrazvuková glotografie, vibroglotografie, atd.

Z výše uvedeného důvodu bude další popis věnován metodám laryngoskopickým.

5.1 Laryngoskopie

Je základní metodou umožňující vyšetření hrtanu a hlasivek. Při samotném vyšetření je nutná fonace hlásky “é” nebo “í”, neboť tak dojde k nadzvednutí epiglottis a snadnějšímu přístupu k vyšetřovaným místům hrtanu. Laryngoskopie lze provádět dvěma způsoby. Jsou to

Nepřímá laryngoskopie

Provádí se laryngoskopickým zrcátkem nebo zvětšovacím optickým laryngoskopem. Vyšetřující vkládá zrcátko do zadní části ústní dutiny a potom jej osvítí (Obr. 5.1).

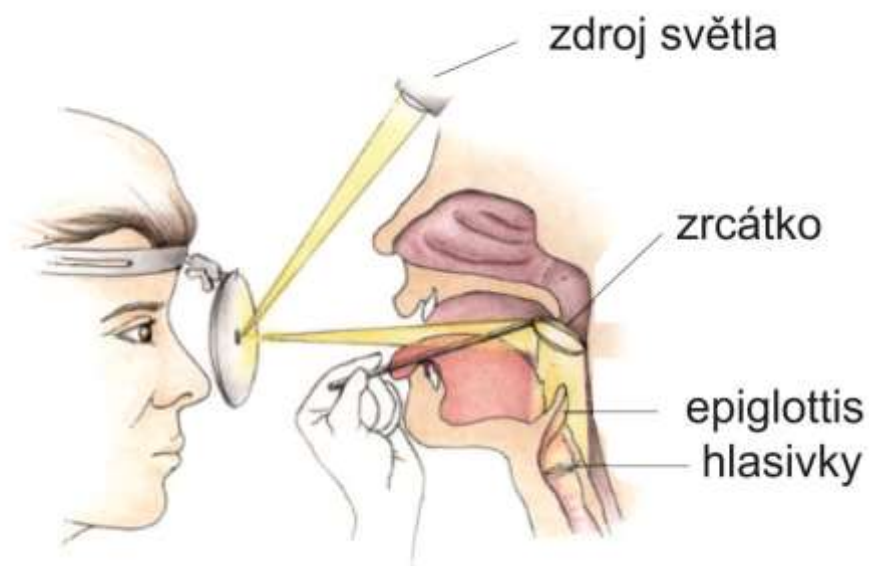
Přímá laryngoskopie (direktní)

Provádí se flexibilním laryngoskopem, který se zasune skrze nosní dutinu až do hrtanu. Vyšetření se provádí s lokálním nebo celkovým znecitlivěním (Obr. 5.2).

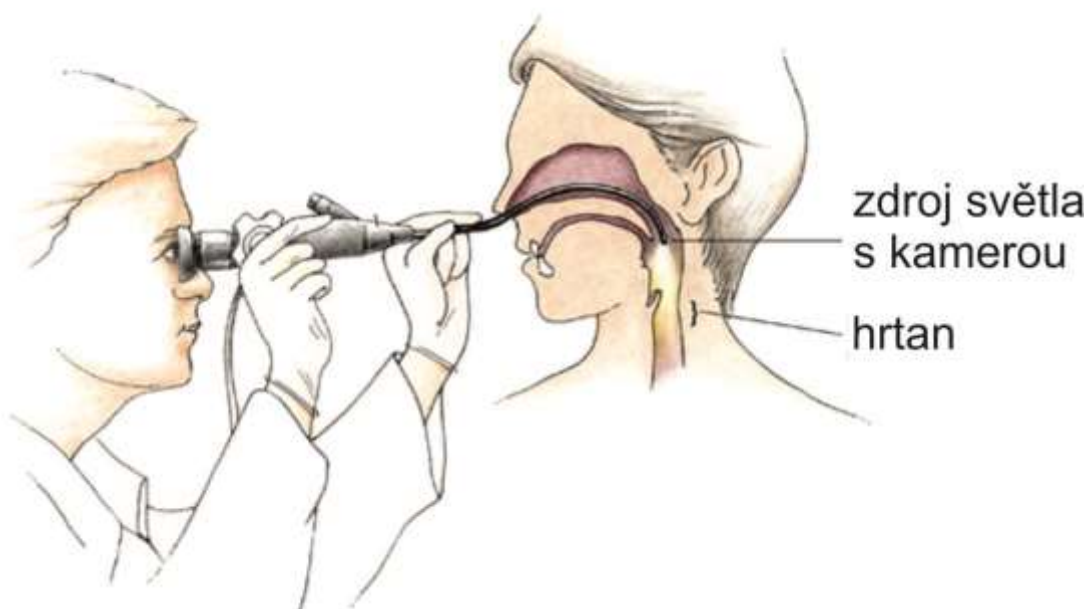
5.2 Laryngostroboskopie

Princip metody spočívá v osvětlování hrtanu krátkými záblesky světla ze stroboskopického zdroje. Pokud by frekvence záblesků byla shodná s frekvencí opakování pravidelného periodického děje (v tomto případě cyklus kmitání hlasivek), pak by pozorovatel viděl stejnou fázi dané periody, tedy například hlasivky ve stejné fázi otevírání, uzavírání apod. Poté, co nastane rozdíl mezi frekvencemi záblesků a kmitání hlasivek, může pozorovatel

sledovat kmitání hlasivek “zpomaleně“. Jedná se o zachycení fázově posunutého obrazu v různých periodách. Pro úspěšné použití metody je nutné dosáhnout periodického kmitání hlasivek.



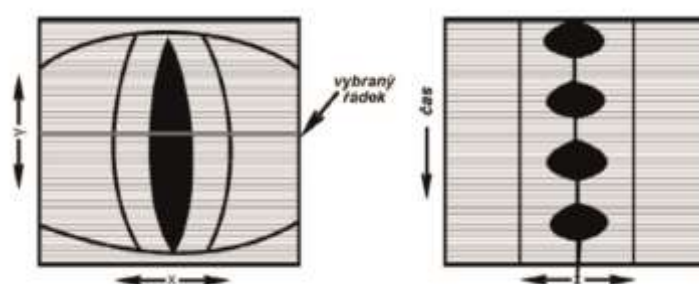
Obr. 5.1: Znázornění nepřímé laryngoskopie [44]



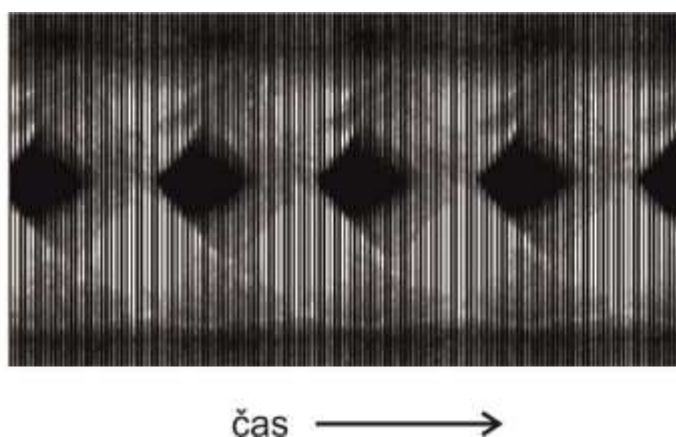
Obr. 5.2: Znázornění přímé laryngoskopie [44]

5.3 Videokymografie

Tato metoda využívá kamery schopné pracovat ve dvou režimech – v normálním a vysokofrekvenčním. V normálním režimu kamera snímá 25 snímků/s a lze ji použít pro laryngostroboskopii. Vysokofrekvenční režim využívá skutečnosti, že každý snímek je komponován z 625 řádků. Protože tento režim zaznamenává údaje pouze z jednoho řádku (Obr. 5.3), je teoreticky dosažitelná frekvence 15625 snímků/s, což umožňuje zaznamenávat kmitání hlasivek. Hodnota prakticky dosažitelné frekvence se pohybuje kolem 8000 snímků/s. Výsledný videokymografický záznam je vynášen ve dvou osách – v ose x je zachycený příslušný řádek, osa y představuje čas. Metoda dokáže zachytit i nepravidelné děje a pohyb slizniční vlny, ale je omezena pouze na záznam z jednoho řádku.



Obr. 5.3: Princip vytvoření videokymogramu [28]



Obr. 5.4: Videokymogram [30]

5.4 Vysokorychlostní kamery

Využití endoskopických kamer, které dokáží zachytit obraz s frekvencí 2000 Hz i více. Tato metoda skloubí výhody videokymografie a laryngostroboskopie tím, že dokáže zachytit neperiodický děj a celou oblast hlasivek.

6 Hlasové poruchy

Hlasovými poruchami jsou v literatuře [32] nazývány „*všechny zvukové změny hlasového projevu, vznikající buďto chorobami hlasového orgánu nebo nesprávnou funkcí hlasového, dechového či artikulačního ústrojí*“. Existuje poměrně velké množství hlasových poruch, které jsou pro přehlednost řazeny do skupin. Toto řazení probíhá dle určitých kritérií, na nichž ovšem, mezi autory zabývajícími se touto tematikou, nepanuje shoda. Zvolené řazení bude proto převzato z [3], kde jsou hlasové poruchy řazeny jako

- Funkční poruchy
- Zánětlivé léze
- Získané hlasivkové léze
- Vrozené léze
- Chronický zánět hrtanu a zhoubný nádor
- Paréza zvratného nervu
- Vzácné a neobvyklé léze
- Jizvení hlasivek

V následujícím textu budou stručně popsány charakteristické poruchy pro dané skupiny za pomoci zdrojů [3], [32], [46], [2], [11], [18].

6.1 Funkční poruchy

Hyperkinetická dysfonie

Je velmi častou hlasovou poruchou způsobenou nadměrnou hlasovou námahou. Ve většině případů se vyskytuje u dětí, a to z důvodu častých zánětů horních cest dýchacích. Vlivem zánětu či inhalací cigaretového kouře dochází k překrvení hlasivek. Při velké námaze se pak hlasivky poškozuji. Toto vede ke ztlustění hlasivek a horšímu uzavírání hlasivkové štěrbiny. Zpočátku se tyto změny projevují zastřením a vyšší únavností hlasu. Poté dochází k chrapotu, někdy provázenému občasnou afonií (ztrátě hlasu viz [41]). Při zanedbání terapie je možný, v oblasti ztlustěních hlasivek, výskyt hlasivkových uzlíků, které je nutné odstranit chirurgicky.

Hypokinetická dysfonie

Příčinou poruchy je atrofie (zakrnění viz [41]) *musculus vocalis*, která může být vrozená nebo vyplynout jako jeden z následků hyperkinetické dysfonie. Na hlasivkách se v lehčích případech může projevovat jako rýha v jejich mediálním okraji. Hlas je zastřený, chraptivý, s nápadnou dyšnou příměsí.

6.2 Zánětlivé léze

Akutní laryngitida

Termín laryngitida představuje zánět hrtanu (viz [41]). Akutní laryngitida nejčastěji souvisí s virovou či mikrobiální infekcí. Projevuje se jako mírný zánět hlasivek s růžovou barvou, provázený silným překrvením a různě velikým otokem hlasivek. Hlasivky jsou citlivější, ale též hmotnější, což způsobuje změnu jejich kmitání. Důsledkem této změny je chrapot v hlase. Vlivem otoku se mění také tvar hlasivek, které ztrácejí schopnost těsného uzavření glottis, a tím může přivodit afonii.

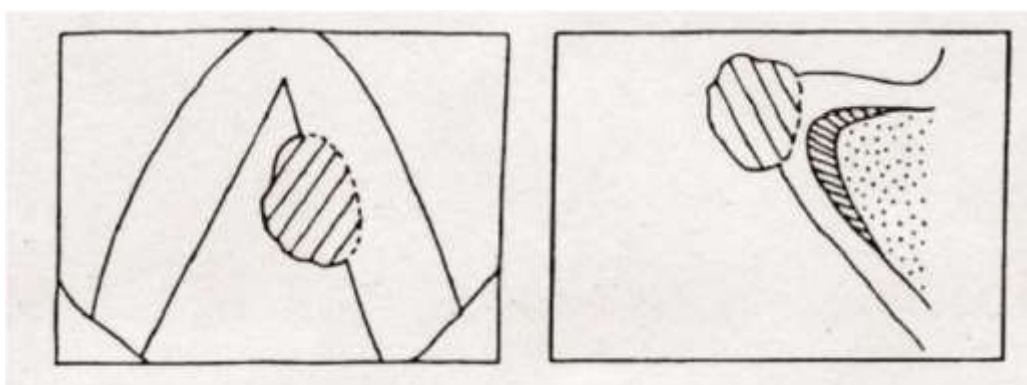
6.3 Získané hlasivkové léze

Hlasové uzlíky

Projevují se ztlustěním sliznice hlasivek, od které nejsou barevně odlišeny. Většinou se nacházejí na obou hlasívkách. V místech uzlíků nedochází ke kmitání mediálního okraje hlasivek, tedy k úplnému uzavěru glottis.

Polypy

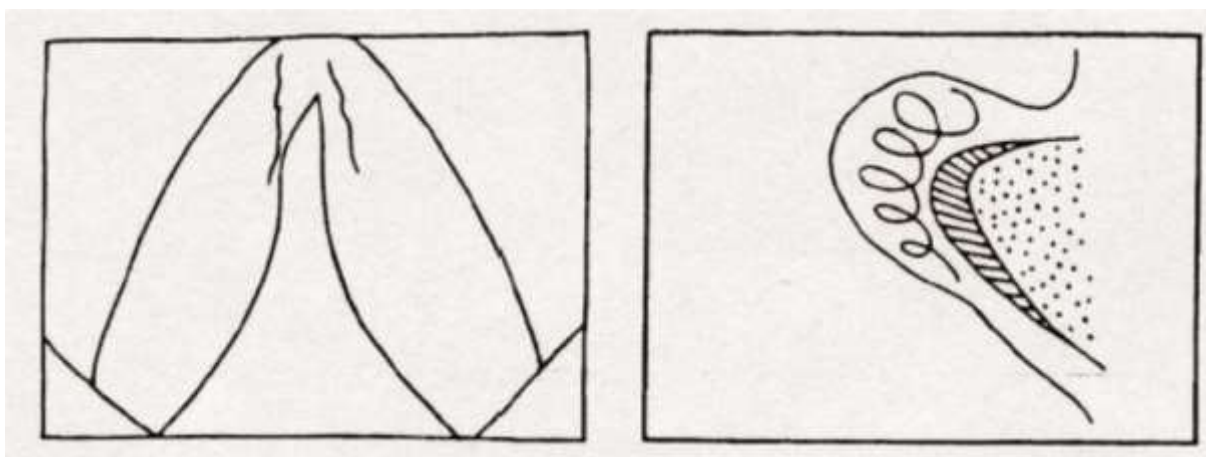
Vznikají z důsledku krvácení do hlasového uzlíku po hlasové námaze. Polypy mohou nabývat různých velikostí a nacházejí se často pouze na jedné z hlasivek. Často jsou umístěny v místě hlasového uzlíku. Rozlišují se polypy krvácivé (červené) a slizniční (růžové), jejichž struktura se liší. Ve stroboskopickém světle není vidět pohyb mediálního okraje hlasivky, na níž se polyp vyskytuje.



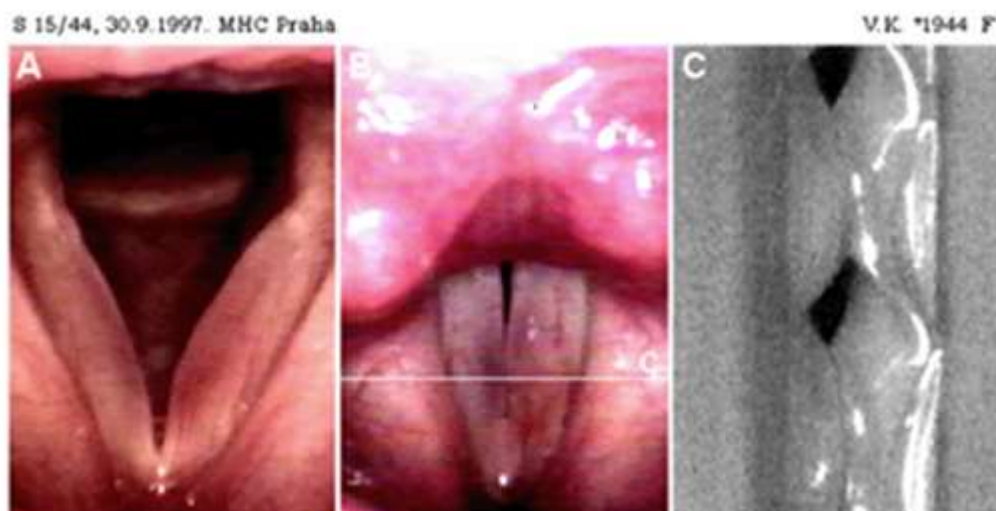
Obr. 6.1: Schematické znázornění polypu [3]

Reinkeho edém

Příčiny Reinkeho edému jsou kouření, přetěžování hlasu, alergie či hormonální změny. Častější výskyt je u žen. V literatuře [18] je tato porucha proto nazývána „*nemoci upovídáných kuřáček*“. Jedná se o rozsáhlý otok nacházející se v povrchové vrstvě laminy proprii tzv. Reinkeho prostoru. Roztahuje sliznici, která je sama více či méně atrofická. Často se projevuje hrubým chrapotem a zhruběním hlasu.



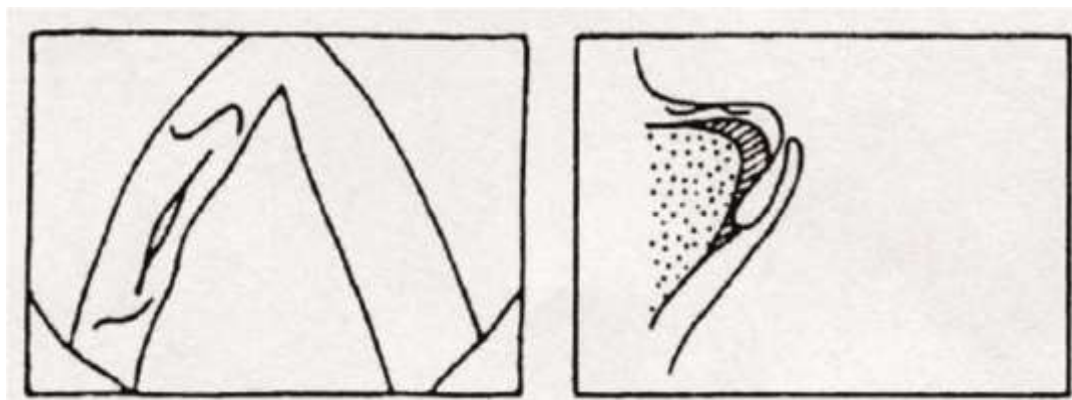
Obr. 6.2: Schematické znázornění Reinkeho otoku [3]



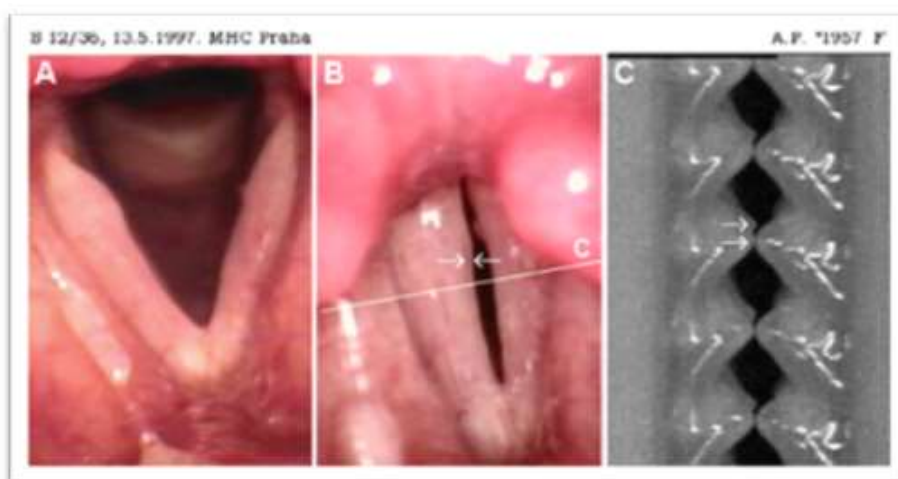
Obr. 6.3: Lidské hlasivky s Reinkeho edémem - laryngoskopický pohled (vlevo), laryngostroboskoický pohled (vpravo), videokymogram (uprostřed) [27]

Sulcus glottidis (sulcul vocalis)

Sulcus, neboli rýha se projevuje jako vchlípení epitelu, což vede ke vzniku různě hlubokým váčkům, které přiléhají k hlasovému vazů.



Obr. 6.4: Schematické znázornění sulcus glottidis [3]



Obr. 6.5: Lidské hlasivky se sulcus vergeture - laryngoskopický pohled (vlevo), laryngostroboskoický pohled (vpravo), videokymogram (uprostřed) [27]

6.4 Chronický zánět hrtanu a zhoubný nádor

Chronická laryngitida

Vzniká na základě dlouhodobých zánětů v dýchacích cestách, způsobených nejčastěji dlouhotrvajícím působením dráždivých látek jako je cigaretový kouř, prach či výpary rozpouštědel. Projevuje se zbytněním anebo naopak ztrátou tloušťky sliznice a podslizničních vrstev. Těmito změnami se mění tuhost hlasivek a je tak ovlivněno jejich kmitání a také pohyb slizniční vlny. Hlavním příznakem onemocněné je chrapot.

Karcinom hrtanu

Karcinom, tedy zhoubný nádor vznikající z epitelu (viz. [41]), se může vyskytovat na úrovni hlasivek (glotticky), pod hlasivkami (subgloticky) nebo nad hlasivkami (supragloticky). Nejdříve se projeví, pokud se nalézá na úrovni hlasivek. Pak je možná včasná diagnostika a zahájení účinné terapie. V ostatních případech se karcinom dlouho neprojevuje a roste riziko vzniku metastáz (dceřiných ložisek nádoru viz [41]) a jejich prorůstání do lymfatických uzlin. Při rozsáhlejším růstu je nutno provést rozsáhlé chirurgické zákroky vedoucí až ke ztrátě schopnosti tvorby hlasu. Riziko vzniku karcinomu roste s věkem, kouřením a požíváním destilátů.

6.5 Paréza zvratného nervu

Zvratný nerv (*lat. Nervus laryngeus recurrens*) inervuje veškeré hrtanové svalstvo, vyjma CT svalu, který je inervován *n. laryngeus superior*. Paréza neboli obrna (viz [41]) může být úplná či částečná, na jedné nebo na obou hlasivkách. Jednostranná paréza se projevuje chraplavým, slabým hlasem. Oboustranná pak dyšným hlasem. Nejčastější příčinou obrny je poškození nervu při operaci štítné žlázy, vlivem nádoru nebo neurologické popř. infekční onemocnění.

6.6 Vzácné a neobvyklé léze

Papilomatóza

Je nezhoubné nádorové bujení virového původu, které způsobuje poruchy hlasu, od chrapotu až po úplnou afonii. Charakteristické je prorůstání papillomových výrůstků v oblasti hrtanu a hlasivek. Tyto výrůstky působí jako cizorodá tělesa.

6.7 Zjizvení hlasivek

Hlasíkové jizvy jsou obvykle iatrogenní léze, tzn. způsobené lékařem např. chybným výkonem, přístupem či nevhodným chováním (viz. [41]). V závislosti na velikosti jizev se ovlivňují buď okolí určité části hlasivky, nebo celou hlasivku. Mají vliv na tuhost, což se projevuje sníženou amplitudou kmitání hlasivek, popř. téměř absencí kmitání při vyšších tónech. Vibrace jsou asymetrické a slizniční vlna je malá nebo neznatelná.

7 Přehled výpočtových modelů

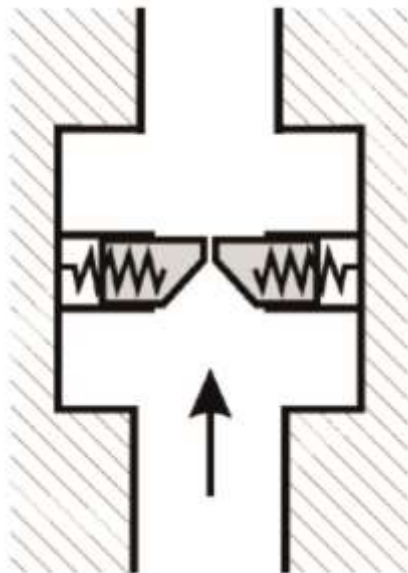
V literatuře doposud uváděné výpočtové modely je možné rozdělit do tří skupin na:

- modely s malým počtem stupňů volnosti (hmotové modely) - tyto modely jsou tvořeny malým počtem prvků typu hmota, tlumící a pružný člen,
- modely proudění – řeší se proudění vzduchu kolem nepohyblivých hlasivek nebo s předepsaným pohybem hlasivek,
- modely s velkým počtem stupňů volnosti – řešeny nejčastěji metodou konečných či hraničních prvků.

Některé výpočtové modely jsou popsány v dalším textu.

7.1 Ewaldova píšťala [5]

Ačkoli se nejedná o výpočtové modelování, nýbrž o experimentální, je zde z historického hlediska tento model uveden. Jedná se o jeden z prvních modelů hlasivek, a přestože nebyl matematicky popsán, sloužil jako základ pro další modely. Ewald srovnával chování hlasivek s chováním píšťaly s protiraznými jazýčky. Tyto jazýčky jsou k sobě přitlačovány pružinami. Rostoucí tlak vzduchu působící na jazýčky vede k jejich rozevírání. Poté, co se jazýčky rozevřou, vzduch uniká a vlivem tuhosti pružin dochází k opětovnému přiblížení. Tento děj se periodicky opakuje.



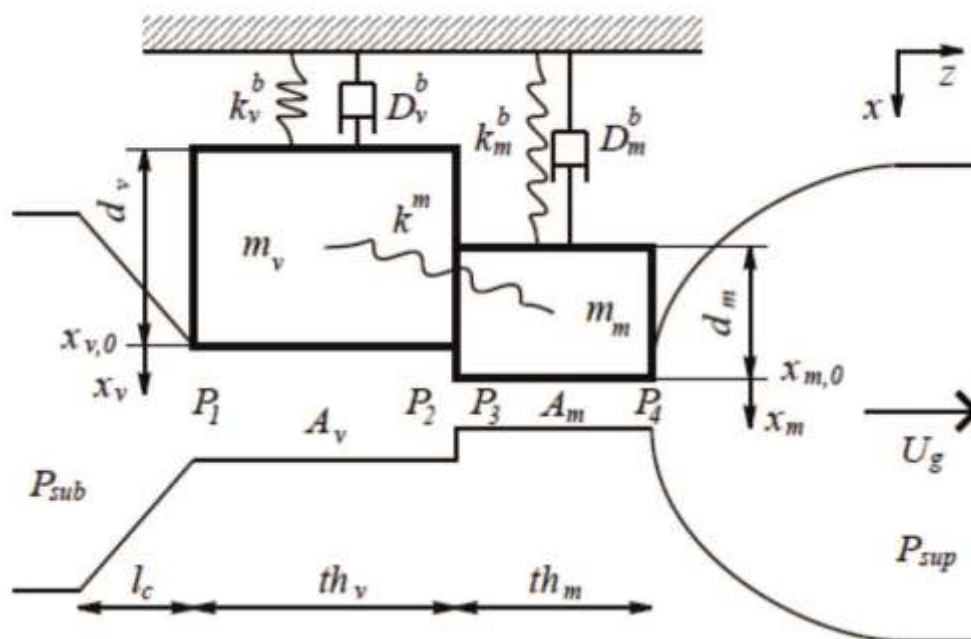
Obr. 7.1: Schéma Ewaldovy píšťaly [28]

7.2 Dvouhmotový model (Ishizaka a Flanagan) [13]

Model také často nazývaný dle autorů Ishizaky a Flanagana byl navržen v roce 1972. Je založen, tak jako další hmotové modely, na myšlence redukce tkáně hlasivek do malého množství prvků typu hmota a pružných a tlumících členů. Hlasivky jsou v tomto případě reprezentovány dvěma tuhými a vzájemně spojenými hmotami. Celý model je popsán sedmi visko-elastickými parametry

- m_v, m_m – hmotnostní parametry
- k_m, k_v, k^m – tuhostní parametry
- D_v, D_m – tlumicí parametry.

Pohyby hmot jsou uvažovány pouze v jednom směru a model má tedy dva stupně volnosti. Dynamiku modelu lze tedy popsat pomocí dvou pohybových rovnic.

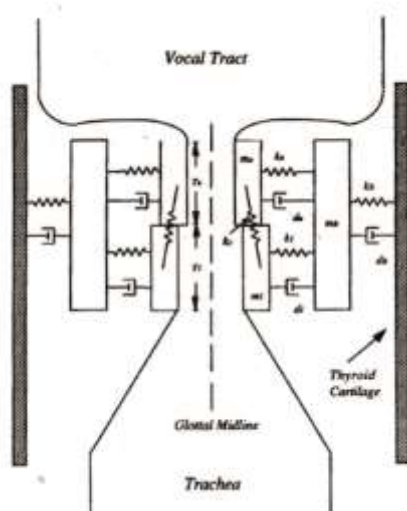


Obr. 7.2: Dvouhmotový model - Ishizaka Flanagan [17]

7.3 Tříhmotový model (Body-Cover)

Autoři modelu Story a Titze pojednávají o tomto modelu v práci [25]. Model navazuje na dvouhmotový model. Původní dvě laterálně spojené hmoty (m_1 , m_2) reprezentují obal hlasivek (cover) a nově přidaná hmota (m_3) tělo (body). Hmota m_3 , představující svalovou tkáň, je spojena s pevnou stěnou (chrupavka) nelineární pružinou a tlumícím členem.

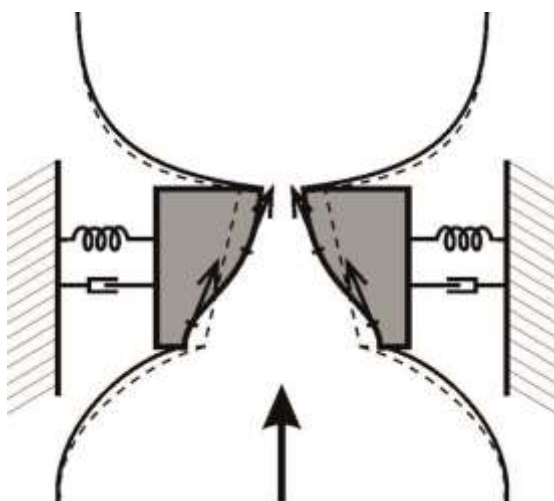
S povrchovými hmotami je spojena pomocí nelineárních pružných členů a viskózních tlumících členů. Povrchové hmoty jsou dále navzájem spojeny lineárním pružným členem. Model má tři stupně volnosti a jeho dynamiku lze popsat třemi pohybovými rovnicemi.



Obr. 7.3: Tříhmotový model body-cover [25]

7.4 Model slizniční vlny [31]

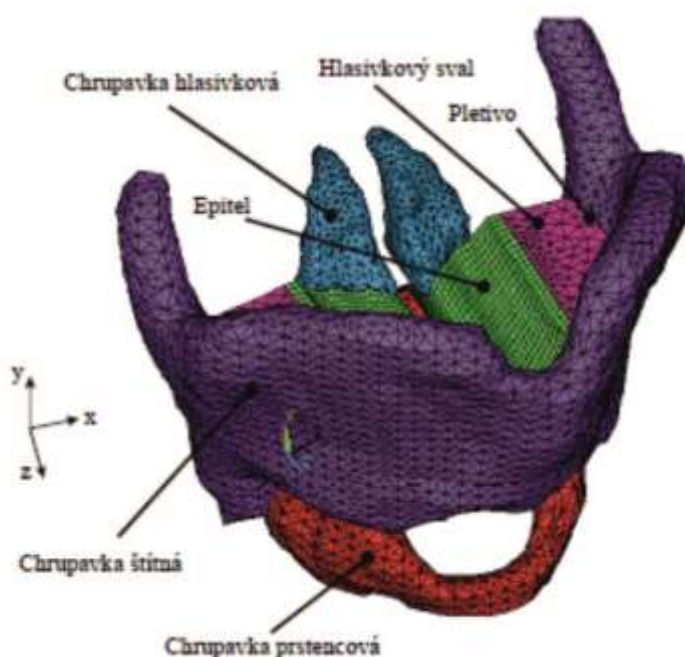
Hlasivka je reprezentována jednou hmotou. Během kmitání je pohyb horní části hmoty fázově zpožděn oproti pohybu spodní části hmoty, což připomíná pohyb slizniční vlny. Tento model vykazuje podobné chování jako dvouhmotové modely avšak počet visko-elastických parametrů je redukován na čtyři. Ke hmotnostnímu, tuhostnímu a tlumícímu parametru přibývá parametr rychlosti slizniční vlny.



Obr. 7.4: Model slizniční vlny [28]

7.5 Prostorový výpočtový model kmitání hlasivek

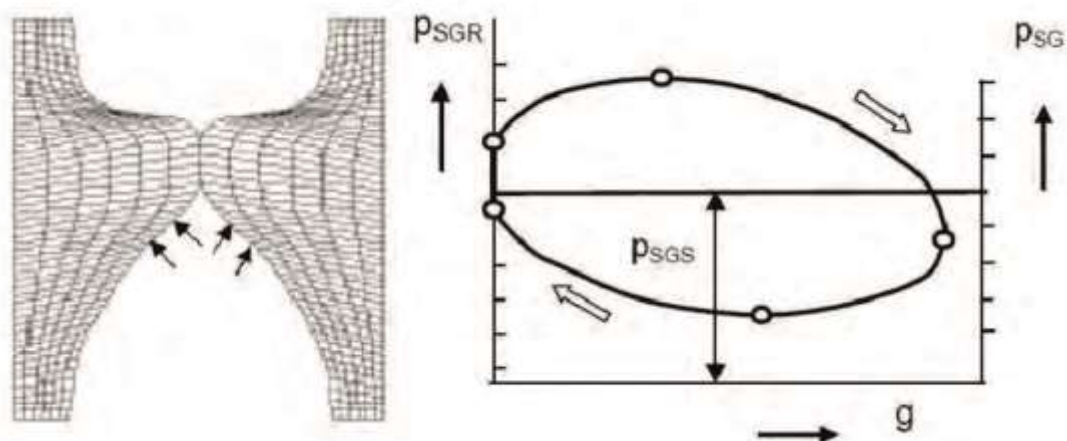
Autory článku [33] byl navržen trojrozměrný plně parametrický model hrtanu, obsahující hlasivky, s cílem předpovědět způsoby poškození hlasivek z charakteru jejich kmitů. Výpočtový model je řešen metodou konečných prvků. Parametrizace modelu umožňuje změnu geometrické konfigurace, materiálových charakteristik tkání hlasivek a předpětí hlasivek. Buzení modelu je realizováno periodickou funkcí subglotického tlaku. Uvedený model neobsahuje kontaktní prvky, takže není možná simulace kolize hlasivek. Model dokáže zahrnout vliv předpětí, addukce hlasivek a anizotropní chování materiálu jednotlivých tkání a umožňuje tak posoudit vliv změny těchto charakteristik na modální vlastnosti modelu.



Obr. 7.5: Prostorový parametrický model kmitání hlasivek [33]

7.6 Model založený na principu bubliny tlakového vzduchu [20]

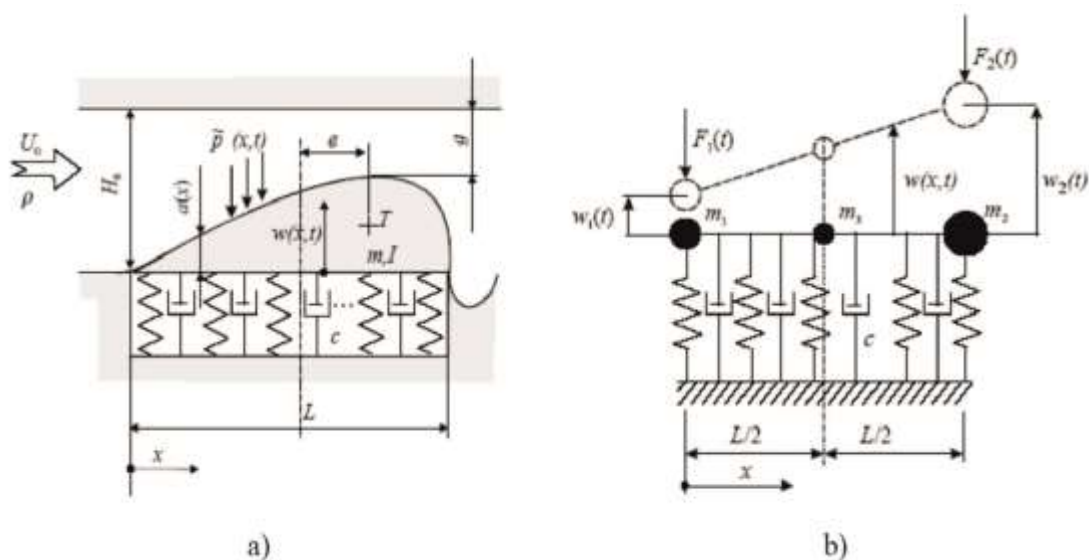
Jedná se o rovinný model funkce hlasivek (obr. 7.6) vyvinutý na ÚMTMB FSI v Brně vycházející z práce docentů Mišuna a Příkryla. Struktura hlasivek je buzena předepsaným subglotickým tlakem (p_{SG}), jenž je závislý na velikosti mezery glottis (g). Tato závislost má elipsovitý průběh a je znázorněna na obr. 7.6 vpravo. Závislost subglotického tlaku na mezeře glottis byla zjištěna experimentálně. Model obsahuje kontaktní prvky a vhodně vystihuje pohyb struktury hlasivek při fonaci.



Obr. 7.6: Model založený na principu bubliny tlakového vzduchu [20]

7.7 Aeroelastický model hlasivek

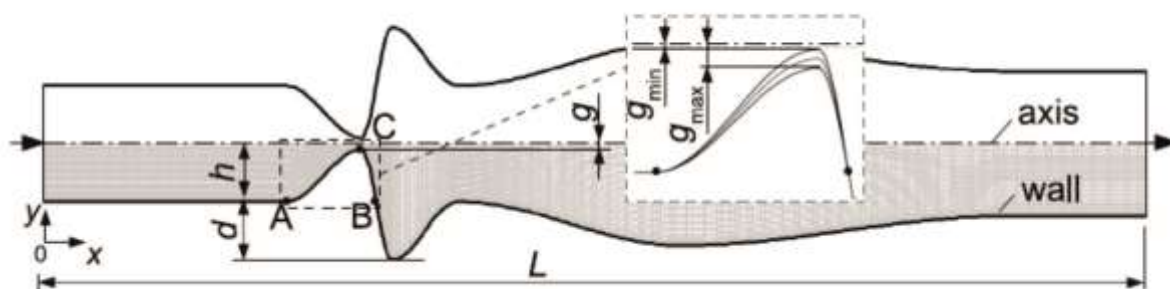
Autory článku [9] byl navržen matematický model hlasivek jako dynamická soustava o dvou stupních volnosti (rotace a translace). Hmoty hlasivek je tvarována dle tvaru hlasivek a je uložena na pružném základu ve stěně kanálu proudícího média. Model je tímto médiem buzen. Pro zjednodušení byla hmota redukována do tří diskretních hmot spojených se stěnou kanálu pomocí pružných a tlumících členů. Na tyto hmoty působí ekvivalentní budící aerodynamické síly odpovídající rozložení tlaku média podél povrchu těla hlasivek. V pozdější době byl model rozšířen mimo jiné i o řešení kolize hlasivek pomocí Hertzova modelu.



Obr. 7.7: Aeroelastický model [9]

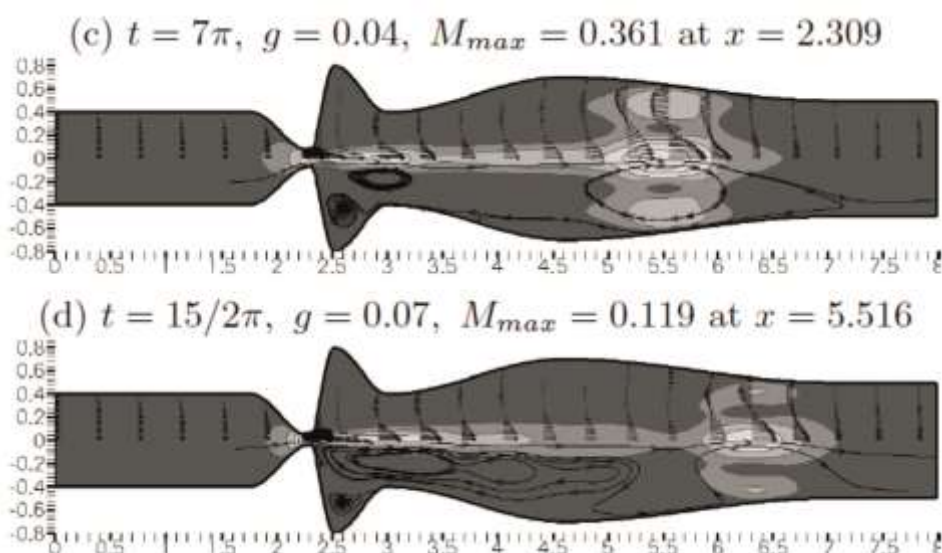
7.8 Nestacionární proudění vzduchu skrze pohybující se hlasivky

Autoři [23] vytvořili tento model pro simulování rovinného nestacionárního stlačitelného viskózního pole proudění probíhajícího v symetrickém kanále. Kmitání hlasivek je simulováno předepsaným pohybem části kanálové stěny, kde amplitudy tohoto pohybu dosahují takových hodnot, že dochází téměř k uzavírání kanálu. Proudění kanálem zjednodušeně reprezentuje proudění z průdušnice procházející přes hlasivky do supraglotického prostoru.



Obr. 7.8: Geometrie kanálu [23]

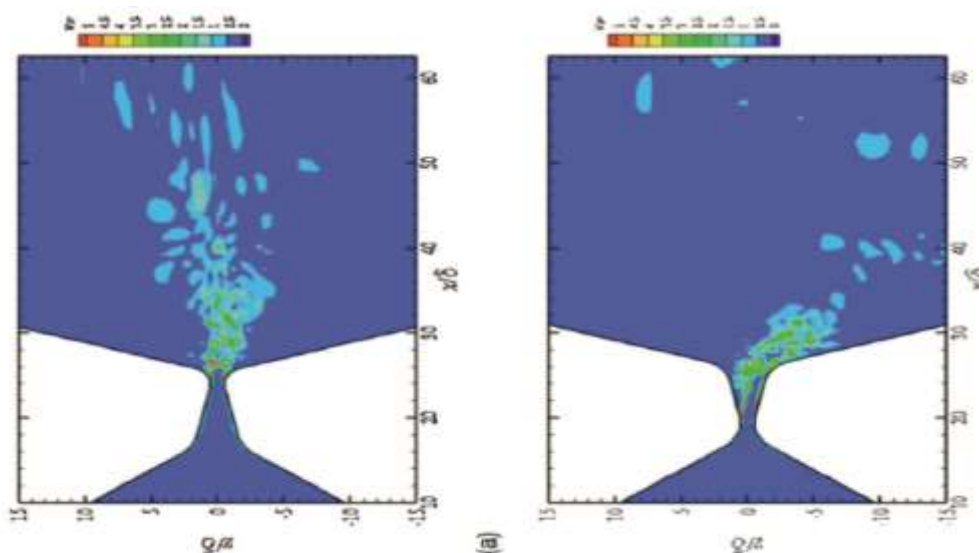
Na Obr. 7.8 jsou uvedeny dva výsledky numerické simulace proudění mezi hlasivkami. Je sledována hodnota Machova čísla (zobrazení izočárami), rozložení rychlostního profilu (zobrazeny v horní části kanálu) a proudnice (zobrazeny ve spodní části kanálu.)



Obr. 7.9: Výsledky simulace proudění vzduchu okolo hlasivek [23]

7.9 Proudění přes nepohyblivý model hlasivek [26]

Model geometrie je idealizován jako rovinný kanál s otvorem, který představuje glottis. Jsou uvažovány případy, kdy hlasivky zaujímají konvergentní nebo divergentní polohu. Úhel, který svírají je v obou případech 20° . Velikost mezery glottis je 0.4 mm. Buzení je realizováno tlakem o velikosti 15 cm rtuťového sloupce, což odpovídá přibližně 20 kPa. Model dokáže zachytit asymetrii proudění vedoucí ke Coanda efektu a turbulentní proudění.

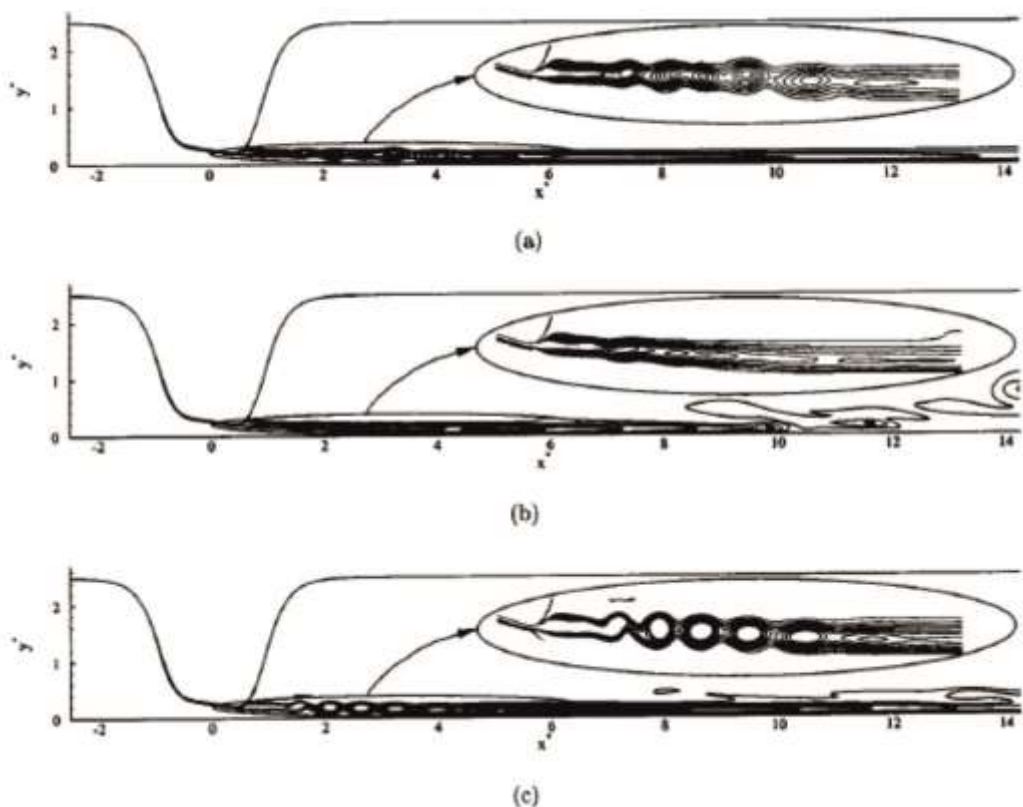


Obr. 7.10: Zobrazení vírových struktur [26]

Na Obr. 7.10 vlevo resp. Obr. 7.10 vpravo jsou zobrazeny případy konvergentního resp. divergentního tvaru glottis. V případě konvergentního tvaru lze vypořizovat tvorbu relativně velkých vírových struktur na výstupu z glottis. U divergentního tvaru jsou přítomny malé vírové struktury již v glottis a proud se přichycuje k jedné stěně.

7.10 Aerodynamické generování zvuků během fonace [36]

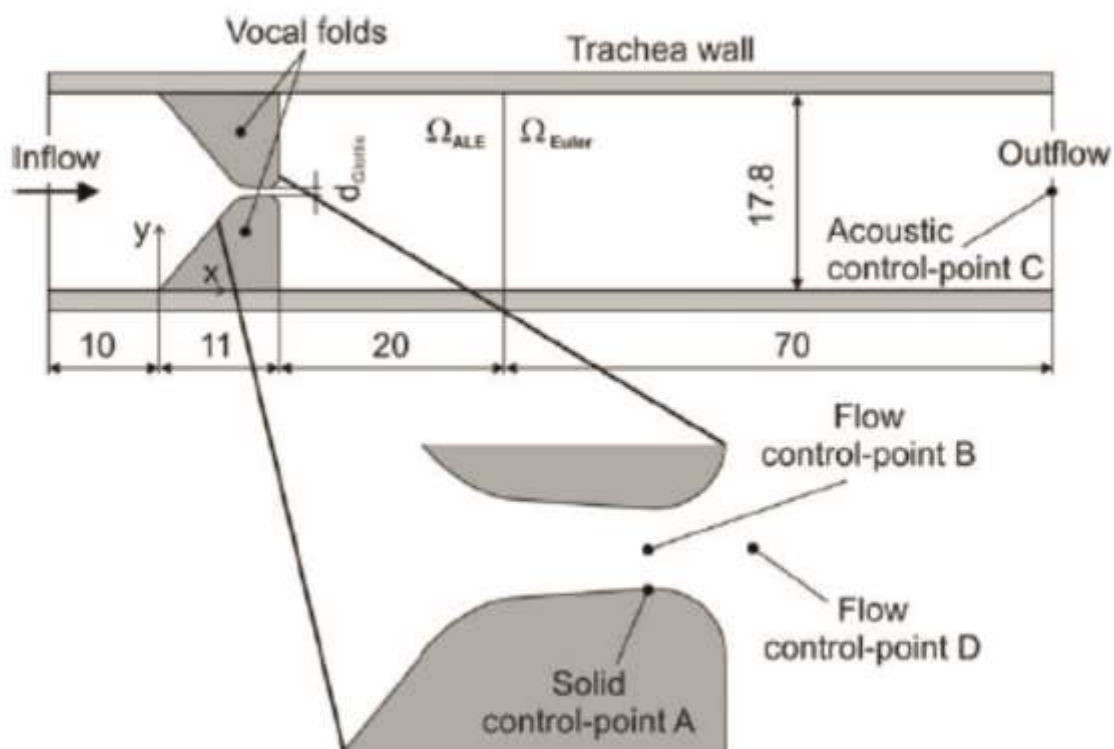
Model geometrie představuje hrtan idealizovaný jako tuhou trubicí s modulovaným otvorem představujícím glottis. Kmitání je vyvoláno pohybem stěny. Podmínky proudění byly zvoleny tak, aby aproximovaly proudění idealizovaným vokálním traktem a mezi hlasivkami během fonace. Interakce tekutiny a struktury byla zanedbána. Pro řešení byla použita dvourozměrná, axisymetrická forma Navier-Stokesovy rovnice, pro jejíž řešení je použita metoda konečných diferencí. Dále byla použita akustická analogie založená na William-Hawkingově rovnici pro rozložení akustického zdroje do monopólů, dipólů a kvadrupólů. Výsledky obou metod řešení ukazovaly výbornou shodu. V navazující práci [37] byly zkoumány vlivy subglotického tlaku, frekvence kmitání hlasivek a také vliv přítomnosti ventrikulárních řas.



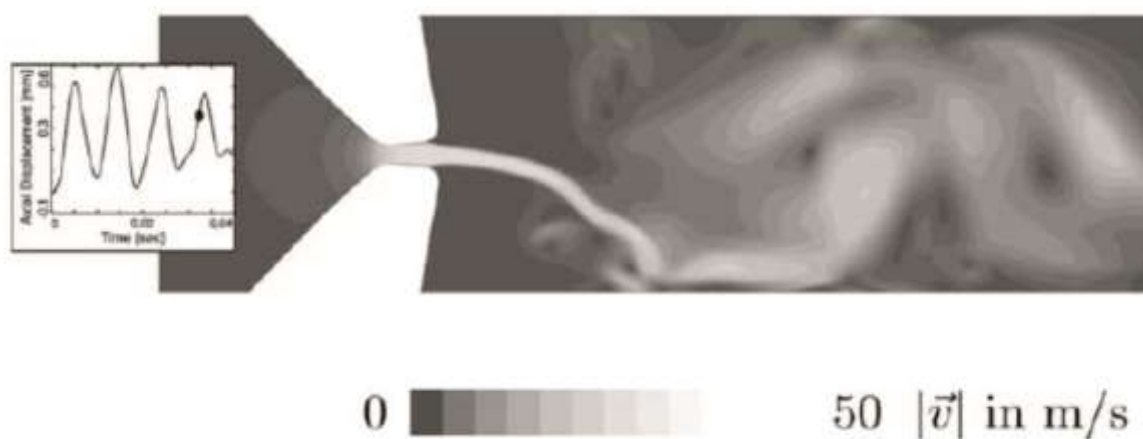
Obr. 7.11: Zobrazení vírových struktur [36]

7.11 Řešení interakce tekutina-struktura-akustika pomocí metody konečných prvků [19]

Autoři[Link] prezentovali ve své práci rovinný model, kde jsou hlasivky uloženy ve zjednodušeném kanálu. Řešení je prováděno metodou konečných prvků. Mechanické a akustické pole jsou aproximována standardní Galerkinovou metodou. Pole tekutiny je řešeno metodou konečných prvků založenou na reziduích. Interakce mezi Eulerovým polem tekutiny a Lagrangeovým mechanickým polem je založena na metodě (Arbitrary Lagrangian Eulerian - ALE). Interakce akustika-struktura je založena na mechanice kontinua a spojení tekutina-akustika na Lighthillově analogii. Řešení ukazuje výskyt Coanda efektu.



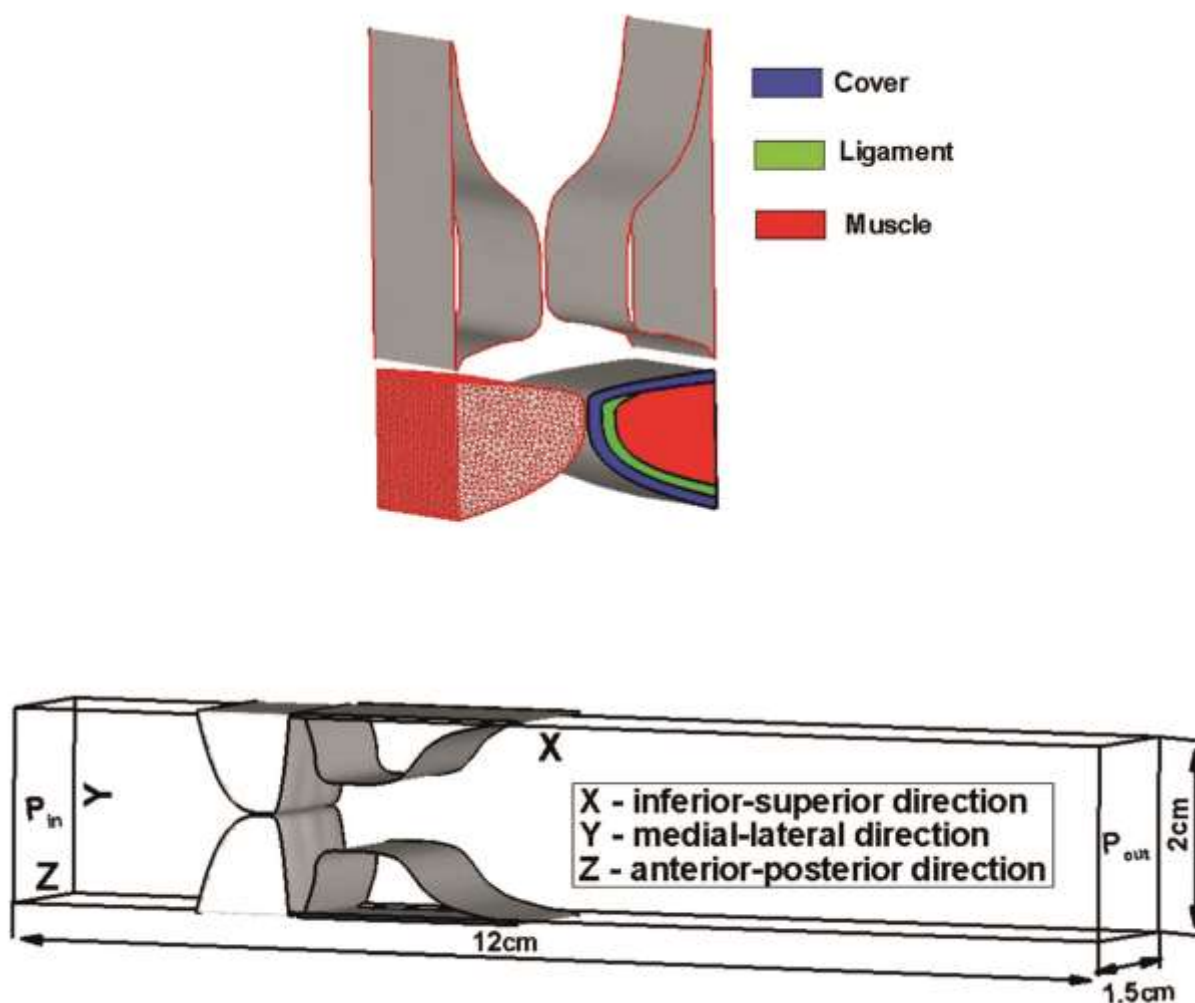
Obr. 7.12: Geometrie modelu [19]



Obr. 7.13: Řešení ukazující výskyt Coanda efektu [19]

7.12 Prostorový model pro numerickou simulaci hlasivkového proudu a dynamiky hlasivek [38]

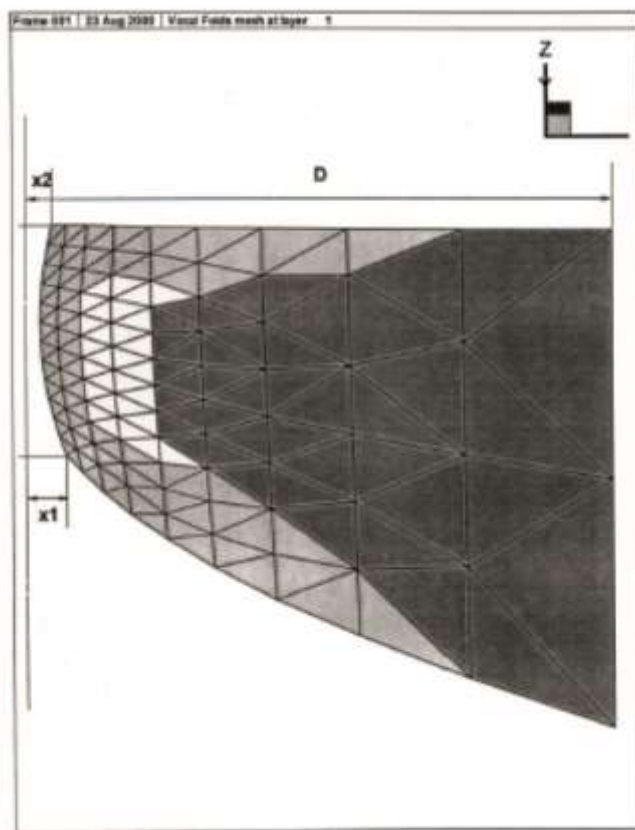
Pro potřeby numerické simulace byl použit řešič proudění založený na metodě vnořené hranice (immersed boundary method) a řešič metody konečných prvků pro určení dynamiky hlasivek. Model geometrie byl zvolen jako prostorový s uvažováním tvaru ventrikulárních řas a struktury hlasivek, která má tři vrstvy - obal, vaz a sval (Obr.7.14 nahoře). Model materiálu hlasivek je viskoelastický s transversální ortotropií.



Obr.7.14: Geometrie modelu a struktura vrstev hlasivek [38]

7.13 Výpočtové modelování kmitání hlasivek pomocí metody konečných prvků [1]

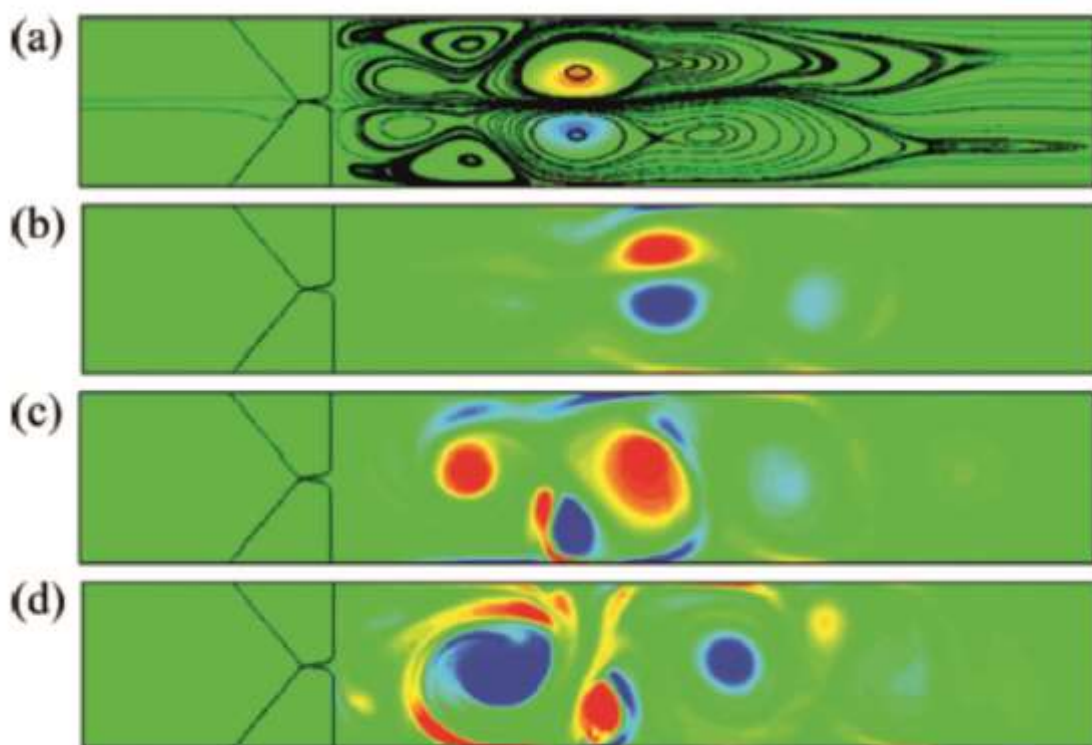
Byl vytvořen třívrstvý model hlasivek (obal, tělo, vaz viz Obr. 7.15) pro řešení kmitání hlasivek metodou konečných prvků, umožňující simulovat i určité druhy hlasových poruch. Model materiálu je schopen pojmout nehomogenní anizotropní materiálové vlastnosti. Pro získání oscilačních charakteristik hlasivek jsou použity vztahy mechaniky kontinua, řešeny pomocí metody konečných prvků.



Obr. 7.15: Model geometrie [1]

7.14 Studie asymetrického odklonu hlasivkového proudu během fonace [38]

Pro studium odklonu hlasivkového proudu během fonace je použita numerická simulace. Pro výpočet proudění je užito Navier-Stokesových rovnic. Rovinný model geometrie hrtanu je zjednodušen do obdélníkového tvaru. Studium je zaměřeno na zkoumání vlivu Reynoldsova čísla a úhlu otevření hlasivek a tzv. Coanda efektu na odklonu hlasivkového proudu.



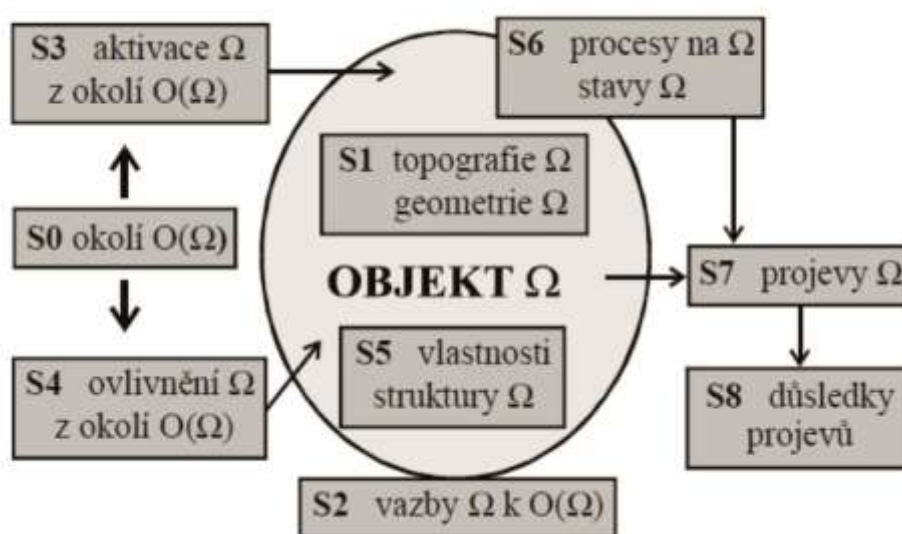
Obr. 7.16: Znázornění vírových struktur pro čtyři různé hodnoty Reynoldsova čísla [38]

Na Obr. 7.16 jsou zobrazeny výsledky numerické simulace pro stejný úhel otevření hlasivek a čtyři rozdílné hodnoty Reynoldsova čísla. Pro případ (a) $Re = 82$, (b) $Re = 118$, (c) $Re = 204$, (d) $Re = 286$. Na obr. 16 (a) jsou znázorněny proudnice.

8 Vytvoření systému podstatných veličin, určení typu problému a výběr metody řešení

8.1 Vytvoření systému podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$

Pojem „systém podstatných veličin“ je prezentován a vysvětlen v literatuře [14]. Systém podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$ zahrnuje to podstatné z hlediska řešeného problému a umožňuje tak uvědomění si všech souvislostí souvisejících s daným problémem. Systém podstatných veličin je rozdělován do podmnožin $\{S_i\}$, které jsou ilustrovány na Obr. 8.1.



Obr. 8.1: Zobrazení podmnožin $\{S_i\}$ systému podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$ [14]

Podmnožiny systému podstatných veličin po aplikaci na problém řešený v této práci jsou:

S0 – veličiny popisující okolí

Vokální a subglotický trakt a jeho geometrie, vlastnosti tkáně vokálního traktu.

S1 – topologie a geometrie entity

Geometrie hlasivek – tvar, strukturovanost hlasivek (dle literatury je možno rozdělit hlasivky na dvě, tři či pět částí), změna geometrie způsobená přítomností patologií.

S2 – vazby

Uložení hlasivek v hrtanu a vazby a jejich vazby prostřednictvím kloubního, svalového či vazivového spojení.

S3 – aktivace entity s okolím

Aktivace tlakem vzduchu vznikajícího aktivitou dýchacích svalů. Vliv svalů hrtanu na nastavení hlasivek.

S4 – ovlivňování

Změna tělesné teploty a tím způsobená změna teploty proudícího vzduchu. Vliv onemocnění dutin hrtanu.

S5 – vlastnosti entity dle oboru, který se na ní řeší

Materiálové charakteristiky jednotlivých vrstev hlasivek.

S6 – veličiny popisující procesy a stavy do kterých se entita dostává

Kmitavý pohyb hlasivek, u něhož se dá sledovat frekvence. Během fáze uzavírání a uzavření dochází ke kontaktu hlasivek (kontaktní napětí). Vlivem činnosti některých hrtanových svalů dochází ke změnám napětí v hlasivkách a tím souvisejícím změnám materiálových charakteristik.

S7 – projevy entity

Kmitání hlasivek, které přerušuje proud vzduchu z plic a vytváří tak zdrojový hlas.

S8 – důsledky

Průchodem zdrojového hlasu dutinami vokálního traktu a nastavením vokálního traktu vzniká v konečném důsledku řeč.

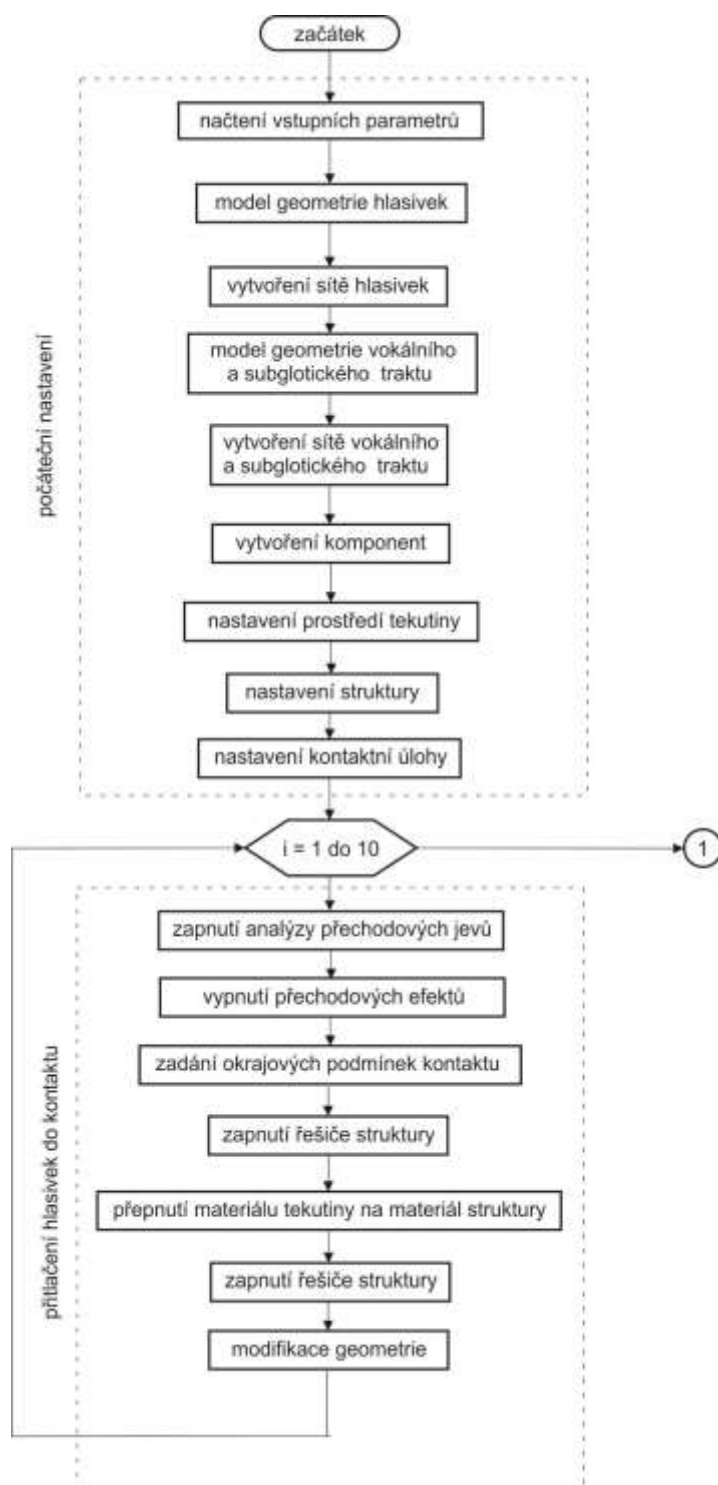
8.2 Typ problému a výběr metody řešení

Protože vstupy do algoritmu řešení jsou podmnožiny systému podstatných veličin $S0 - S5$ a výstupem jsou podmnožiny $S6 - S8$, jedná se o problém přímý. Pro jeho řešení bude použito výpočtového modelování, kde modelovým objektem je matematická teorie. Kvůli své složitosti je tato teorie řešitelná pouze pomocí numerických metod. Zvolenou numerickou metodou je metoda konečných prvků, na které je založen program ANSYS, který bude použit pro řešení.

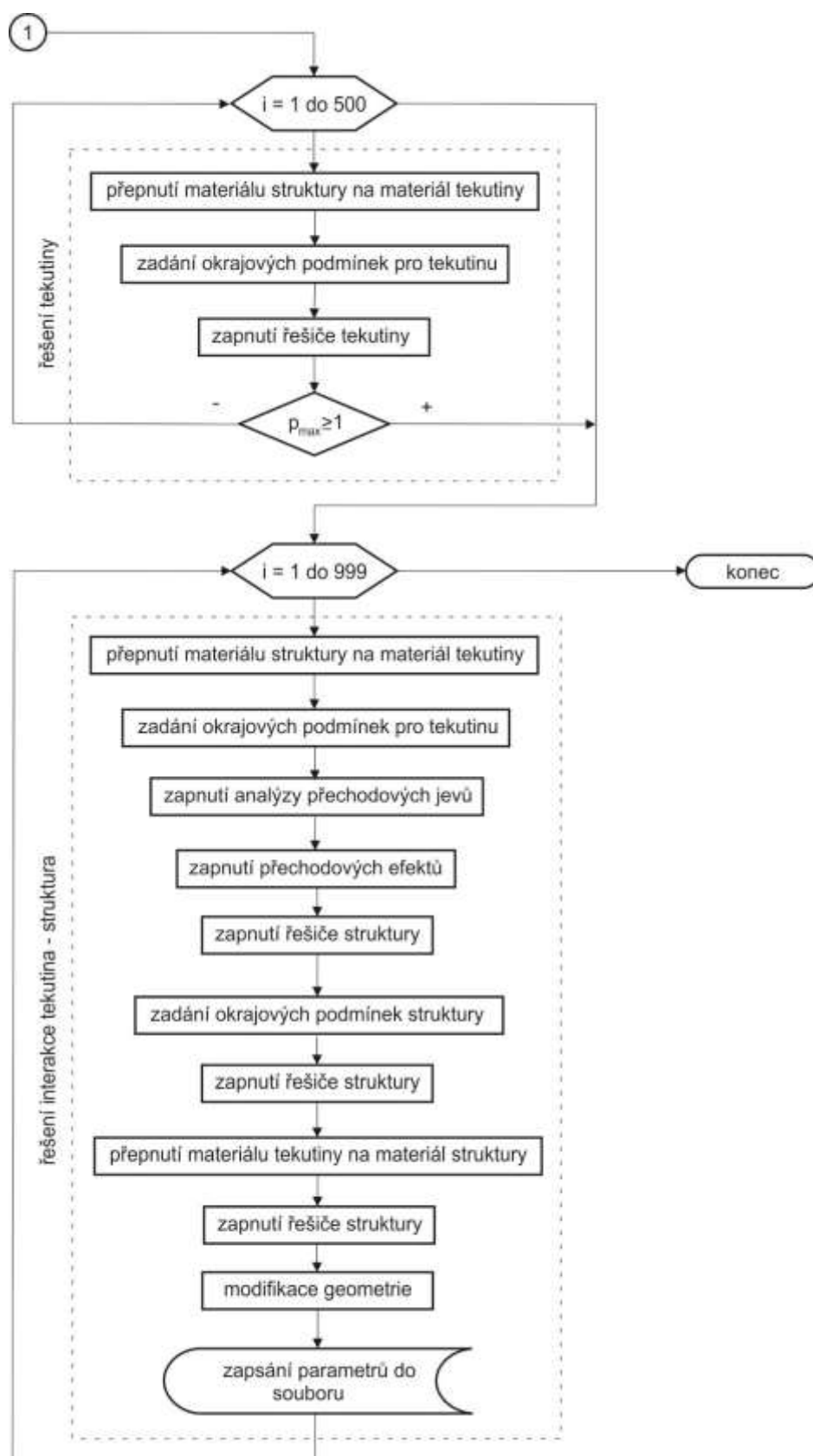
9 Vytvoření výpočtového modelu

Tato práce navazuje na práce [10], [21] a [16], proto vychází také z výpočtových modelů v těchto pracích vytvořených. Jedná se o rovinné modely zahrnující interakci mezi proudícím vzduchem, kmitajícími hlasivkami a akustikou vokálního traktu. Protože autoři těchto prací tyto modely již dopodrobna popsali, nebude tato práce detailně rozebírat celý výpočtový algoritmus, ale zaměří se pouze na část podstatné z hlediska formulovaného problému. V této kapitole budou uvedené vytvořené dílčí modely (model materiálu, model geometrie,...), použitá matematická teorie a výpočtový algoritmus.

9.1 Algoritmus řešení problému interakce proudícího vzduchu a hlasivek



Obr. 9.1: Vývojový algoritmus - část první



Obr. 9.2: Vývojový algoritmus - část druhá

9.2 Modely materiálu

V odborné literatuře je uvedeno použití různých modelů materiálu např. viskoelastický, ortotropní, atd. Problém nastává při stanovení materiálových parametrů. Ty jsou získávány z materiálových zkoušek. Tkáň hlasivek je vyživována a inervována, a proto je určení těchto parametrů velice složité. Struktura hlasivek je popsána v kap. 4.3.1 a je zřejmé, že jednotlivé vrstvy hlasivek mají různé materiálové vlastnosti, které jsou i směrově závislé. Pro určení materiálových parametrů se provádějí materiálové zkoušky na vyjmutých vzorcích hlasivek. Měření na těchto vzorcích ovšem vykazuje odchylky od skutečných hodnot.

Model materiálu použitý v této práci je volen podobně jako v práci [16] homogenní lineárně isotropní. Pro popis tohoto konstitutivního modelu materiálu postačují dvě materiálové konstanty – Youngův modul pružnosti v tahu (E) a Poissonovo číslo (μ). V práci [16] jsou stanoveny materiálové konstanty pro epitel, ligament a sval, získané citlivostní analýzou. Pro pevnou hodnotu E pro epitel (E_{epitel}) byly testovány změny hodnot Youngova modulu ligamenta ($E_{ligament}$) a svalu (E_{sval}) v závislosti na změně vlastních frekvencí hlasivek. Hodnoty pro jednotlivé vrstvy jsou pro základní frekvenci kmitání hlasivek okolo 100Hz:

- Epitel - $E_{epitel}=25\,000\text{ Pa}$, $\mu_{epitel}=0.49$,
- Ligament - $E_{ligament}=8\,000\text{ Pa}$, $\mu_{ligament}=0.49$,
- Sval - $E_{sval}=65\,000\text{ Pa}$, $\mu_{sval}=0.40$.

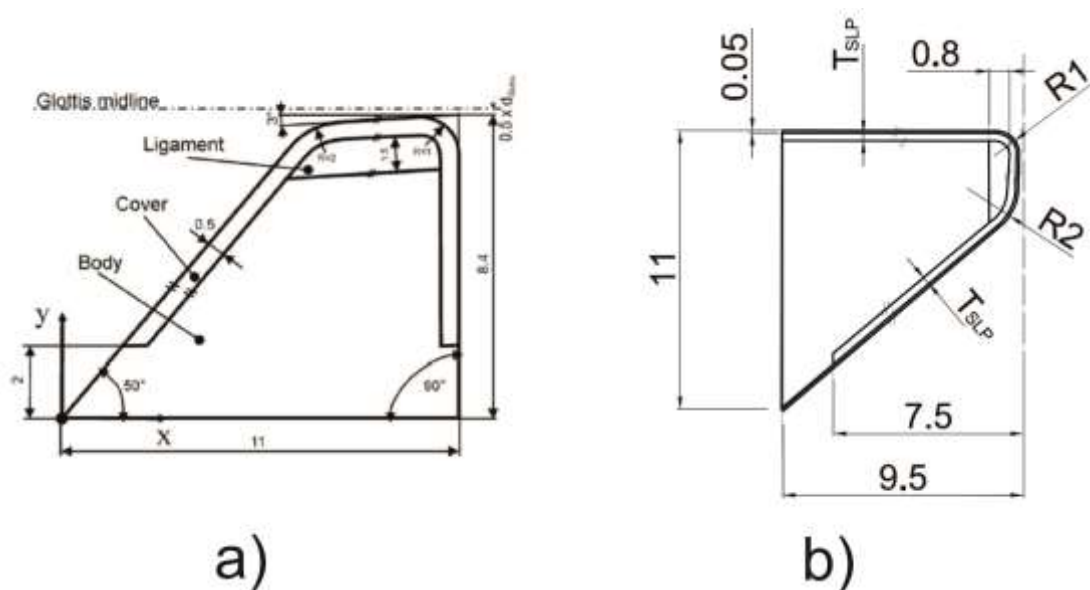
Pro potřeby vytvoření čtyřvrstvého modelu byly v práci [21] doplněny tyto hodnoty čtvrté vrstvy - SLP:

- SLP – $E_{SLP}=2\,000\text{ Pa}$, $\mu_{SLP}=0.49$.

Hustota pro všechny vrstvy tkáně je dle [28] shodná, a to $\rho = 1040\text{ kg.m}^{-3}$.

9.3 Model geometrie hlasivek

Jako základ pro vytvoření modelu geometrie byl použit třívrstvý model obal-vaz-tělo, užívající M5 Shererovu geometrii (Obr. 9.3) [24]. Modifikací tohoto modelu vznikl model čtyřvrstvý, zahrnující epitel, povrchovou vrstvu laminy proprii (superficial lamina propria - SLP), ligament a sval. Modifikovaný model je parametrizován (zaveden parametr T_{SLP} – tloušťky vrstvy superficia lamina propria) tak, aby bylo možné zahrnout do geometrie i některé patologie např. Reinkeho edém. Celkové rozměry hlasivek byly převzaty z práce [24]. Taktéž i tloušťky vrstvy epitelu. Hodnota tloušťky ligamenta a SLP byla převzata z literatury [7]. V této literatuře byly tyto hodnoty určeny jako průměr z deseti hodnot naměřených na vyoperovaných lidských hlasivkách.



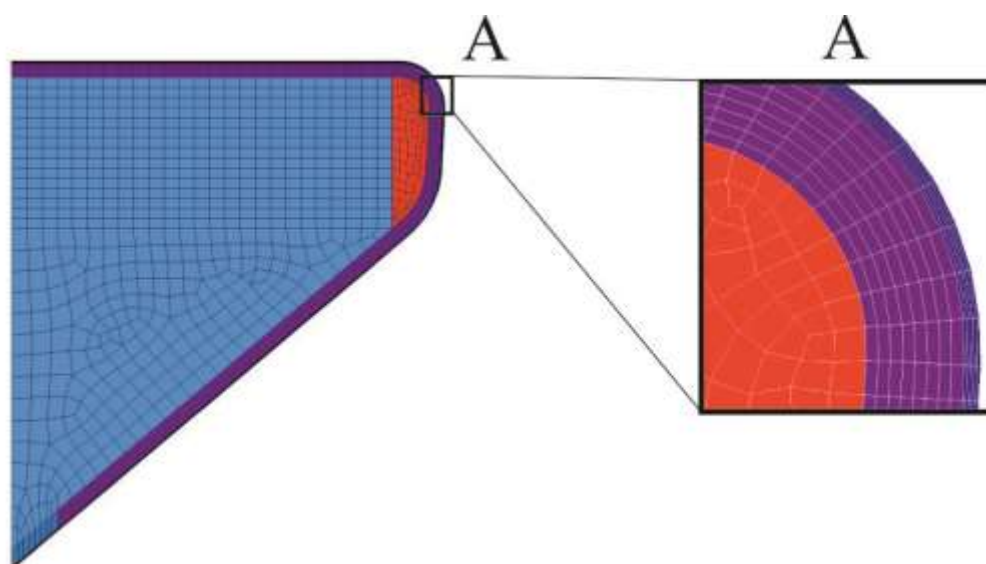
Obr. 9.3: Geometrie hlasivek (a) M Shererova [19] (b) upravená pro potřeby modelování

Subject No.	Extent of area covered with squamous epithelium in mm			Thickness of each layer of lamina propria in mm		
						
1	2.5	3.2	5.7	0.3	0.9	1.2
2	2.0	2.5	4.5	0.4	0.5	0.9
3	2.5	2.3	4.8	0.2	1.1	1.3
4	0.9	1.7	2.6	0.5	0.8	1.3
5	1.8	2.5	4.3	0.3	0.6	0.9
6	1.4	2.1	3.5	0.4	0.5	0.9
7	0.8	1.9	2.7	0.2	1.0	1.2
8	2.1	2.6	4.7	0.3	1.0	1.3
9	2.0	2.5	4.5	0.3	1.0	1.3
10	1.5	1.8	3.3	0.2	0.9	1.1
Average	1.8	2.3	4.1	0.3	0.8	1.1

Obr. 9.4 [7] Naměřené hodnoty tloušťky vrstev hlasivek

9.4 Vytvoření sítě konečných prvků tkáně hlasivek

Pro síť konečných prvků tkáně hlasivek byl použit rovinný strukturní prvek PLANE 182, se dvěma stupni volnosti v každém uzlu. Hustota sítě je volena tak, aby model umožňoval zachytit pohyb hlasivek a slizniční vlny. Proto je po tloušťce epitelu nastaveno alespoň pět prvků (Obr. 9.5). Prvky ve vrstvách epitelu a SLP jsou rozloženy rovnoměrně z důvodu zamezení zhroucení sítě kvůli velkým posuvům jednotlivých uzlů v průběhu výpočtu.



Obr. 9.5: Síť konečných prvků tkáně hlasivek

9.5 Model geometrie vokálního traktu

Tvar vokálního traktu se při vyslovování jednotlivých hlásek mění. Stejně tak i objem dutin vokálního traktu. Pro vytvoření geometrie je snímán (magnetickou rezonancí) skutečný tvar traktu, odpovídající tvaru při vyslovování České samohlásky /a:/. Celý postup převedení geometrie traktu ze snímků magnetické rezonance až do podoby rovinného geometrického modelu je podrobně popsán v práci [21] a zde budou připomenuty pouze základní operace. Postup se skládá z těchto bodů:

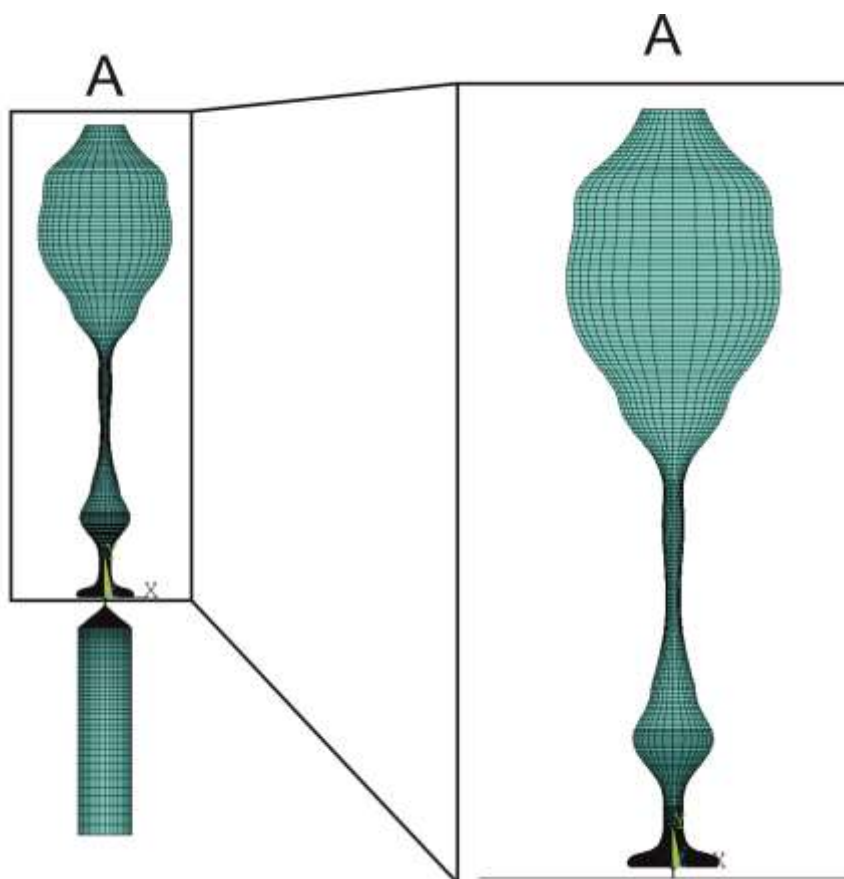
1. Převedení geometrie ze snímků magnetické rezonance do prostorového modelu geometrie.
2. Vytvoření rovinných řezů, kolmých na osu vokálního traktu.
3. Vytvoření obdélníkových průřezů s konstantní výškou s odpovídající velikostí ploch pro dané rovinné řezy.
4. Použití šířky obdélníkových průřezů pro získání bodů obrysové křivky rovinného geometrického modelu vokálního traktu.

9.6 Model geometrie subglotického traktu

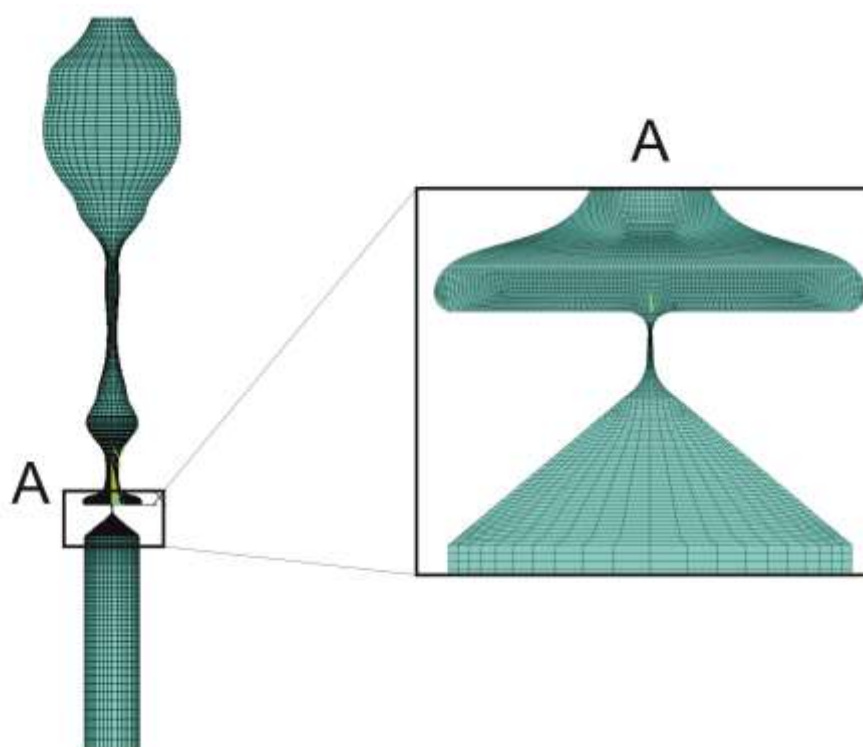
Subglotický trakt se po přímé části pod hlasivkami v určité vzdálenosti kaudálně rozvětňuje, dále přechází z průdušnice do průdušek a dále do plic. V modelu je subglotický trakt modelován od hlasivek po první rozvětvení jako obdélníkový kanál o délce 85 mm.

9.7 Vytvoření sítě konečných prvků vokálníhoho a subglotického traktu

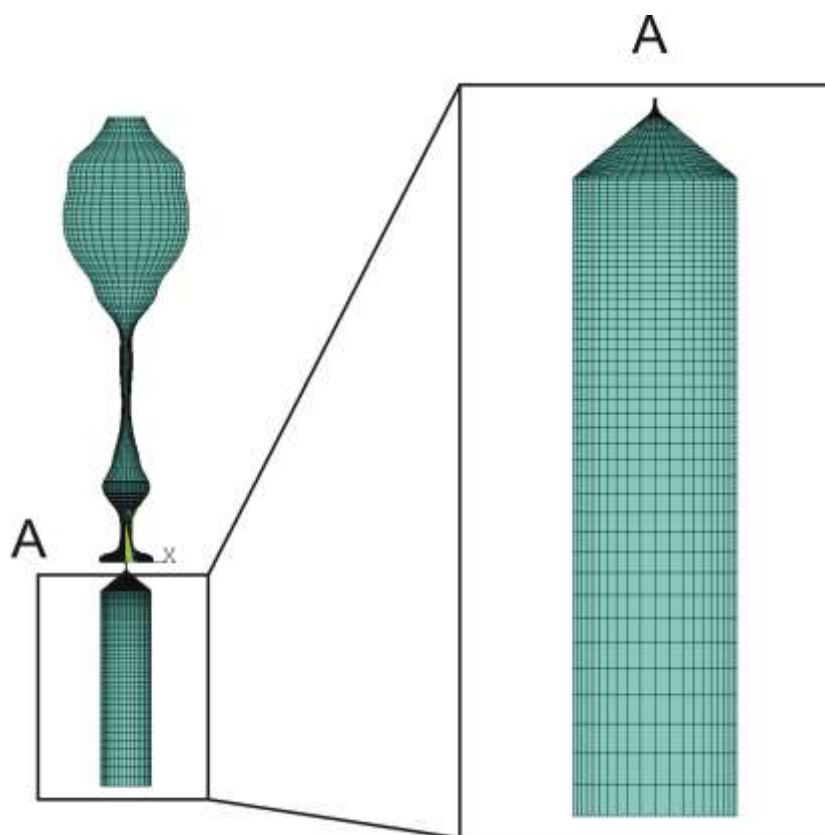
Byla vytvořena síť konečných prvků vzduchu vyplňujícího dutiny vokálního traktu a subglotický trakt. Pro popsání tekutiny (vzduch) je použit prvek FLUID 141, vhodný pro modelování proudění tekutiny. Tento prvek je definován čtyřmi (čtyřúhelník) nebo třemi (trojúhelník) uzly, které je možné spojit s uzly prvku struktury PLANE 182. Takto je možné popsat interakci tekutiny a struktury. Síť prvků je u stěn traktů zhuštěna kvůli lepšímu zachycení rychlostního gradientu. Dále je zhuštění provedeno nad hlasivkami v oblasti ventrikulárních řas, za účelem popsání výtrysku proudu vzduchu po otevření hlasivek.



Obr. 9.6: Zobrazení sítě konečných prvků vokálníhoho traktu



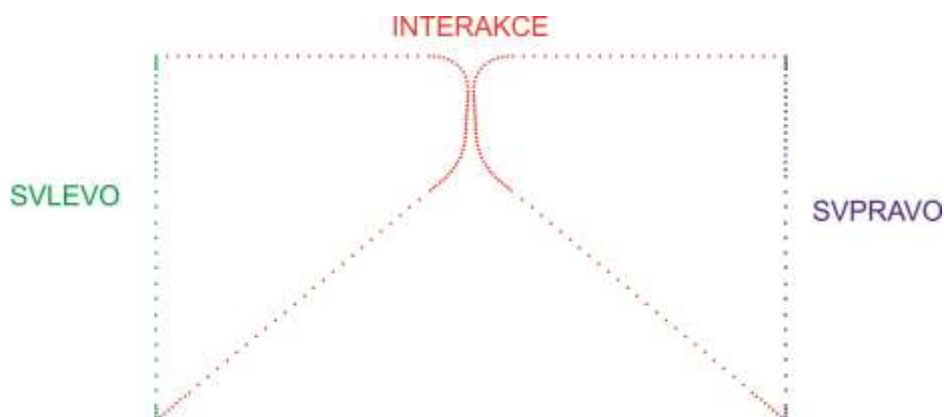
Obr. 9.7: Zobrazení sítě konečných prvků mezihlasivkového a nadhlasivkového prostoru



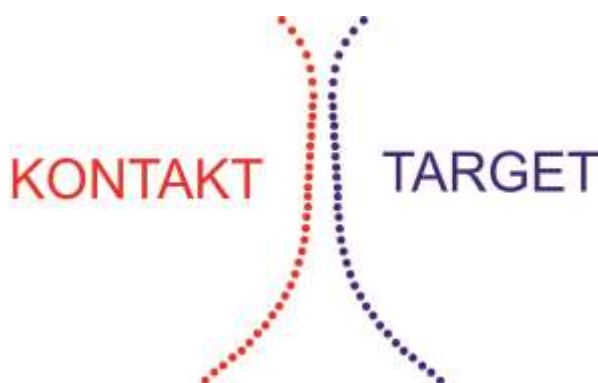
Obr. 9.8: Zobrazení sítě konečných prvků subglotického traktu

9.8 Vytvoření komponent a předeepsání okrajových podmínek

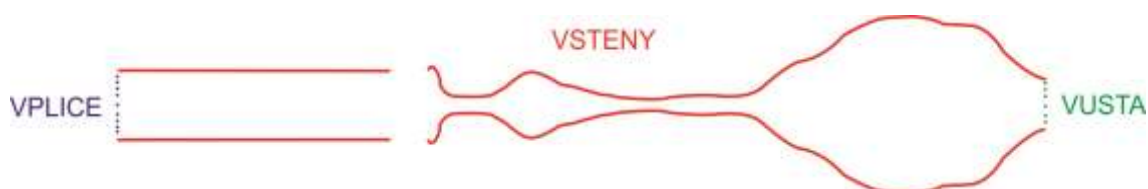
Komponentou je nazývána skupina entit (uzlů, prvků, čar,...). Použití komponent usnadňuje práci např. při zadávání okrajových podmínek. Na obrázcích Obr. 9.9, Obr. 9.10 a Obr. 9.11 jsou zobrazeny vytvořené komponenty - skupiny uzlů sítě.



Obr. 9.9: Komponenty na povrchu hlasivek



Obr. 9.10: Komponenty pro kontaktní úlohu



Obr. 9.11: Komponenty akustického prostředí

Nastavení okrajových podmínek pro strukturu

Okrajové podmínky struktury se předepisují pro komponenty SVPRAVO a SVLEVO (Obr. 9.9). Předepisuje se velikost deformačního posuvu p , který v počátcích výpočtu přiblíží hlasivky do kontaktu. Zadání okrajových podmínek lze zapsat jako:

CMSEL,S,SVLEVO	načtení skupinu uzlů SVLEVO
d,all,UX,p	předepsání posuvů ve směru osy x o velikosti p
d,all,UY,0	zamezení posuvů ve směru osy y
alls	vybrání všech entit

CMSEL,S,SVPRAVO	načtení skupinu uzlů SVPRAVO
d,all,UX,-p	předepsání posuvů ve směru osy x o velikosti $-p$
d,all,UY,0	zamezení posuvů ve směru osy y
ALLSEL	vybrání všech entit

Nastavení okrajových podmínek pro tekutinu

U tekutiny je nastavena nulová rychlost u stěn vokálního a subglotického traktu (komponenta VSTENY - Obr. 9.11) a také na stěnách hlasivek (komponenta INTERAKCE – Obr. 9.9):

CMSEL,S,VSTENY	načtení komponenty VSTENY
CMSEL,a,INTERAKCE	načtení komponenty INTERAKCE ke komponentě VSTENY
d,all,vx,0,	předepsání nulové hodnoty pro rychlost ve směru osy x
d,all,vy,0,	předepsání nulové hodnoty pro rychlost ve směru osy y
alls	

Na výstupu z plic (komponenta VPLICE) je nastavena nulová hodnoty rychlosti ve směru osy x a předepisuje se hodnota velikosti rychlosti ve směru osy y – v . Proto, aby nedošlo ke skokovému nárůstu rychlosti a problémům s konvergencí výpočtu, je hodnota v zadávána po malých přírůstcích během zadaného počtu časových kroků.

CMSEL,S,VPLICE	načtení komponenty VPLICE
d,all,vx,0,0	předepsání nulové hodnoty pro rychlost ve směru osy x
d,all,vy,vr,0	předepsání zadané hodnoty pro rychlost ve směru osy y
alls	

Na výstupu z út je pro komponentu VUSTA nastavena nulová hodnota tlaku:

CMSEL,s,VUSTA	načtení komponenty VPLICE
d,all,pres,0,0	předepsání nulové hodnoty tlaku
ALLS	

Nastavení okrajových podmínek pro interakci tekutiny a struktury

Pro případ otevření hlasivek, platí okrajové podmínky popsané výše. Pro případ uzavření hlasivek jsou pro skupinu uzlů, ležících mezi hlasivkami, nastaveny nulové hodnoty rychlostí a tlaku. Tyto uzly jsou uspořádány dle své polohy do dvourozměrného pole - MATICE (viz práce [21]).

d,matice(i,j,k),pres,0,0	předepsání nulové hodnoty tlaku pro uzel na poloze (i, j, k)
d,matice(i,j,k),vx,0,0	předepsání nulové hodnoty rychlosti ve směru x pro uzel pro poloh (i, j, k)
d,matice(i,j,k),vy,0,0	předepsání nulové hodnoty rychlosti ve směru y pro uzel pro polohu (i, j, k)

9.9 Matematická teorie

Matematická teorie slouží ve výpočtovém modelování jako modelový objekt, tedy jako pomocný prostředek k řešení problému. Program ANSYS je založen na metodě konečných prvků, která je aplikována na dané úlohy. Pro potřeby řešení problému interakce tekutiny se strukturou a akustikou vokálního traktu byl použit model kmitání tkáně hlasivek řešený pomocí přechodové analýzy v čase (transientní analýza). Pro řešení jsou uvažovány velké deformace struktury hlasivek a kontaktní úloha. Model proudění vzduchu je uvažován pro neustálené, viskózní a stlačitelné proudění popsané pomocí Navier-Stokesových rovnic. Použití stlačitelného proudění umožňuje modelování šíření akustických vln vokálním traktem. Zdrojem pro sepsání této kapitoly byl [39]

9.9.1 Přejchodová analýza (transientní analýza)

V programu ANSYS se přechodová analýza zapíná příkazem *ANTYPE, TRANS*. Při použití metody konečných prvků lze pohybové rovnice struktury tkáně hlasivek zapsat v maticovém zápisu jako:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} = \{F^A\} \quad (9.1)$$

kde význam jednotlivých členů je následující:

$[M]$ – strukturní matice hmotnosti,

$[C]$ – strukturní matice tlumení,

$[K]$ – strukturní matice tuhosti,

$\{\ddot{u}\}$ – uzlový vektor zrychlení,

$\{\dot{u}\}$ – uzlový vektor rychlostí,

$\{u\}$ – uzlový vektor výchylek,

$\{F^A\}$ – vektor budících sil.

Pro řešení soustavy rovnic přímou integrací v časové oblasti byla v ANSYSU použita Newmarkova metoda.

9.9.2 Modální analýza tkáně hlasivek

Modální analýza se užívá pro určení vlastních frekvencí a vlastních tvarů struktury. Slouží také jako výchozí krok pro další dynamické analýzy. V programu ANSYS se zapíná se příkazem *ANTYPE, MODAL*. Řešení vychází z rovnice (9.1) kde bez uvažování tlumení ($[C] = [0]$) a budících sil ($\{F^A\} = \{0\}$) obdržíme:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [K]\{u\} = \{0\} \quad (9.2)$$

Rovnice (9.2) je rovnicí pro řešení volného netlumeného kmitání. Pro předpoklad harmonických kmitů lze řešení rovnic (9.2) vyjádřit:

$$\{u\} = \{\Phi\}_i \cdot \cos(\omega_i \cdot t) \quad (9.3)$$

kde význam členů je:

$\{u\}$ – vektor výchylek,

$\{\Phi\}_i$ – vlastní vektor pro vlastní tvar i -té vlastní frekvence,

ω_i – i -tá vlastní frekvence,

t – čas.

Po dosazení (9.3) do rovnic (9.2) a následné úpravě je obdržena soustava rovnic

$$([K] - \omega_i^2[M])\{\Phi\}_i = \{0\} \quad (9.4)$$

Pro dosažení netriviálního řešení ¹, musí být determinant soustavy (9.4) nulový.

$$\det|[K] - \omega_i^2[M]| = 0 \quad (9.5)$$

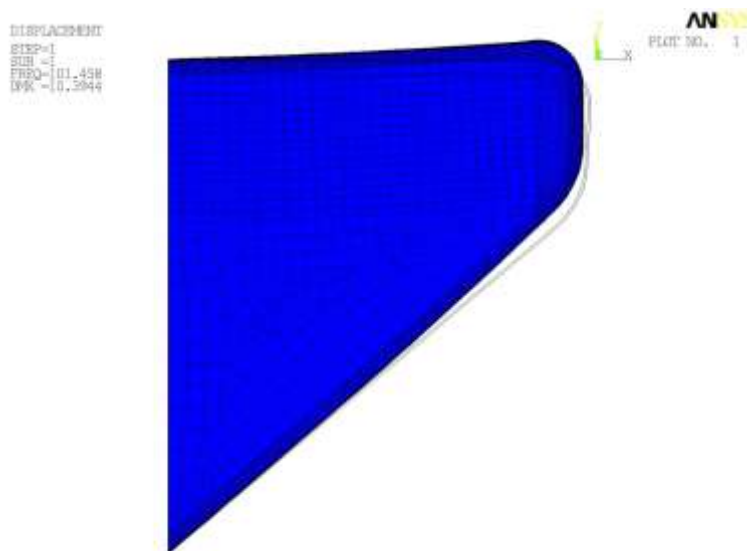
Z (9.4) se stanoví vlastní úhlové frekvence soustavy Ω_i , které je možné přepočítat na vlastní frekvence soustavy dle vztahu

$$f_i = \frac{\Omega_i}{2\pi} \quad (9.6)$$

kde f_i je i -tá vlastní frekvence soustavy.

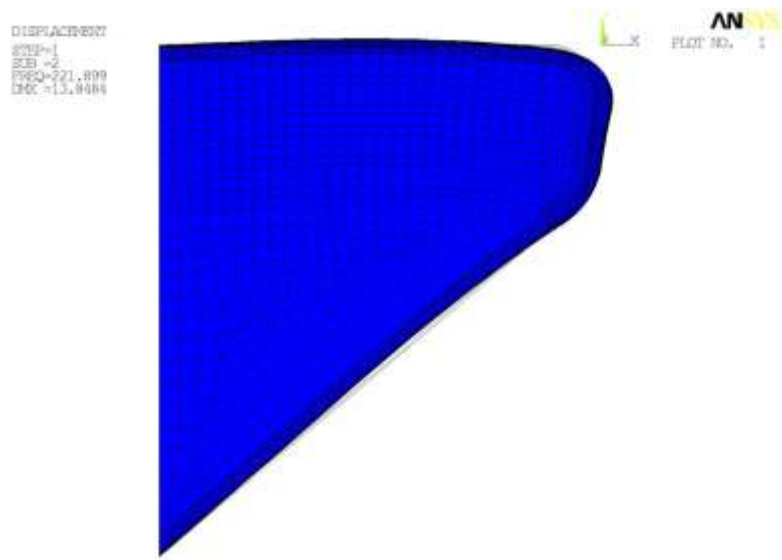
9.9.3 Výsledky modální analýza struktury hlasivek

Pro modální analýzu struktury bude použit model pouze jedné hlasivky. Pro výpočet bylo jako okrajová podmínka předepsáno vetknutí, pro komponentu SVLEVO. Budou zobrazeny výsledky pěti prvních vlastních tvarů a uvedeny hodnoty vlastních frekvencí.

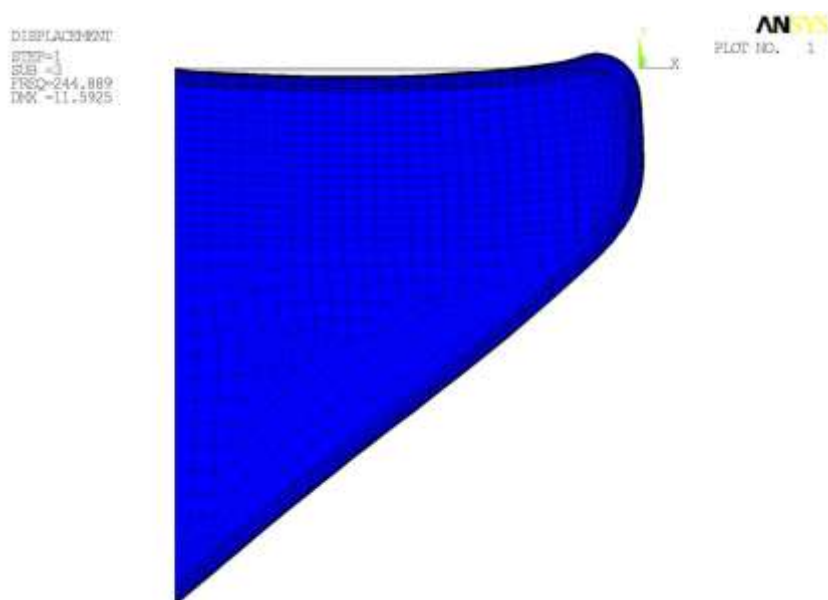


Obr. 9.12: První vlastní tvar kmitání pro frekvenci 101.458 Hz

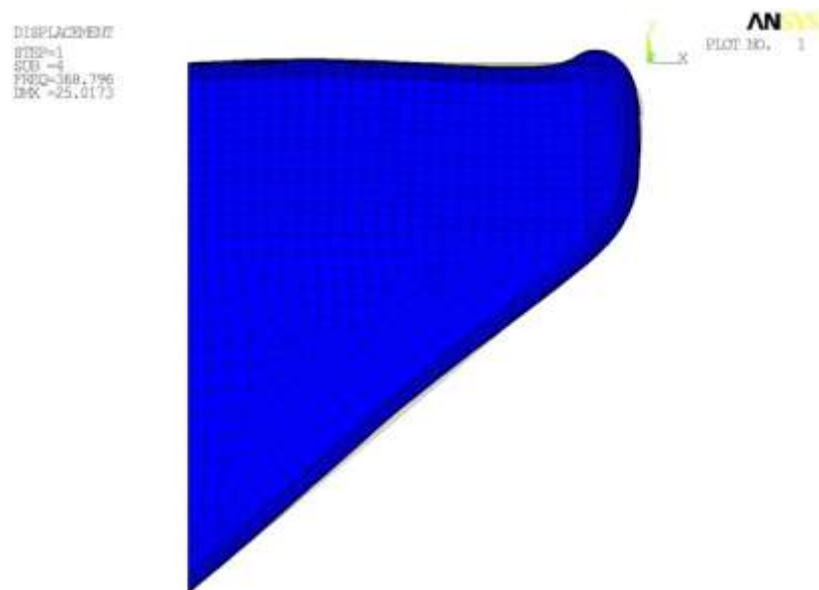
¹ Pro triviální řešení platí: $\{\Phi\} = \{0\}$.



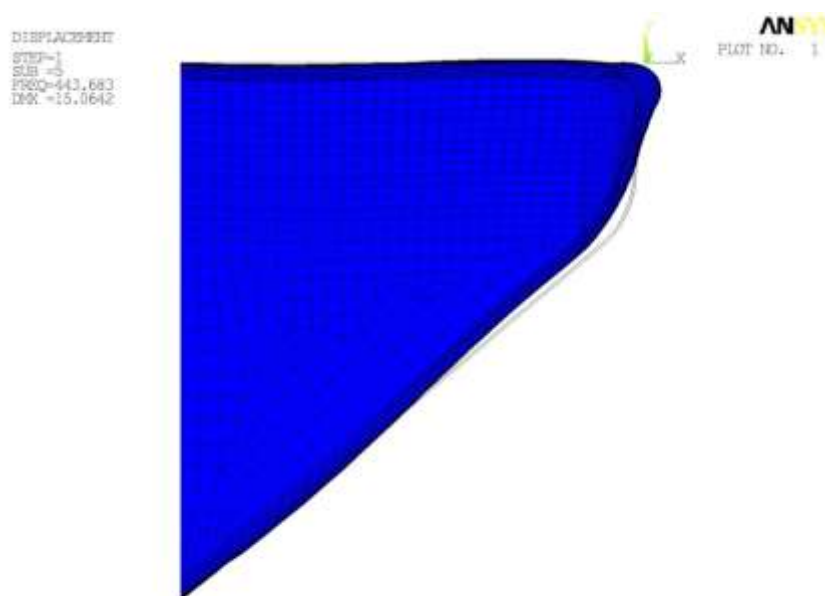
Obr. 9.13: Druhý vlastní tvar kmitání pro vlastní frekvenci 221.899 Hz



Obr. 9.14: Třetí vlastní tvar kmitání pro vlastní frekvenci 244.889 Hz



Obr. 9.15: Čtvrtý vlastní tvar kmitání pro vlastní frekvenci 368.796 Hz



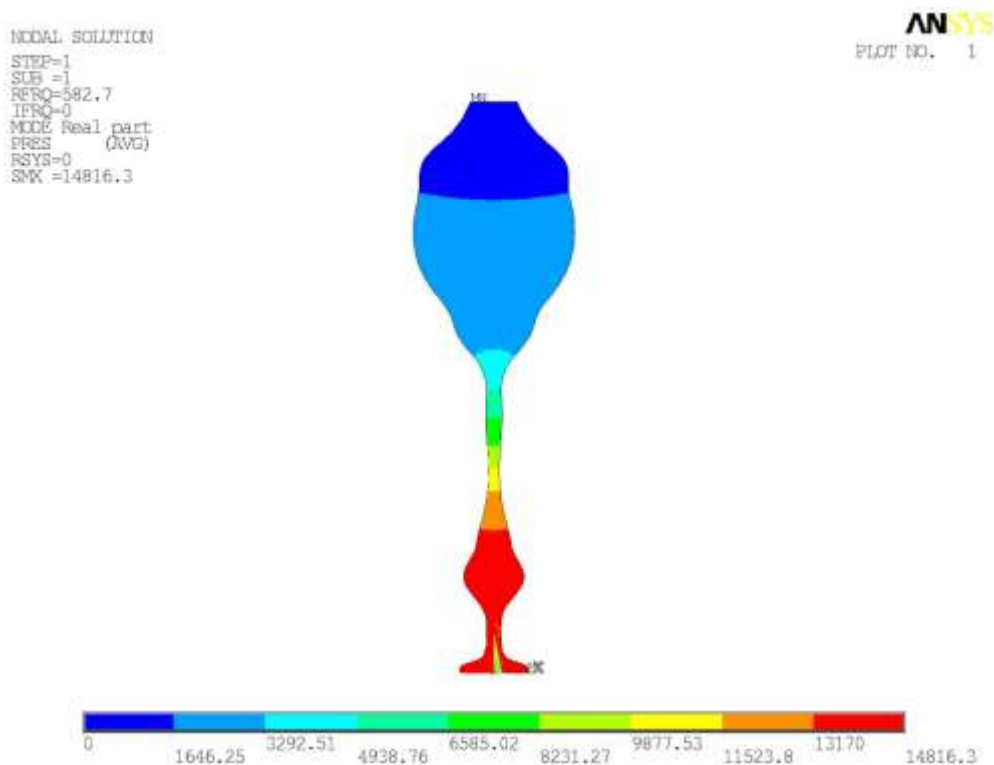
Obr. 9.16: Pátý vlastní tvar kmitání pro vlastní frekvenci 443.683 Hz

9.9.4 Výsledky modální analýza vokálního traktu

Jedná se o modální analýzu akustického prostředí. Jedinou okrajovou podmínkou je zadání nulové hodnoty tlaku na výstupu z úst (komponenta VUSTA). Pro řešení modální analýzy akustického prostředí je nutné změnit prvek sítě akustického prostředí z prvku FLUID 141 na rovinný čtyřuzlový (popř. tříuzlový) prvek FLUID 29 pro řešení vlnové rovnice rozložení akustického tlaku. Prvních pět vlastních tvarů rozložení akustického tlaku bude znázorněno na obrázcích níže spolu s hodnotami vlastních frekvencí (takzvaných formantů). Na obr. 9.17 je zobrazena tabulka s uvedenými frekvenčními rozsahy prvních třech formantů českých hlásek získaných měřením na velké skupině lidí [28].

Samohlásky	Frekvenční rozsah prvních třech formantů [Hz]		
	F1	F2	F3
/a/	700 – 1100	1100 – 1500	2500 – 3500
/e/	480 – 700	1560 – 2100	2500 – 3500
/i/	300 – 500	2000 – 2800	2500 – 3500
/o/	500 – 700	850 – 1200	2500 – 3500
/u/	300 – 500	600 – 1000	2500 – 3500

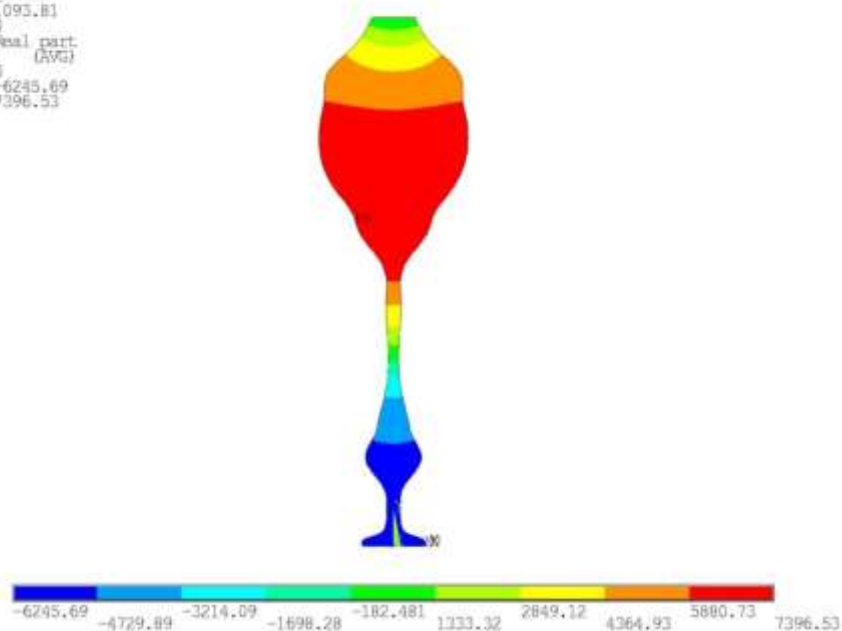
Obr. 9.17: Hodnoty prvních třech formantů českých samohlásek



Obr. 9.18: První vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro první vlastní frekvenci 582.7 Hz

NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =2
 FREQ=1093.81
 IPRQ=0
 MDO Real part
 PRES (AVG)
 RSYS=0
 SMN =-6245.69
 SMX =7396.53

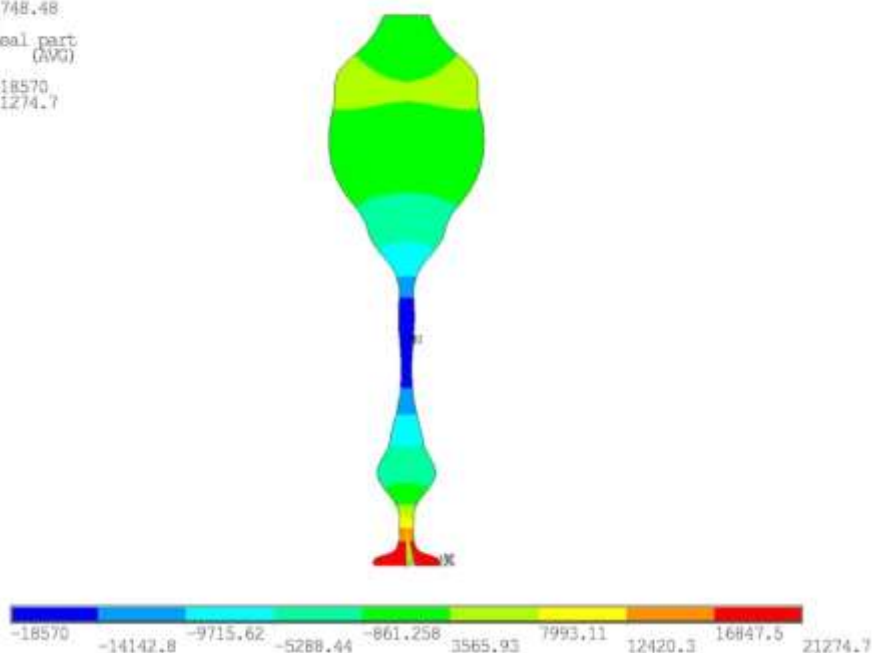
ANSYS
 PLOT NO. 1



Obr. 9.19: Druhý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro druhou vlastní frekvenci 1093.81 Hz

NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =3
 FREQ=2748.48
 IPRQ=0
 MDO Real part
 PRES (AVG)
 RSYS=0
 SMN =-18570
 SMX =21274.7

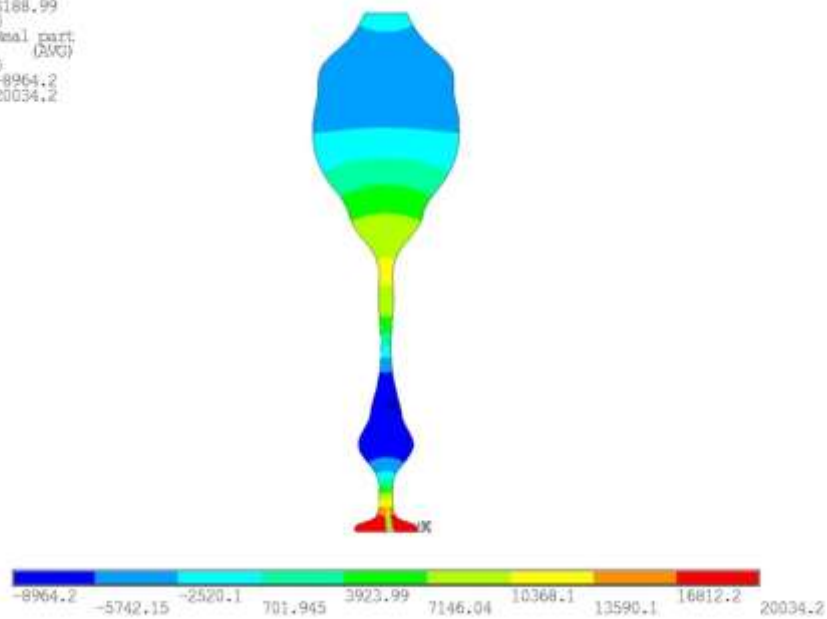
ANSYS
 PLOT NO. 1



Obr. 9.20: Třetí vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro třetí vlastní frekvenci 2748.48 Hz

NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =4
 RFRQ=3188.99
 IFRQ=0
 MODE Real part
 PRES (AVG)
 RSYS=0
 SMN =-8964.2
 SMK =20034.2

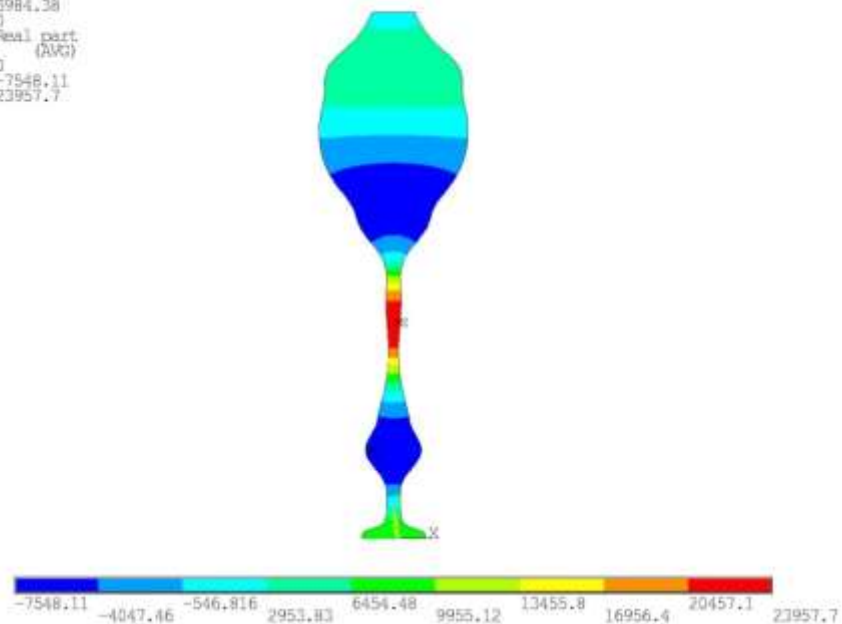
ANSYS
 PLOT NO. 1



Obr. 9.21: Čtvrtý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro čtvrtou vlastní frekvenci 3188.99 Hz

NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =5
 RFRQ=3984.38
 IFRQ=0
 MODE Real part
 PRES (AVG)
 RSYS=0
 SMN =-7548.11
 SMK =23957.7

ANSYS
 PLOT NO. 1



Obr. 9.22: Čtvrtý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro čtvrtou vlastní frekvenci 3984.38 Hz

Porovnáním vlastních frekvencí získaných řešením modální analýzy vokálního traktu a hodnotami frekvenčních rozsahů formantů uvedenými na obr. 9.17 lze zjistit, že hodnoty, získané z výpočtu modální analýzy pro druhý a třetí akustický mód, leží v příslušných frekvenčních rozsazích pro hlásku /a/. Hodnota vypočtené první vlastní frekvence je nižší než hodnoty udávané literaturou, což může být způsobeno nastavením vokálního traktu během pořizování snímků magnetickou rezonancí.

9.9.5 Stanovení koeficientů proporcionálního tlumení

Pro řešení rovnice (9.1) je nutné znát matici tlumení $[C]$. Konstanty tlumení většinou nejsou známy nebo jsou obtížně určitelné. Často se proto užívá proporcionálního tlumení, kde lze v obecném případě matici tlumení vyjádřit jako kombinaci tlumení konstrukčního a materiálového ve tvaru:

$$[C] = \alpha[M] + \beta[K] \quad (9.7)$$

kde člen $\alpha[M]$ představuje konstrukční tlumení a člen $\beta[K]$ materiálové tlumení. Koeficient α resp. β se nazývá koeficientem konstrukčního resp. materiálového tlumení. Tyto koeficienty je možné určit experimentálně, pro dvě známé hodnoty vlastních úhlových frekvencí a pro dvě hodnoty poměrných útlumů ze vztahu:

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{\Omega_1} & \Omega_1 \\ \frac{1}{\Omega_2} & \Omega_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2b_{p1} \\ 2b_{p2} \end{bmatrix} \quad (9.8)$$

Členy b_{p1} a b_{p2} jsou poměrné útlumy a jejich hodnoty jsou známy z literatury [12]. V této práci byly hodnoty voleny takto:

- $b_{p1} = 0.2$,
- $b_{p2} = 0.3$.

Hodnoty vlastních frekvencí dosazených, po přepočtu na vlastní úhlové frekvence, do vztahu (9.8) jsou voleny ze získaných výsledků modální analýzy hlasivek pro první a třetí vlastní tvar kmitu hlasivek. První a třetí vlastní tvar byl zvolen na základě podobnosti s pohybem hlasivek během kmitání - první tvar (pohyb hlasivek především nahoru a dolů), třetí tvar (pohyb hlasivek především doprava a doleva). Hodnoty vlastních frekvencí jsou: $f_1 = 101.458 \text{ Hz}$ a $f_2 = 244.889 \text{ Hz}$. Řešením obou algebraických rovnic (9.8) byly získány hodnoty koeficientů tlumení:

- $\alpha = 115.5425$,
- $\beta = 0.0003$.

9.9.6 Řešení tekutiny

Toto řešení je popsáno zákony zachování hmotnosti, hybnosti a energie, které jsou vyjádřeny pomocí parciálních diferenciálních rovnic. Předpoklady pro řešení jsou následující:

- Tekutina se vyskytuje pouze v jedné fázi.
- Uživatel musí zvolit, zda se jedná o laminární nebo turbulentní proudění.
- Uživatel musí zvolit, zda se jedná o stlačitelné nebo nestlačitelné proudění.

Rovnice kontinuity

Vychází ze zákona zachování hmotnosti:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z)}{\partial z} = 0 \quad (9.9)$$

Přičemž v_x , v_y a v_z jsou složky rychlosti, ρ je hustota tekutiny a t je čas.

Pohybová rovnice

Vychází ze zákona zachování hybnosti. Pro stavení rovnice je nutné znát vztah mezi napětím a deformací tekutiny. Pro Newtonovské kapaliny lze vyjádřit v indexovém zápisu:

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \delta_{ij}\lambda \frac{\partial u_i}{\partial x_i} \quad (9.10)$$

Druhý člen pravé strany souvisí se změnou tvaru tekutiny a třetí člen se změnou objemu tekutiny. Význam jednotlivých veličin je:

τ_{ij} – tenzor napětí,

u_i – složky rychlosti (ortogonální),

μ – dynamická viskozita,

λ – druhý viskózní koeficient,

p – tlak,

δ_{ij} – Kroneckerovo delta.

Rovnováhu sil při proudění tekutiny vyjadřují Navier-Stokesovy rovnice. Vyjádření rovnice pro směr x je:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \rho v_x}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_x v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_x v_z)}{\partial z} = \\ = \rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu_e \frac{\partial v_x}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu_e \frac{\partial v_y}{\partial y} \right) \\ + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu_e \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) + T_x + R_x \end{aligned} \quad (9.11)$$

Jednotlivé členy z rovnice (9.10) značí:

g_x – složka gravitačního zrychlení ve směru x ,

μ_e – efektivní viskozita,

R_x – člen vyjadřující distribuované odpory,

T_x – člen odpovídající viskózním ztrátám.

Pro případ laminárního proudění je efektivní viskozita rovna dynamické viskozitě.

V případě turbulentního proudění je efektivní viskozita rovna součinu laminární a turbulentní viskozity. Člen R_x představuje přídavné účinky, které může uživatel zadat.

Člen T_x je pro případ nestlačitelné tekutiny s konstantními vlastnostmi vyloučen.

Výše uvedené rovnice se dají vyjádřit ve formě transportní rovnice:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho C_\Phi \Phi) + \frac{\partial}{\partial x}(\rho v_x C_\Phi \Phi) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v_y C_\Phi \Phi) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho v_z C_\Phi \Phi) \\ = \frac{\partial}{\partial x}\left(\Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial z}\right) + S_\Phi \end{aligned} \quad (9.12)$$

kde:

C_Φ – je přechodový a advekční koeficient,

Γ_Φ – difuzní koeficient,

S_Φ – zdrojový člen.

Po diskretizaci metodou konečných prvků obdržíme maticovou rovnici:

$$\left([A_e^{\text{přechodový}}] + [A_e^{\text{advekční}}] + [A_e^{\text{difuzní}}]\right)\{\Phi_e\} = \{S_e^\Phi\} \quad (9.13)$$

Pro řešení přechodového členu je využívána Newmarkova integrační metoda. Advekční člen je řešen pomocí kolokované Galerkinovy metody. Advekční člen je vynásoben váhovou funkcí a integrován přes řešenou oblast. Metodou SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equation) jsou řešeny rovnice pro rozložení tlaku pomocí odděleného algoritmu.

9.9.7 Nastavení řešiče proudění v programu ANSYS

Protože nastavení pro řešení tekutiny je velice rozsáhlé, bude zde popsáno pouze několik příkazů. Nastavení se obvykle provádí příkazem *FLDATA*.

Nastavení vlastností tekutiny se provádí příkazem *FLDATA7*:

FLDATA7,PROT,DENS,AIR nastavení hodnot hustoty (DENS) pro vzduch (AIR)

FLDATA7,PROT,VISC,AIR nastavení hodnot viskozity (VISC) pro vzduch (AIR)

Nastavení funkcí řešiče tekutiny se provádí příkazem *FLDATA1*. Čísla za příkazy znamenají: 0 – vypnuto, 1 – zapnuto.

FLDATA1,SOLU,TRAN,1 zapnutí algoritmu pro řešení transientní úlohy

FLDATA1,SOLU,FLOW,1 zapnutí řešení proudění (řešení rychlosti a tlaku)

FLDATA1,SOLU,TEMP,0 vypnutí řešení teploty

FLDATA1,SOLU,TURB,0 vypnutí turbulentních modelů

FLDATA1,SOLU,COMP,1 zapnutí stlačitelného proudění

FLDATA1,SOLU,SWRL,0 vypnutí řešení víření

Nastavení vlastností transientní úlohy se provádí příkazem *FLDATA4* a *FLDATA4A* :

FLDATA4,TIME,METH,NEWM nastaví Newmarkovu metodu pro řešení transientí úlohy

FLDATA4,TIME,DELTA,0.5, nastaví hodnotu Newmarkova parametru pro kontrolu přesnosti a stability řešení (musí být větší či roven 0.5)

FLDATA4,TIME,STEP,tinc, nastavení časového kroku

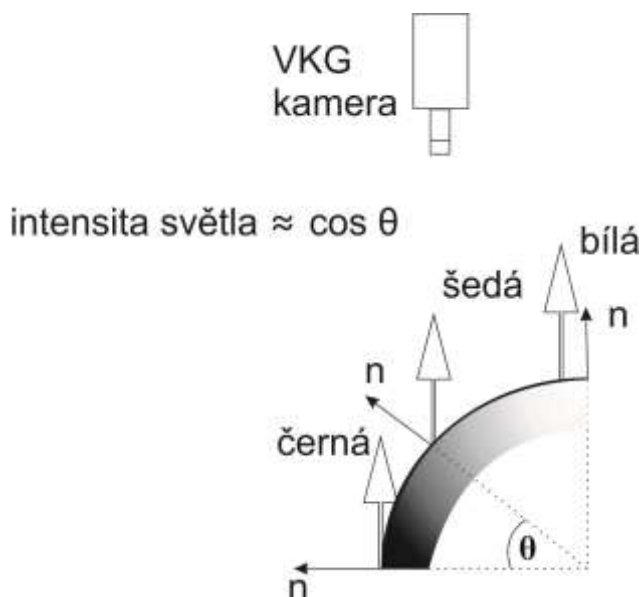
FLDATA4,TIME,GLOB,1200, množství globálních iterací na časový krok

Parametr *tinc*, definující časový krok, bude dále uveden v kapitole srovnávající výsledky výpočtových modelů.

10 Vytvoření videokymogramu

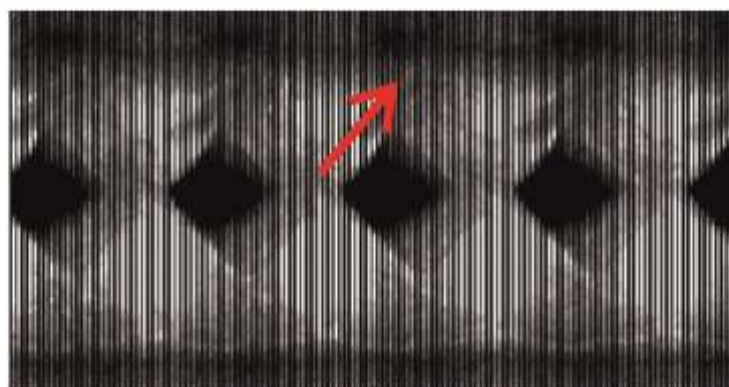
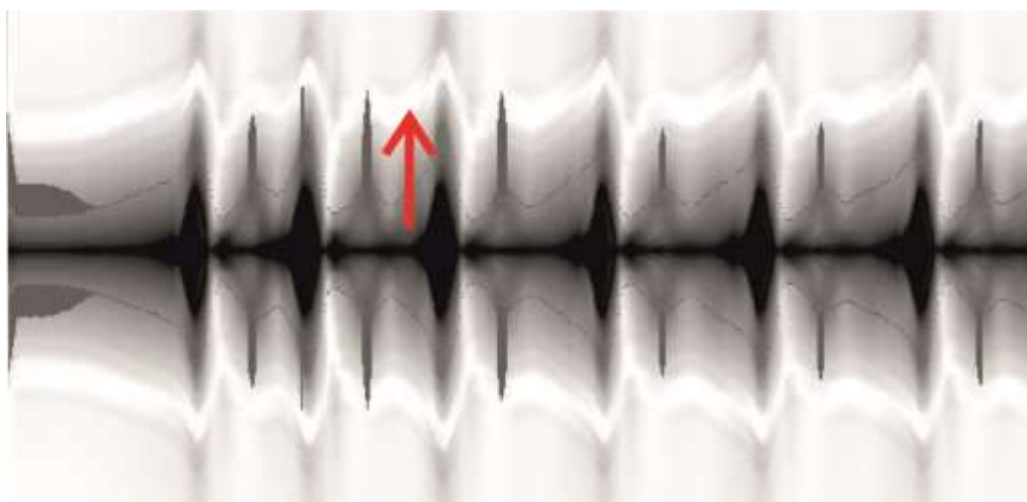
Kymogram je obecně produktem kymografu, tedy přístroje zaznamenávajícího pohybovou činnost orgánů. Videokymogram je pak produktem videokymografie, metody popsané v kapitole 5.3.

Pro vytvoření videokymogramu z výsledků výpočtového modelování byl vytvořen program v Matlabu vycházející z algoritmu, poskytnutého autorem metody videokymografie dr. Švecem z UP v Olomouci. Do tohoto algoritmu vstupují data získaná z výsledků výpočtového modelování. Vstupními parametry jsou počáteční poloha a posuvy uzlů sítě, ležících na hranici hlasivek. Pro dosažení lepšího prostorového rozlišení jsou polohy uzlů sítě výpočtového modelu interpolovány pomocí Hermitových polynomů (byl požito prostorové rozlišení $dx = 1e-5 \text{ mm}$). Interpolací je získána křivka opisující tvar hranice hlasivky. Souřadnice polohy bodů této křivky jsou zapsány jako vektory, které představují vstupní údaje do části algoritmu, kde se zpracovává výsledný obraz. Zpracování výsledného obrazu je založeno na principu dopadajícího paprsku světla na hranici hlasivek. V bodě dopadu paprsku je určena normála vůči křivce reprezentující obrys hlasivek (obr. 10.1). Na základě velikosti úhlu této normály přiřadí algoritmus danému bodu určitý stupeň šedé barvy. Každému bodu křivky obrysu hlasivek je takto přiřazena barva a vzniká jeden řádek videokymogramu. V dalším kroku je výchozí poloha změněna o příslušné posuvy uzlů hranice hlasivky. Nově dosažené polohy uzlů jsou opět interpolovány polynomem a je opět aplikován algoritmus pro vytvoření řádku videokymogramu.



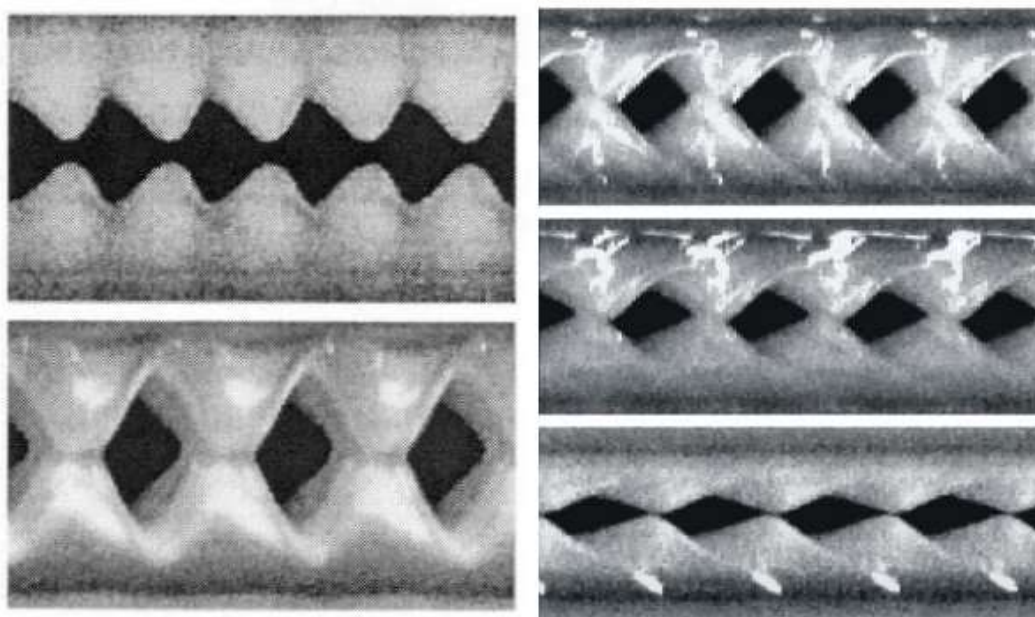
Obr. 10.1: Princip vytvoření videokymogramu

Obrázek 10.2 zobrazuje snímek videokymogramu vytvořený z dat získaných výpočtovým modelováním (nahore) a snímek videokymogramu zachycující pohyb skutečných hlasivek (dole). Protože proložení bodů hlasivek vyžadovalo použití dvou splinů, vytvořily se na snímku videokymogramu šedé plochy, které ovšem nemají vliv na vyhodnocení.



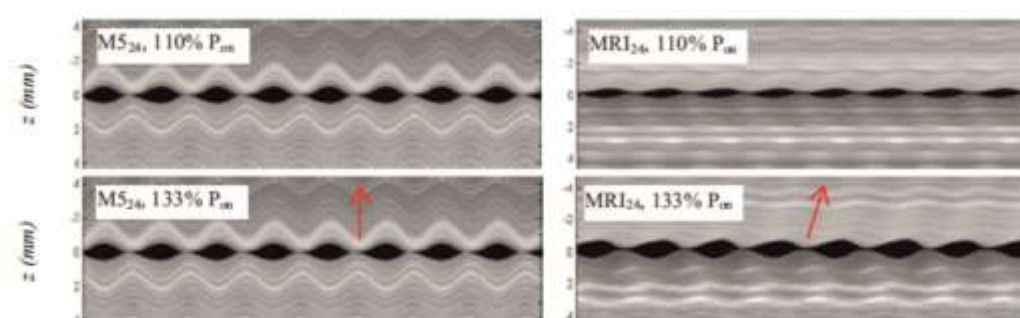
čas →

Obr. 10.2: Snímky videokymogramů získané z dat výpočtového modelování (nahore) a z měření na skutečných hlasivkách - dole [29]



Obr. 10.3: Příklady videokymogramů skutečných hlasivek pro různé módy vibrací hlasivek [27]

Červené šipky na obr. 10.2 ukazují směr šíření slizniční vlny. Některé práce [22] naznačují, že porovnání experimentálních modelů s různými modely geometrie – model založený na Shererově M5 geometrii a model geometrie získaný z dat magnetické rezonance, vykazují jiný směr šíření slizniční vlny. Srovnání výsledných snímků videokymogramů, získaných výpočtem, je provedeno na obr. 0.4. Směry šíření pohybu slizniční vlny autor označil červenými šipkami.



Obr. 10.4:[22] Videokymogramy získané při měření modelů s M5 Shererovou geometrií hlasivek (vlevo) a geometrií hlasivek vytvořenou z dat magnetické rezonance (vpravo)

11 Ladění parametrů a verifikace výpočtového modelu

Výpočtový algoritmus obsahuje poměrně velké množství vstupních údajů, které mají vliv na konečný výsledek modelování. S uvažováním doby trvání výpočtu (přibližně 15 hodin při konfiguraci PC: procesor – Intel(R) Core(TM) i5 - 3210M 2.50 GHz, RAM – 8 GB, 64bitový operační systém) počet parametrů, které byly měněny, vědomě omezen na:

- moduly pružnosti a tloušťky jednotlivých vrstev
- velikost vstupní rychlosti v ,
- velikost posuvu hlasivek do kontaktu p .

Tyto parametry byly popsány v kapitole zabývající se definováním okrajových podmínek. Změna těchto parametrů byla prováděna tak, aby výsledky, získané výpočtovým modelováním, vykazovali co možná největší shodu s fyziologickými parametry skutečných hlasivek a nedocházelo k rozpadu sítě prvků, alespoň po dobu výpočtu prvních čtyř period kmitání hlasivek.

11.1 Kontrola frekvence kmitání hlasivek

Hodnota frekvence kmitání hlasivek, pro model s tloušťkou $T_{SLP} = 0.3 \text{ mm}$, je $F_0 = 90.9 \text{ Hz}$. Její určení je provedeno v následující kapitole. Tuto hodnotu lze porovnat s hodnotami uvedenými v tabulce 1 z literatury [20].

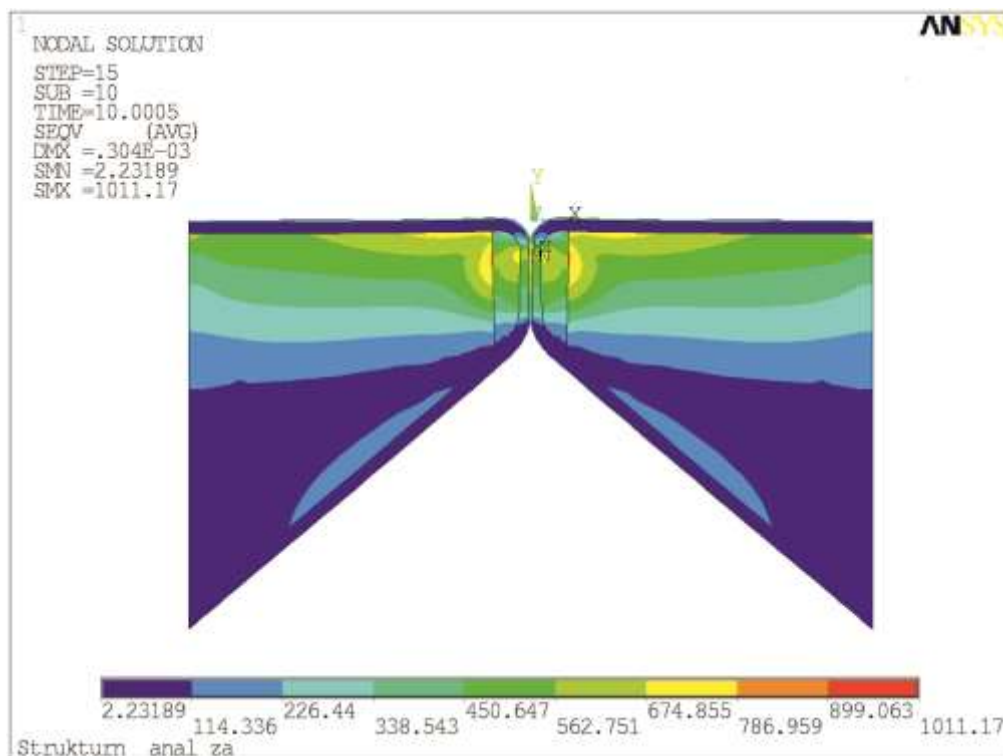
Tab. 1: Rozsahy hodnot základních frekvencí

	$F_0 \text{ [Hz]}$		
	F_0 - střední	F_0 - minimum	F_0 - maximum
děti	330	200	500
ženy	220	150	350
muži	110	80	200

Hodnota frekvence získaná výpočtovým modelováním náleží v intervalu frekvencí naměřených u mužů a lze proto uvažovat jako věrohodnou.

11.2 Kontrola funkce kontaktních prvků

Kontrola správnosti funkce kontaktních prvků spočívá v kontrole napětí ve struktuře hlasivek po řešení kontaktní úlohy. Při správném výpočtu by rozložení napětí na jedné hlasivce mělo odpovídat rozložení napětí na hlasivce druhé. Na Obr. 11.1 je vykresleno napětí podle Misesovy podmínky. Na barevné škále jsou zobrazeny hodnoty napětí v jednotkách Pa



Obr. 11.1: Vykreslení kontaktního napětí dle Misesovy podmínky

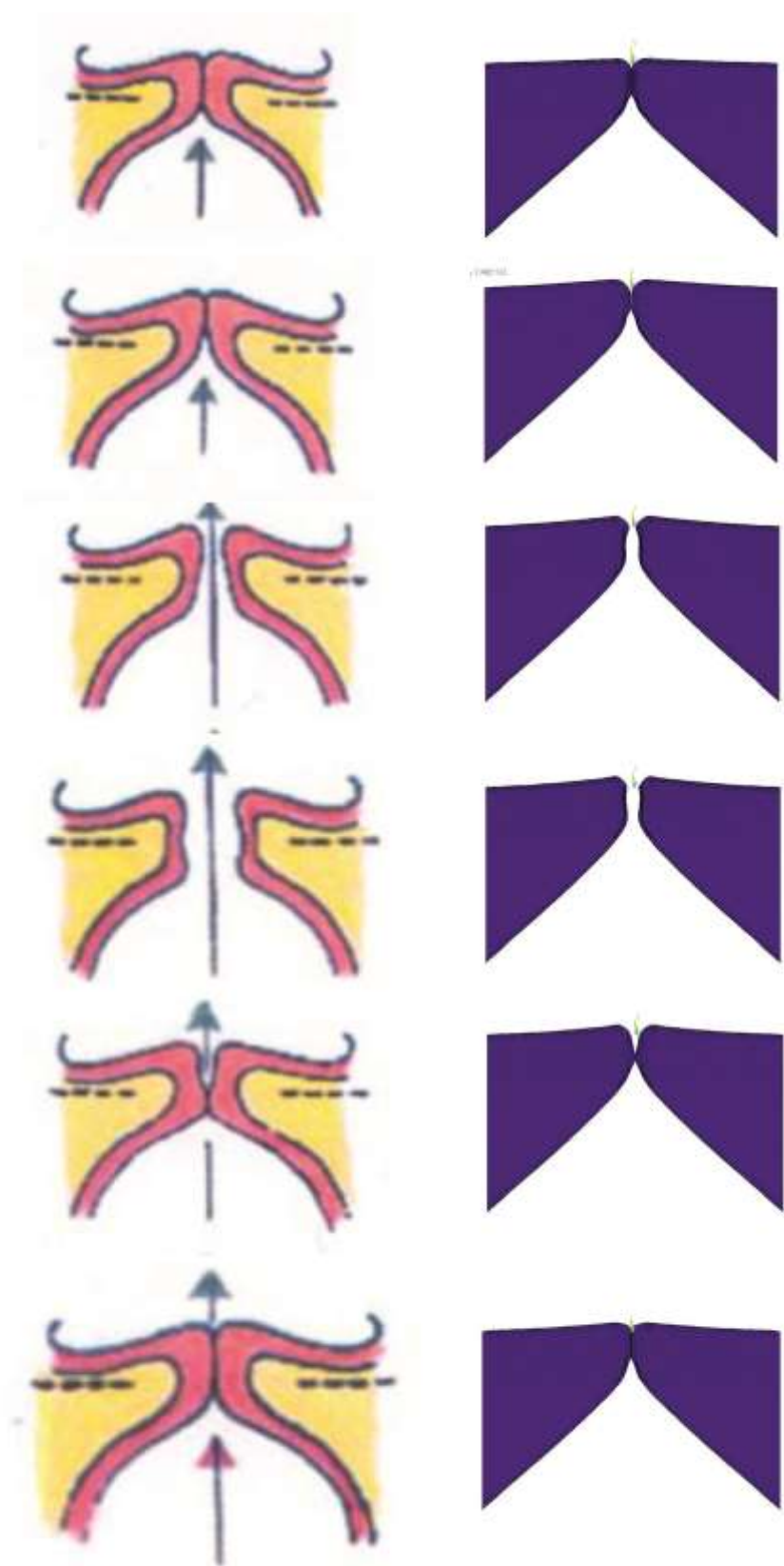
Z obrázku je patrné, že rozložení napětí je symetrické. Z toho lze usoudit, že kontakt je nastaven a funguje správně

11.3 Kontrola pohybu hlasivek

V kapitole 4.3.3 jsou popsány fáze pohybu hlasivek během jejich jedné periody kmitání. Obrázek 11.2 zobrazuje ilustrovaný pohyb hlasivek (vlevo) uváděný v literatuře a s tímto pohybem porovnává pohyb hlasivek, který byl získán výpočtovým modelováním (vpravo). U obou případů lze identifikovat fáze pohybu hlasivek – otevírání, jejich přechod z konvergentního do divergentního postavení a uzavírání od spodního okraje k okraji hornímu.

Ačkoliv výpočtový model úplně neodpovídá všem parametrům (např. šířka glottis nedosahuje fyziologických hodnot), na základě výše uvedených výsledků, byl tento model vybrán jako výchozí pro další analýzy. Výchozími parametry jsou voleny takto:

- Moduly pružnosti v tahu jednotlivých vrstev: $E_{epitel}=25\,000\text{ Pa}$, $E_{ligament}=8\,000\text{ Pa}$, $E_{sval}=65\,000\text{ Pa}$, $E_{SLP}=2\,000\text{ Pa}$
- Velikost vstupní rychlosti $v=0.2075\text{ m/s}$,
- Deformační posuv hlasivek $p=0.0003\text{ m}$.



Obr. 11.2: Fáze pohybu hlasivek uvedené v literatuře (vlevo [43]) a jako výsledek výpočtového modelování (vpravo).

12 Analýza výsledků modelu s výchozí geometrií

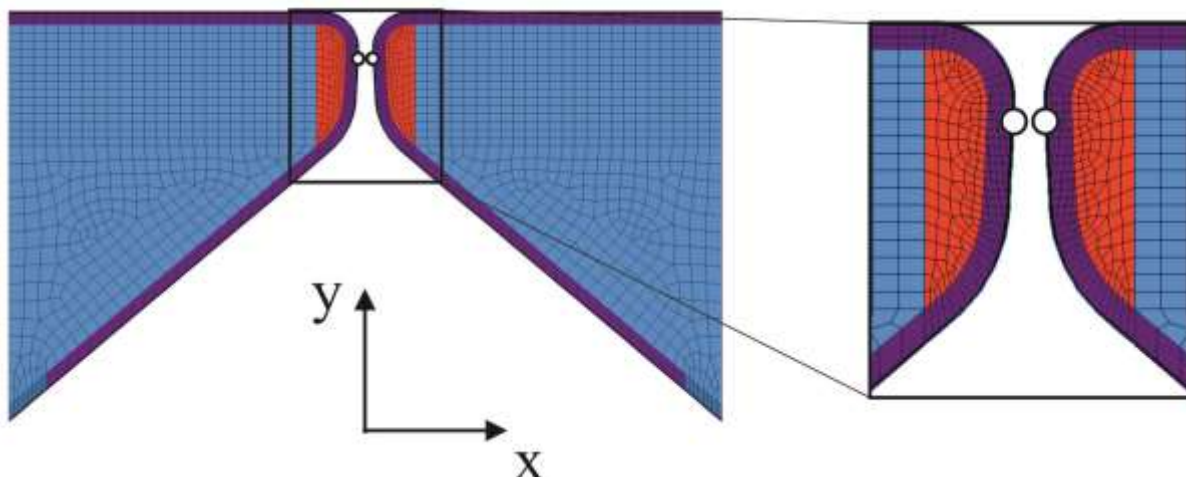
Výchozí geometrií je rozuměna geometrie s tloušťkou $T_{SLP}=0.3\text{ mm}$. Ladění modelu s touto geometrií bylo provedeno v kapitole 9. Vyhodnocení výsledků bude provedeno zvlášť pro případ struktury a tekutiny.

12.1 Vyhodnocení struktury

V kapitole 9 bylo již, pro verifikaci, vyhodnoceno kmitání hlasivek znázorněním fázemi jejich pohybu (obr. 10.2). Tyto výsledky zde již nebudou opakovány.

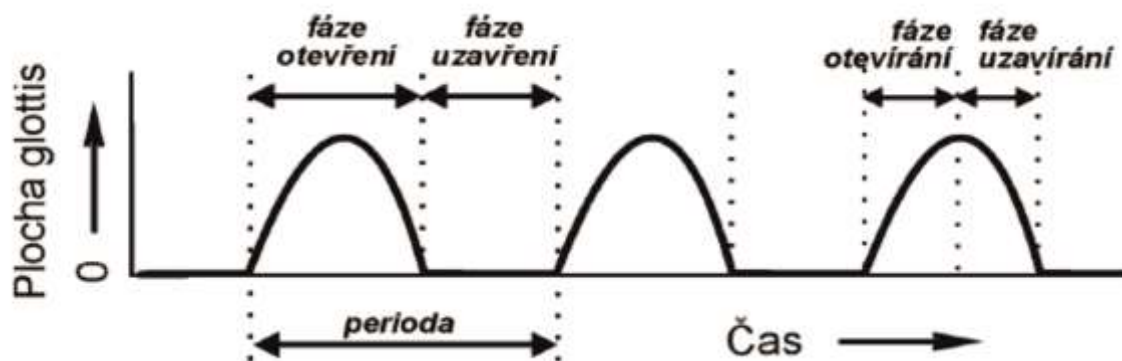
12.1.1 Posuvy bodu na čele hlasivky

Posuvy byly vyhodnoceny pro obě hlasivky. Pro každou z hlasivek byl zvolen uzel na její hranici. Oba uzly leží na stejné souřadnici osy y .



Obr. 12.1: Znázornění sledovaného uzlu na hranici hlasivek

Předpokládá se, že kmitání hlasivek je periodické. Periodu kmitání hlasivek je možné rozdělit do dvou fází - na *fázi otevření* a *fázi uzavření*. Fáze otevření se dále dělí na *fázi otevírání* a *fázi uzavírání*. Fáze kmitání jsou zobrazeny na obr. 11.2. Je uvedena závislost plochy glottis (plochy mezi hlasivkami) na čase. Plocha glottis je v případě rovinného modelu, prezentovaného v této práci, redukována na posuv uzlu ve směru souřadné osy x .



Obr. 12.2: Fáze kmitání hlasivek [28]

Pro kvantifikování pohybu hlasivek byly, na základě takto určených fází pohybu, definovány různé koeficienty. Autor [28] ve své práci uvádí *koeficient otevření* (OQ – z angl. open quotient), *koeficient uzavření* (CQ – z angl. closed quotient), *koeficient uzavírání*² (ClQ – z angl. closing quotient), *rychlostní koeficient*³ (SQ – z angl. speed quotient) a *rychlostní index* (SI – z angl. speed index). Definovány jsou takto:

$$OQ = \frac{\text{trvání fáze otevření}}{\text{trvání celého cyklu}} \quad (12.1),$$

$$CQ = \frac{\text{trvání fáze uzavření}}{\text{trvání celého cyklu}} \quad (12.2)$$

$$ClQ = \frac{\text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání celého cyklu}} \quad (12.3),$$

$$SQ = \frac{\text{trvání fáze otevírání}}{\text{trvání fáze uzavírání}} \quad (12.4),$$

$$SI = \frac{\text{trvání fáze otevírání} - \text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání fáze otevírání} + \text{trvání fáze uzavírání}} = \frac{SQ - 1}{SQ + 1} \quad (12.5),$$

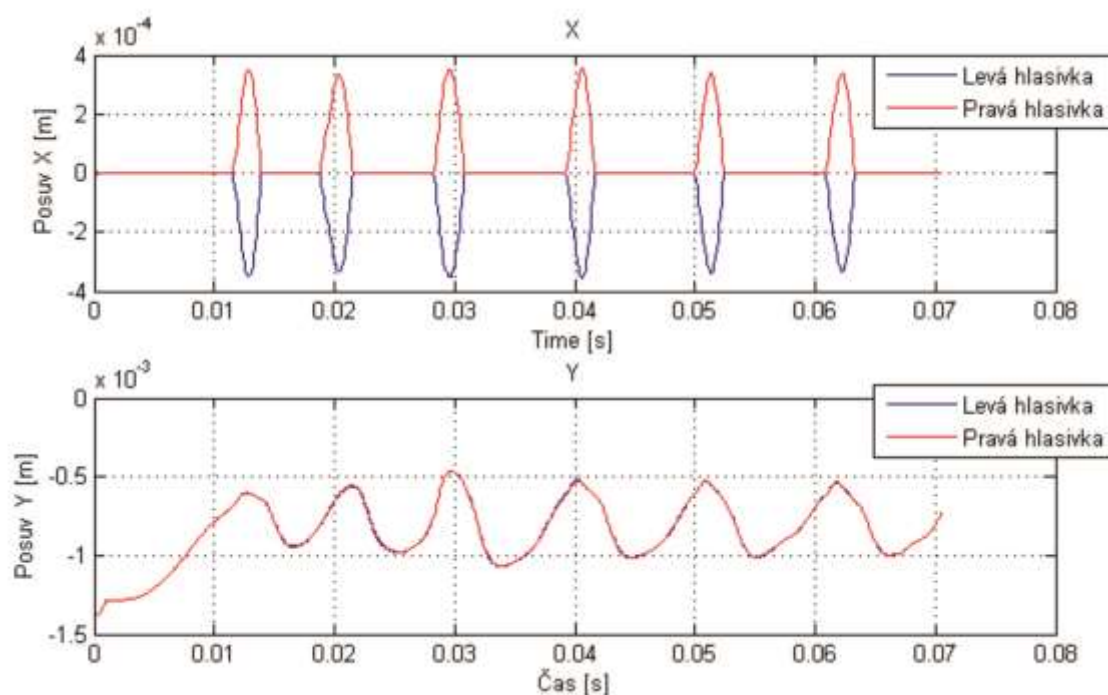
přičemž

$$OQ + CQ = 1 \quad (12.6).$$

² Uveden v literatuře [30].

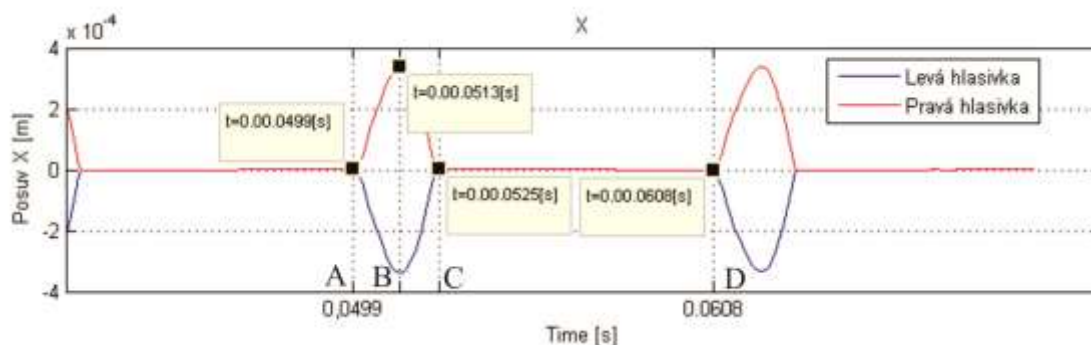
³ V literatuře [30] je tento koeficient nazýván jako koeficient zešikmení (SQ – z angl. Skewing quotient).

Na obr. 12.3 je znázorněný pohyb vybraného uzlu ve směru os x (nahore) a y (dole). Z obrázku je patrné, že pohyb hlasivek se stává ustáleným přibližně po třech periodách přechodového režimu.



Obr. 12.3: Znázornění posuvů ve vybraných uzlech

V souladu s obr. 2 lze vymezit jednotlivé fáze kmitání i pro výsledky získané z výpočtového modelování. Na obr. 11.4 jsou tyto fáze označeny intervaly, jejichž hranice jsou popsány písmeny (A, B, C a D) a časovým údajem. V tabulce 2 je provedeno vyhodnocení dob trvání pro každou fázi.



Obr. 12.4: Zobrazení fází pohybu na vypočteném průběhu posuvu bodu ve směru x

Tab. 2: Doby fází kmitání vyhodnocené z posuvů bodů

Název	Interval	Doba začátku t_z [s]	Doba konce t_k [s]	Doba trvání $t_k - t_z$ [s]
Fáze otevření	AC	0.0499	0.0525	0.0026
Fáze uzavření	CD	0.0525	0.0608	0.0083
Fáze otevírání	AB	0.0499	0.0513	0.0014
Fáze uzavírání	BC	0.0513	0.0525	0.0012
Celý cyklus	AD	0.0499	0.0608	0.0109

Dosazením do rovnic (11.1), (11.2), (11.3), (11.4) a (11.5) se získají hodnoty koeficientů:

$$OQ = \frac{\text{trvání fáze otevření}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0026}{0.0109} = 0.2385 ,$$

$$CQ = \frac{\text{trvání fáze uzavření}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0083}{0.0109} = 0.7615 ,$$

$$SQ = \frac{\text{trvání fáze otevírání}}{\text{trvání fáze uzavírání}} = \frac{0.0014}{0.0012} = 1.1667 ,$$

$$ClQ = \frac{\text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0012}{0.0109} = 0.1101 ,$$

$$SI = \frac{\text{trvání fáze otevírání} - \text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání fáze otevírání} + \text{trvání fáze uzavírání}} = \frac{1.1667 - 1}{1.1667 + 1} = 0.0735 ,$$

pro kontrolu je dosazeno do (11.6)

$$OQ + CQ = 0.2385 + 0.7615 = 1 .$$

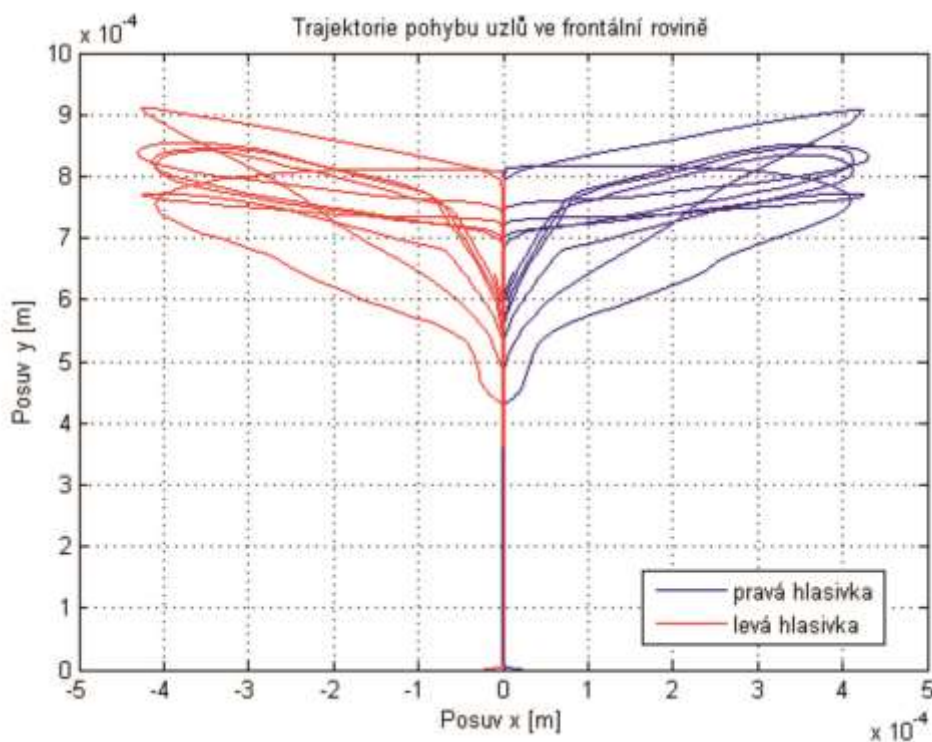
Perioda pro ustálené kmitání lze určit součtem doby trvání fáze otevření a doby trvání fáze uzavření:

$$T = \text{trvání fáze otevření} + \text{trvání fáze uzavření} = 0.0026 + 0.0083 = 0.0109 \text{ s} \quad (12.7).$$

Frekvenci kmitání potom určuje vztah:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.0109} = 91.7431 \text{ Hz} \cong 91.7 \text{ Hz} \quad (12.8).$$

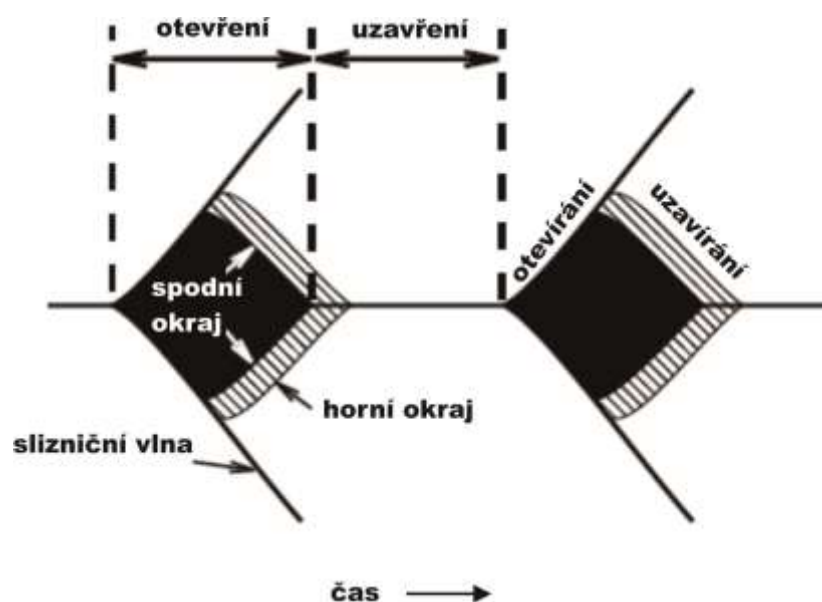
Dalším možným způsobem zobrazení pohybu bodů na hranici hlasivek je vykreslení jejich trajektorie ve frontální rovině viz obr. 11.5.



Obr. 12.5: Trajektorie bodů ve frontální rovině

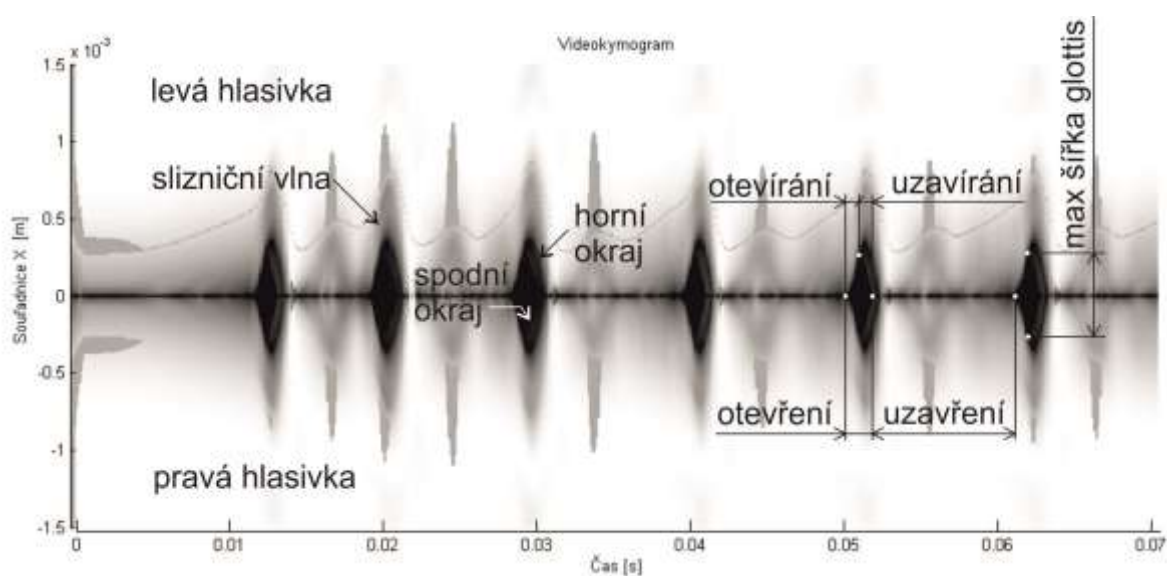
12.1.2 Vyhodnocení videokymogramu

Z videokymogramu lze určit fáze kmitání hlasivek jako v předchozím případě. Schematicky je jejich znázornění na obr. 11.6.



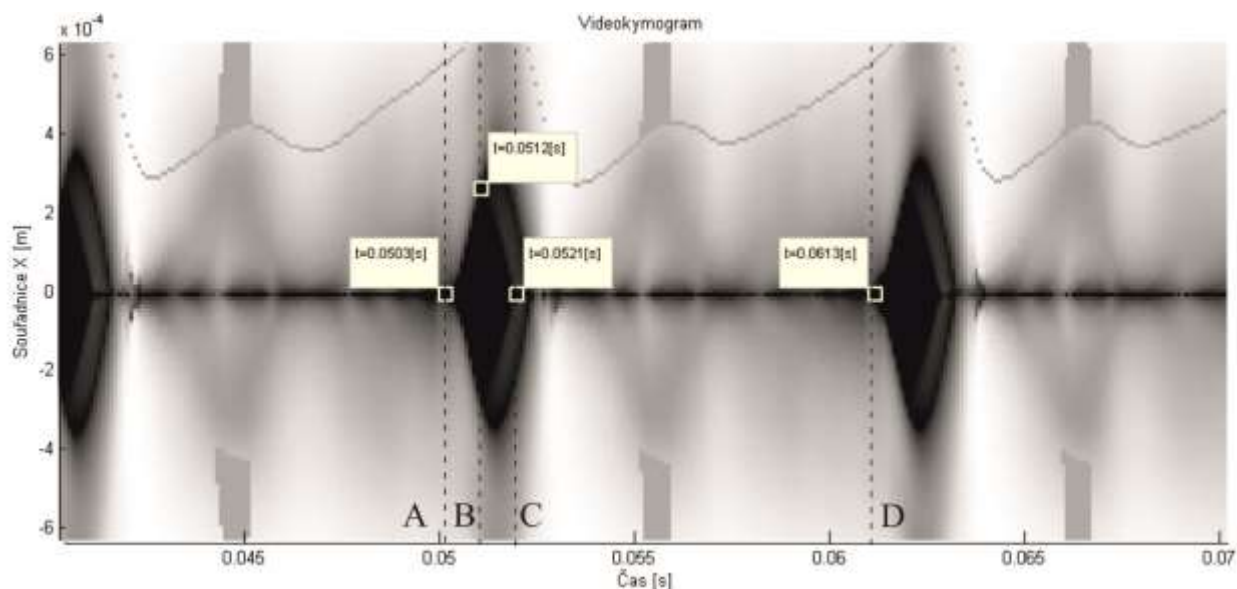
Obr. 12.6: Schématické znázornění videokymogramu [30]

Na vytvořeném snímku představujícího videokymogram (obr. 11.7) lze opět vidět ustálení pohybu po třetím zakmitnutí hlasivek. Podle obr. 12.6 jsou zde schematicky znázorněny jednotlivé fáze pohybu a průběh slizniční vlny.



Obr. 12.7: Videokymogram vytvořený na základě výsledků výpočtového modelování

Tak jako bylo provedeno vyhodnocení fází pohybu hlasivek z křivek posuvu bodů čela hlasivek, bude provedeno vyhodnocení i v případě videokymogramu získaného z výsledků výpočtového modelování. Časy počátků a konců fází byly odečteny přímo ze snímku videokymogramu viz obr. 11.8.



Obr. 12.8: Určení časů počátků a konců fází kmitání ze snímku videokymogramu

Tab. 3: Fáze kmitání vyhodnocené ze snímku videokymogramu

Název	Interval	Doba začátku t_z [s]	Doba konce t_k [s]	Doba trvání $t_k - t_z$ [s]
Fáze otevření	AC	0.0503	0.0521	0.0018
Fáze uzavření	CD	0.0521	0.0613	0.0092
Fáze otevírání	AB	0.0503	0.0512	0.0009
Fáze uzavírání	BC	0.0512	0.0521	0.0009
Celý cyklus	AD	0.0503	0.0613	0.0110

Dosažením do rovnic (11.1), (11.2), (11.3), (11.4) a (11.5) se získají hodnoty koeficientů:

$$OQ = \frac{\text{trvání fáze otevření}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0018}{0.0110} = 0.1636 ,$$

$$CQ = \frac{\text{trvání fáze uzavření}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0092}{0.0110} = 0.8364 ,$$

$$ClQ = \frac{\text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání celého cyklu}} = \frac{0.0009}{0.0110} = 0.0818,$$

$$SQ = \frac{\text{trvání fáze otevírání}}{\text{trvání fáze uzavírání}} = \frac{0.0009}{0.0009} = 1.0000,$$

$$SI = \frac{\text{trvání fáze otevírání} - \text{trvání fáze uzavírání}}{\text{trvání fáze otevírání} + \text{trvání fáze uzavírání}} = \frac{SQ - 1}{SQ + 1} = \frac{1 - 1}{1 + 1} = 0,$$

Hodnota periody se získá dosazením do vztahu (11.7):

$$\begin{aligned} T &= \text{trvání fáze otevření} + \text{trvání fáze uzavření} = \\ &= 0.0018 + 0.0092 = 0.0110 \text{ s} . \end{aligned}$$

Frekvenci je získána pomocí vztahu (11.8)

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.0110} = 90.9090 \text{ Hz} \cong 90.9 \text{ Hz} .$$

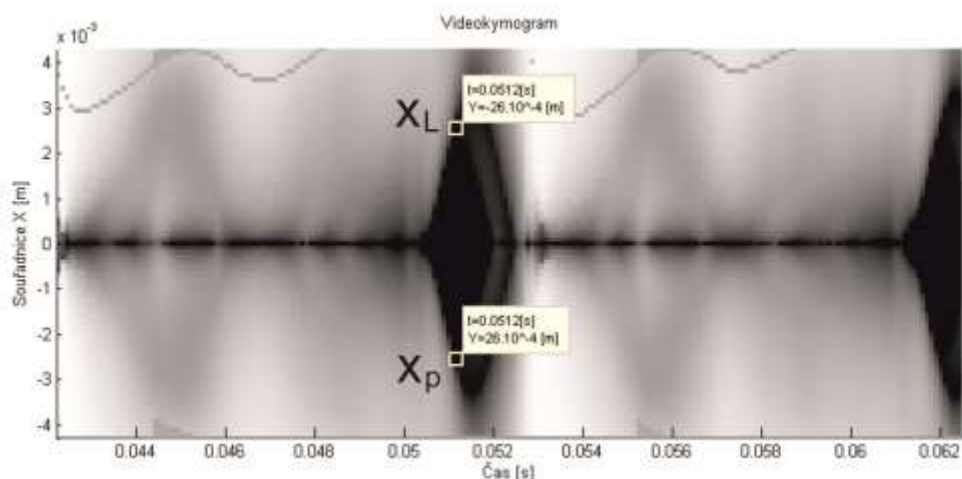
Porovnáním výsledných hodnot koeficientů CQ, OQ, SI a SQ, vyhodnocených z křivek posuvu bodů na čelech hlasivky a ze snímku videokymogramu, byly zjištěny nezanedbatelné odchylky (tabulka 4). Jako výchozí soubor dat pro vyhodnocování bude proto nadále sloužit sestavený snímek videokymogramu. Důvodem je posuv bodů čela hlasivky během výpočtu nahoru a dolů.

Tab. 4: Srovnání hodnot koeficientů

	Odečítání z křivky posuvu	Odečítání ze snímku videokymogramu
OQ	0.2385	0.1636
CQ	0.7615	0.8364
SI	0.0735	0.0000
SQ	1.1667	1.0000
ClQ	0.1101	0.0826

12.1.3 Šířka glottis

Šířka glottis bude vyhodnocována ze snímku videokymogramu. Pro maximální rozevření hlasivek na konci fáze otevírání. Hodnota šířky glottis je vzdálenost bodů X_L a X_P na ose x (svislá) viz obr. 12.9.



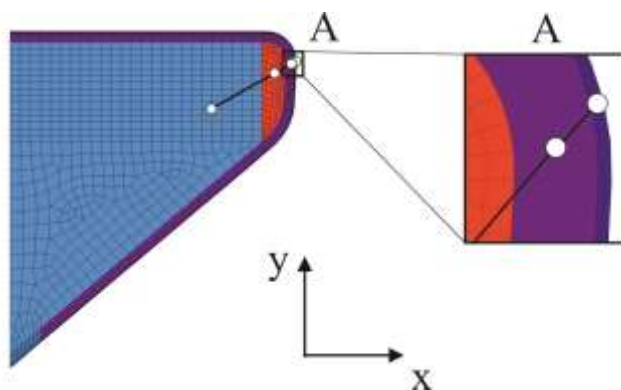
Obr. 12.9: Určení velikosti glottis

Veličina velikost šířky glottis bude značena X_G a její hodnota lze odečíst z obr. 12.9. Platí, že:

$$X_G = X_P - X_L = 0.00026 - (-0.00026) = 0.52 \text{ mm} \quad (12.9),$$

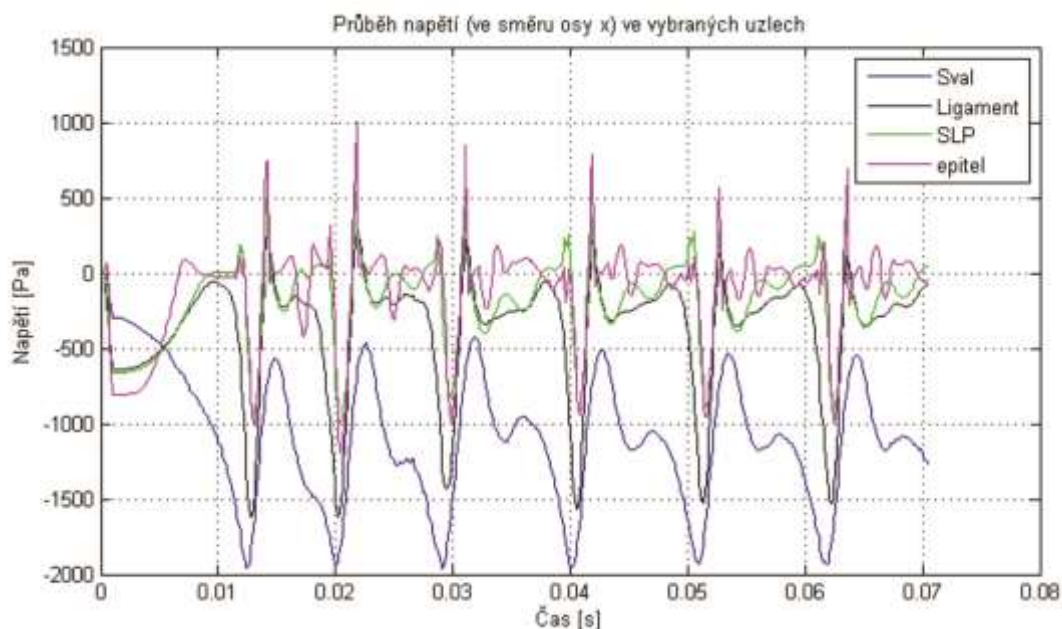
12.1.4 Napětí v jednotlivých vrstvách hlasivek

Napětí bylo vyhodnoceno pro čtyři uzly sítě. Každý uzel náleží jiné vrstvě hlasivek. Poloha vybraných uzlů sítě, zvýrazněnými bílými kroužky, je znázorněna na obr. 12.10.

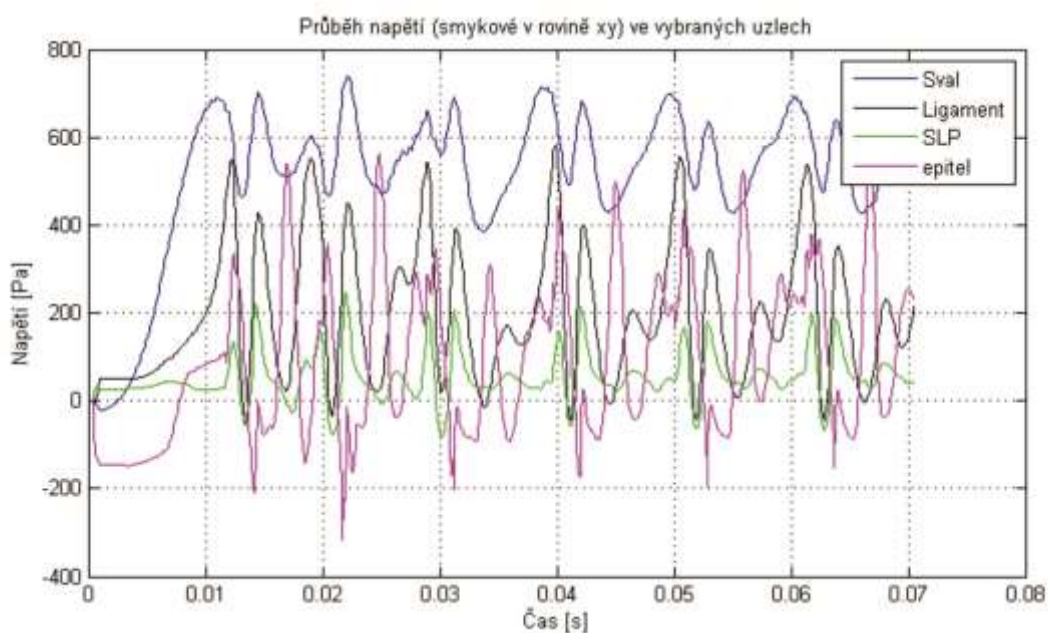


Obr. 12.10: Určení bodů pro vyhodnocení napětí

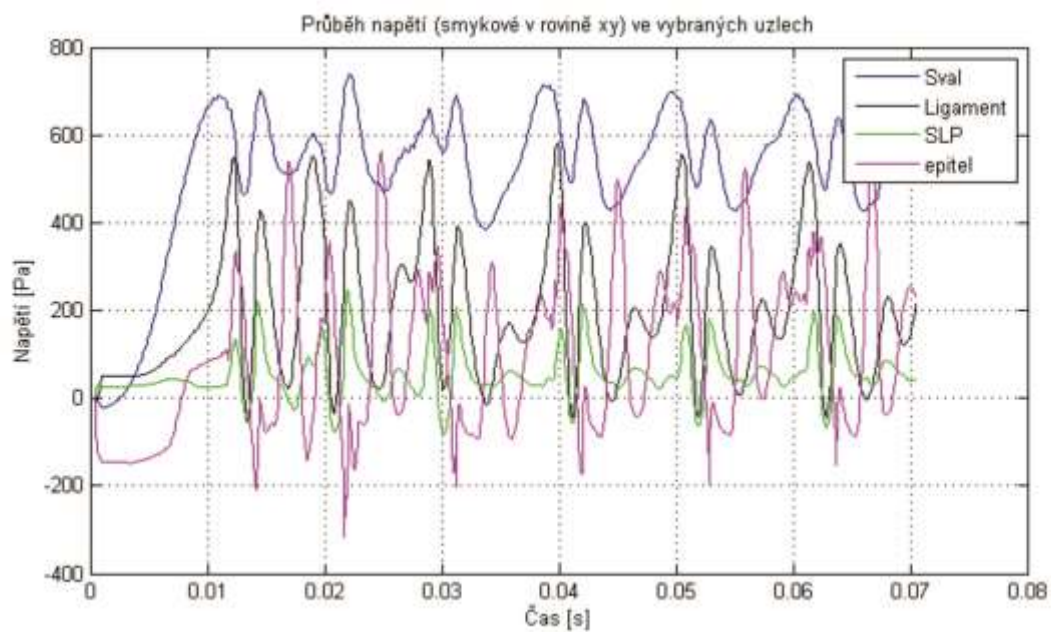
Pro uvedené uzly bylo určeno napětí ve směru x , ve směru y , smykové napětí v rovině xy a redukované napětí dle Misesovy podmínky (MHM). Z níže uvedených obrázků lze rozeznat počáteční průběh, kdy z nezatíženého stavu, vlivem přitlačení hlasivek do kontaktu, vzniká vznik převažně tlakových napětí. Toto napětí je statické a na něho se superponuje napětí vyvolané interakcí struktury hlasivek a vzduchu. Napětí v daném místě hlasivek rozhoduje o poškození tkáně hlasivek.



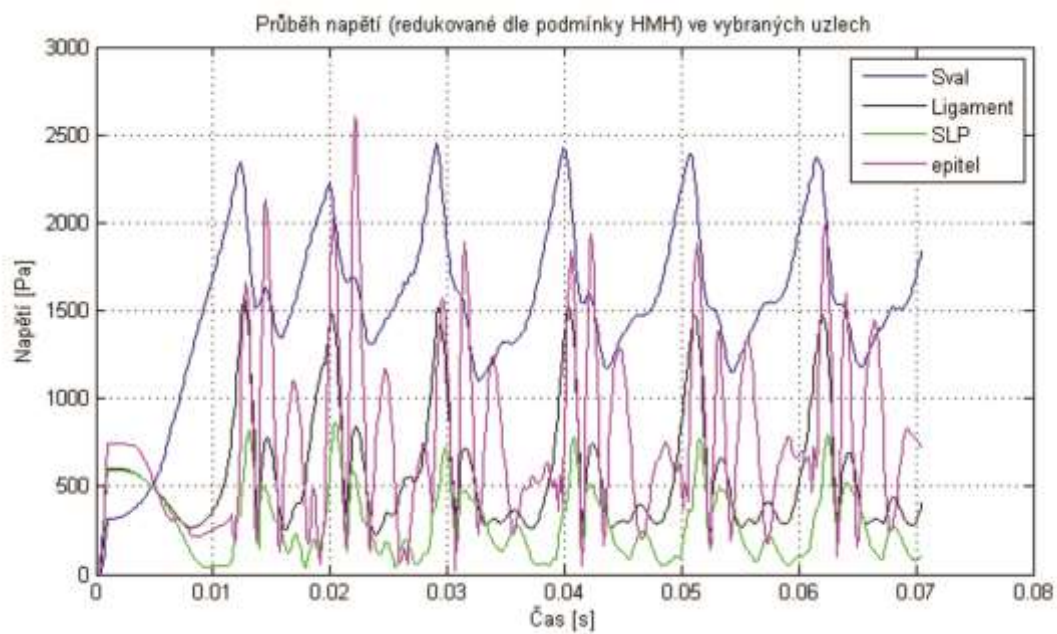
Obr. 12.11: Průběhy napětí ve směru osy x



Obr. 12.12: Průběhy napětí ve směru osy y

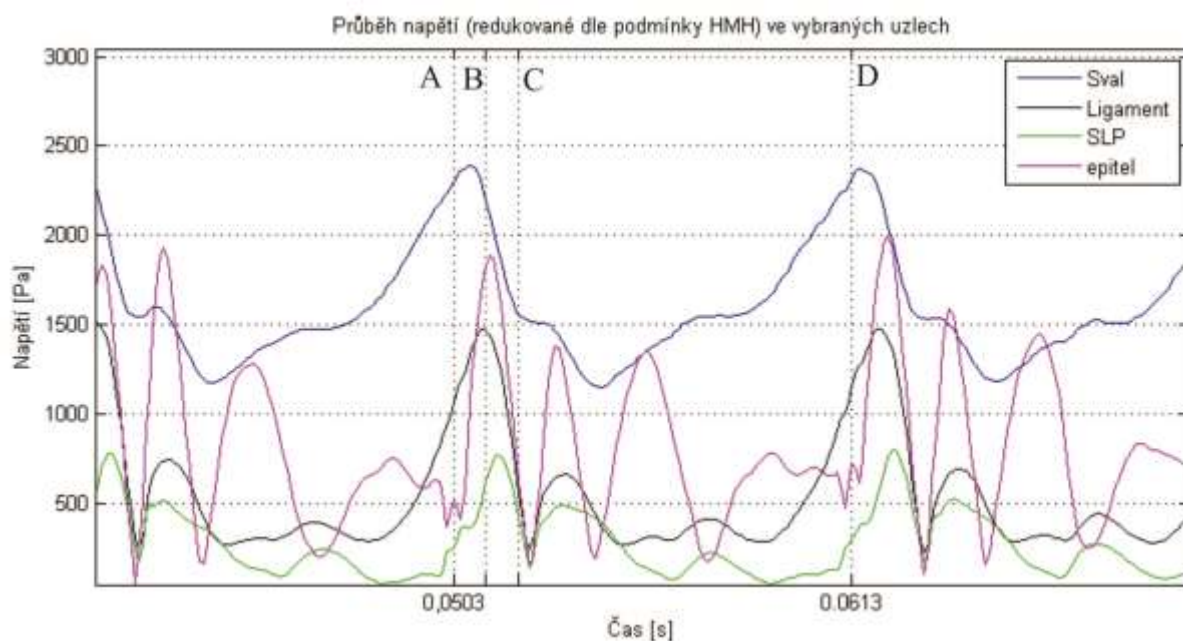


Obr. 12.13: Průběhy smykových napětí v rovině xy



Obr. 12.14: Průběhy redukovaných napětí (HMM)

Vhodné je zobrazit průběhy napětí v jednotlivých uzlech během jedné periody kmitání.



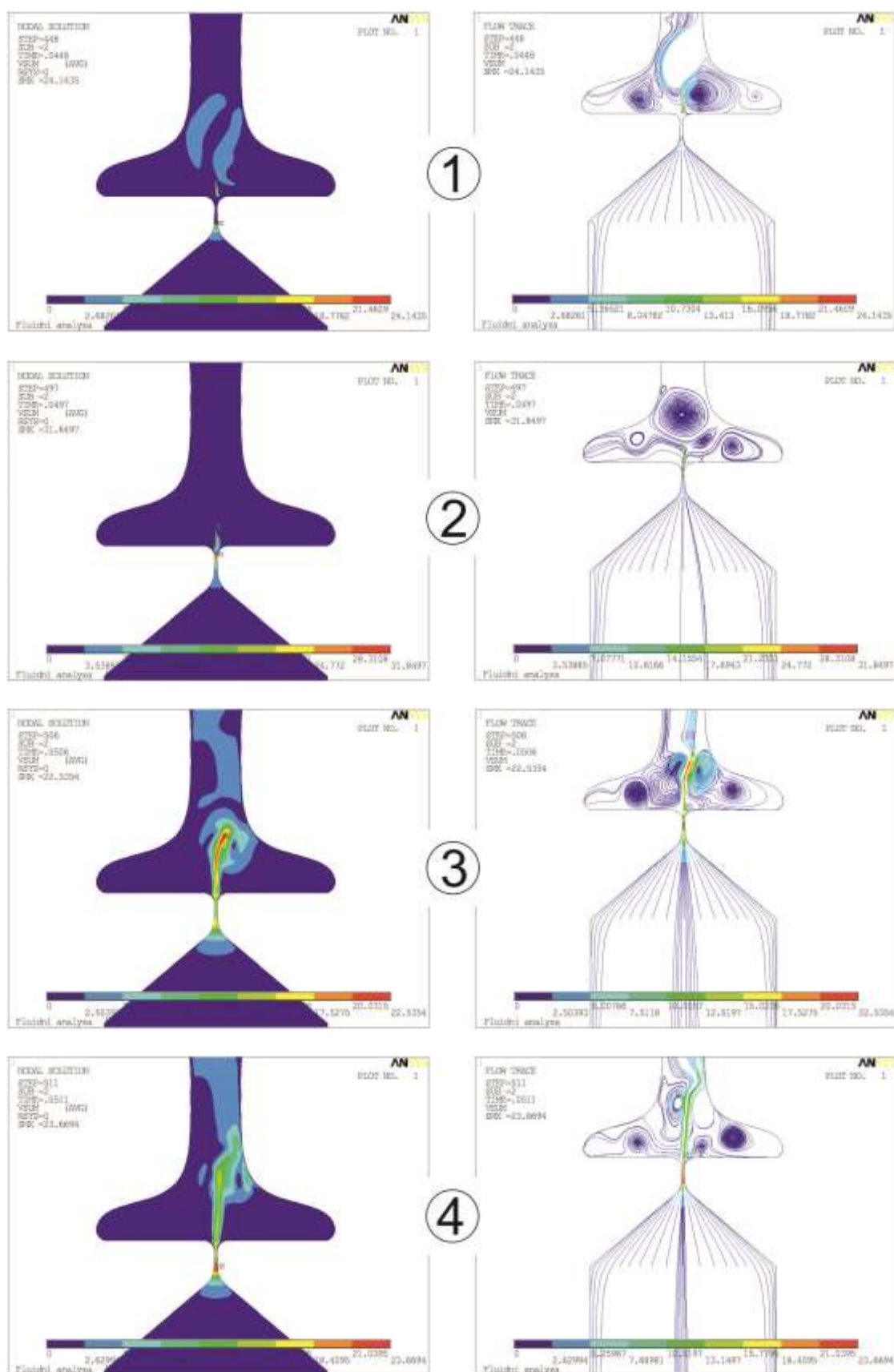
Obr. 12.15: Průběhy redukováného napětí během jedné periody

12.2 Vyhodnocení tekutiny

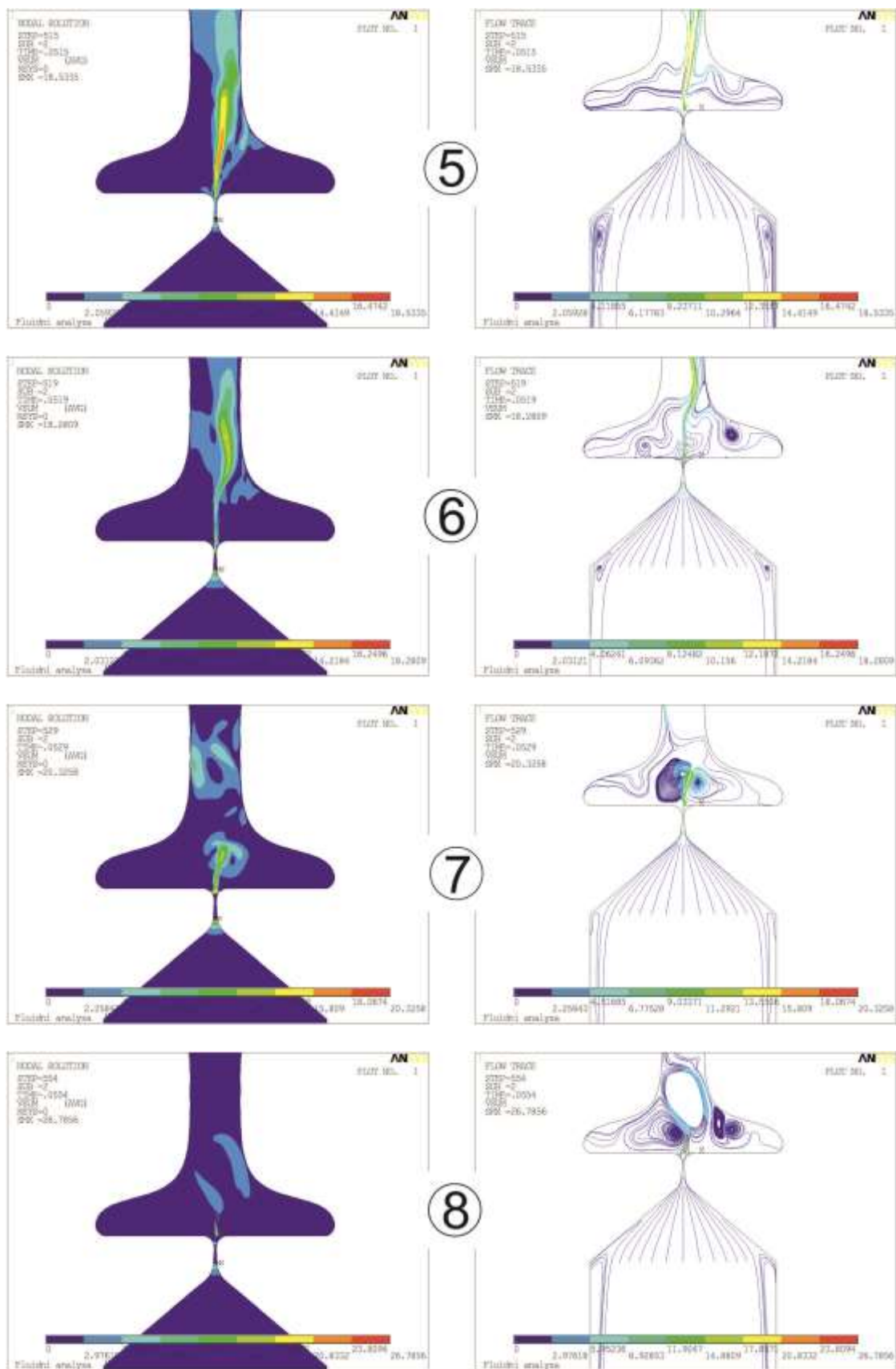
Pro tekutinu a její proudění lze vyhodnocovat tlaky a rychlosti v daných místech tekutiny. Vykreslení rychlostního pole umožňuje znázornění proudu tekutiny. Pro stlačitelné proudění je také možné sledovat změny hustoty a viskozity tekutiny.

12.2.1 Proudění tekutiny

Proudění tekutiny je znázorněno pomocí velikostí vektorů rychlosti (obr. 12.16 vlevo) a pomocí sledování drah částic tekutiny, kde barva dráhy označuje příslušnou velikost vektoru rychlosti částice v daném čase (obr. 12.16 vpravo). Proudění bylo vyhodnocováno během jedné periody kmitání hlasivek v časovém intervalu 0.0448 s až 0.0554 s. Hodnoty velikosti rychlosti jsou zobrazeny s barevnou škálou v dolní části obrázků a jednotka rychlosti je m/s . Pro daný časový interval bylo vybráno pro zobrazení osm případů označených čísly 1-8.



Obr. 12.16: Znáznornění velikosti rychlosti tekutiny (vlevo) a drah částic tekutiny (vpravo) - část první

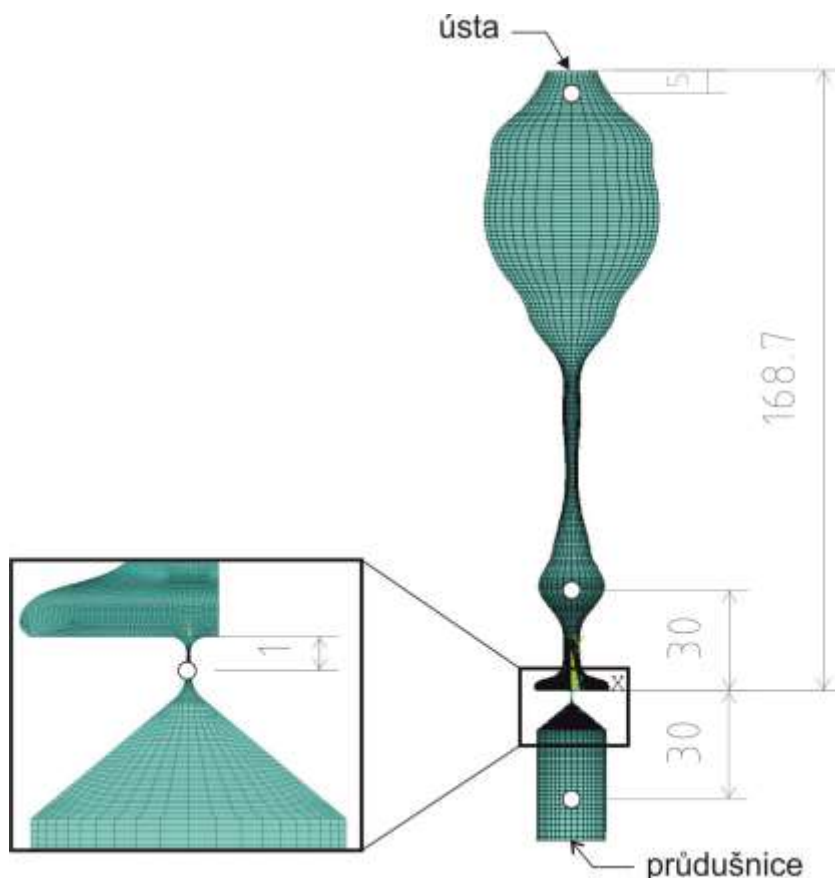


Obr. 12.17: Znázornění velikosti rychlosti tekutiny (vlevo) a drah částic tekutiny (vpravo) - část druhá

Případ č. 1 ukazuje okamžik, kdy jsou hlasivky zavřené a v nadhlasivkovém prostoru jsou utvořeny víry, které zde přetrvávají z předchozích cyklů kmitání. Rychlosti v tomto prostoru jsou velice malé. Případy č. 2 a č. 3 zobrazují okamžiky otevírání hlasivek a prostupování proudu vzduchu ze subglotického traktu do traktu supraglotického, kde dochází, vlivem vírů, k odklonění proudu. Případy č. 4 a č. 5 představují *fázi uzavírání* hlasivek. Zbývající případy popisují *fázi uzavření* hlasivek, kdy dochází k poklesu velikosti rychlostí v nadhlasivkovém prostoru.

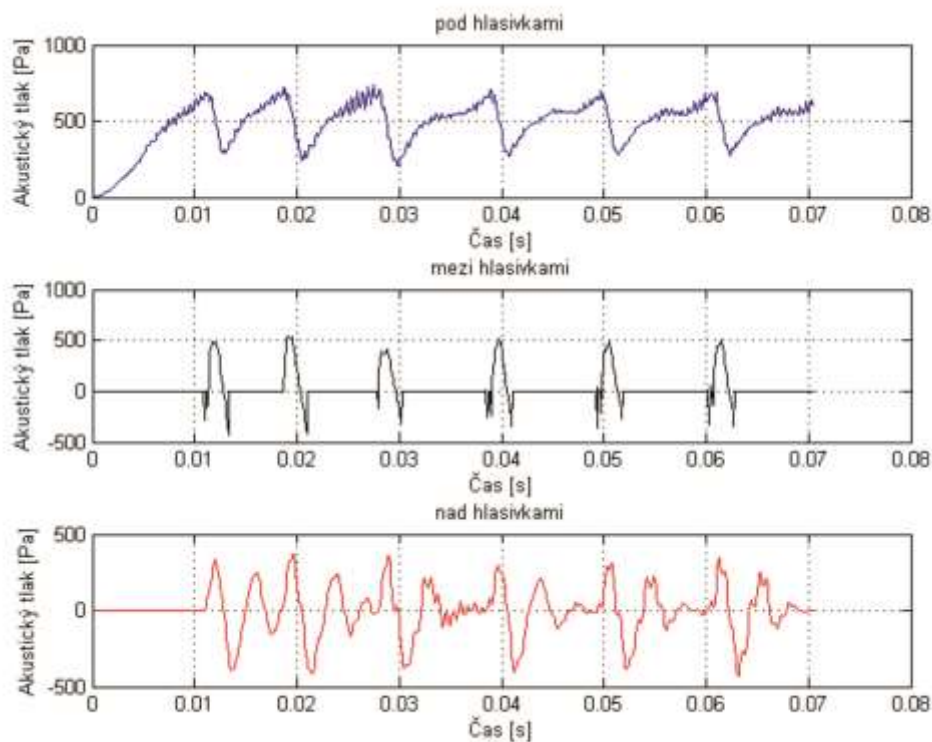
12.2.2 Průběhy akustických tlaků

Průběhy akustických tlaků byly vyhodnoceny ve čtyřech uzlech. V místě úst (5 mm od ústního otvoru), mezi hlasivkami (1 mm od horního okraje), nad hlasivkami (30 mm) a pod hlasivkami (30 mm). Poloha uzlů je označena bílými kroužky na obr. 12.18.



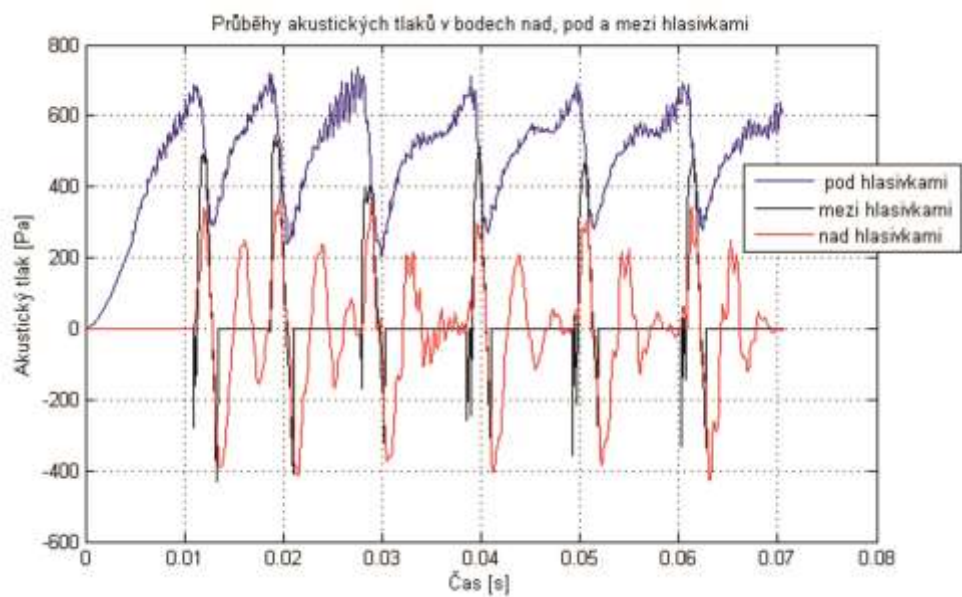
Obr. 12.18: Znázornění polohy uzlů pro vyhodnocení akustických tlaků

Průběhy tlaků nad, mezi a pod hlasivkami jsou znázorněny na obr. 12.18. Je nutné dodat, že poloha vyšetřovaného uzlu mezi hlasivkami se během výpočtu měnila se změnou sítě prvků.



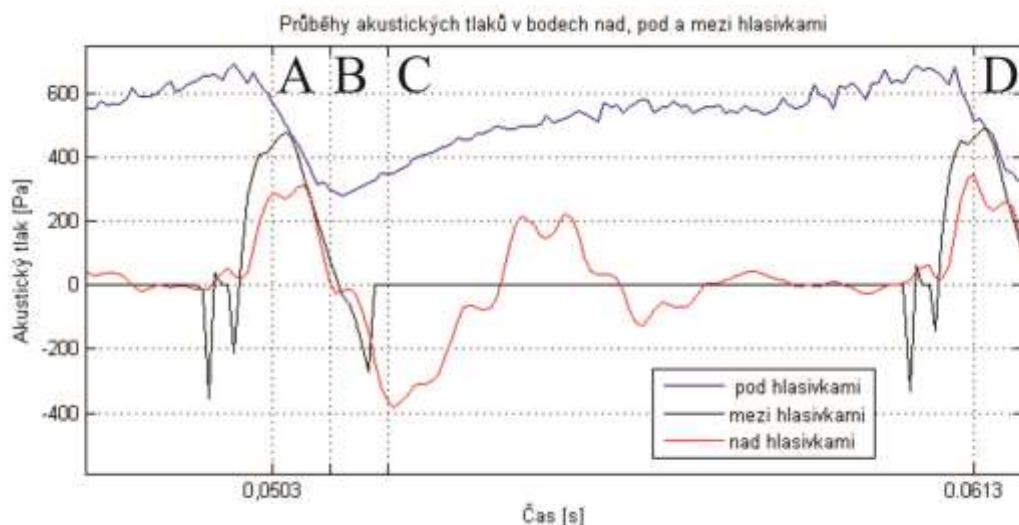
Obr. 12.19: Průběhy tlaků ve vybraných uzlech pod, mezi a nad hlasivkami

Pro srovnání průběhů tlaků je možné tyto průběhy vykreslit do jednoho grafu (obr. 12.20).



Obr. 12.20: Srovnání průběhů tlaků pod, mezi a nad hlasivkami

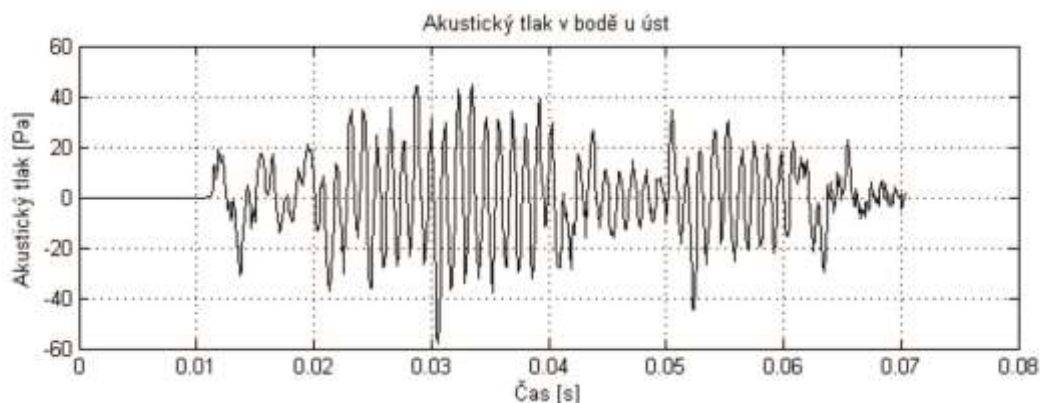
Průběhy tlaků lze také vyhodnotit vzhledem fázím pohybu hlasivek tak, jak bylo učiněno již dříve pro případ napětí.



Obr. 12.21: Průběhy tlaků v závislosti na fázích pohybu

Z obr. 12.21 lze vypořadovat, že průběh tlaku v uzlu pod hlasivkami (dále označen pouze jako subglotický tlak) dosahuje maximální hodnoty před začátkem *fáze otevírání* (A). Během *fáze otevírání* (AB) dosahují svých maxim průběhy tlaků mezi hlasivkami (dále intraglotický tlak) a nad hlasivkami (dále supraglotický tlak). Při *fázi uzavírání* (BC) roste hodnota tlaku subglotického a naopak klesají tlaky intraglotický a supraglotický. Supraglotický tlak dosahuje na konci *fáze uzavírání* své minimální hodnoty. Při *fázi uzavření* (CD) narůstá tlak subglotický a průběh tlaku supraglotického osciluje kolem nuly.

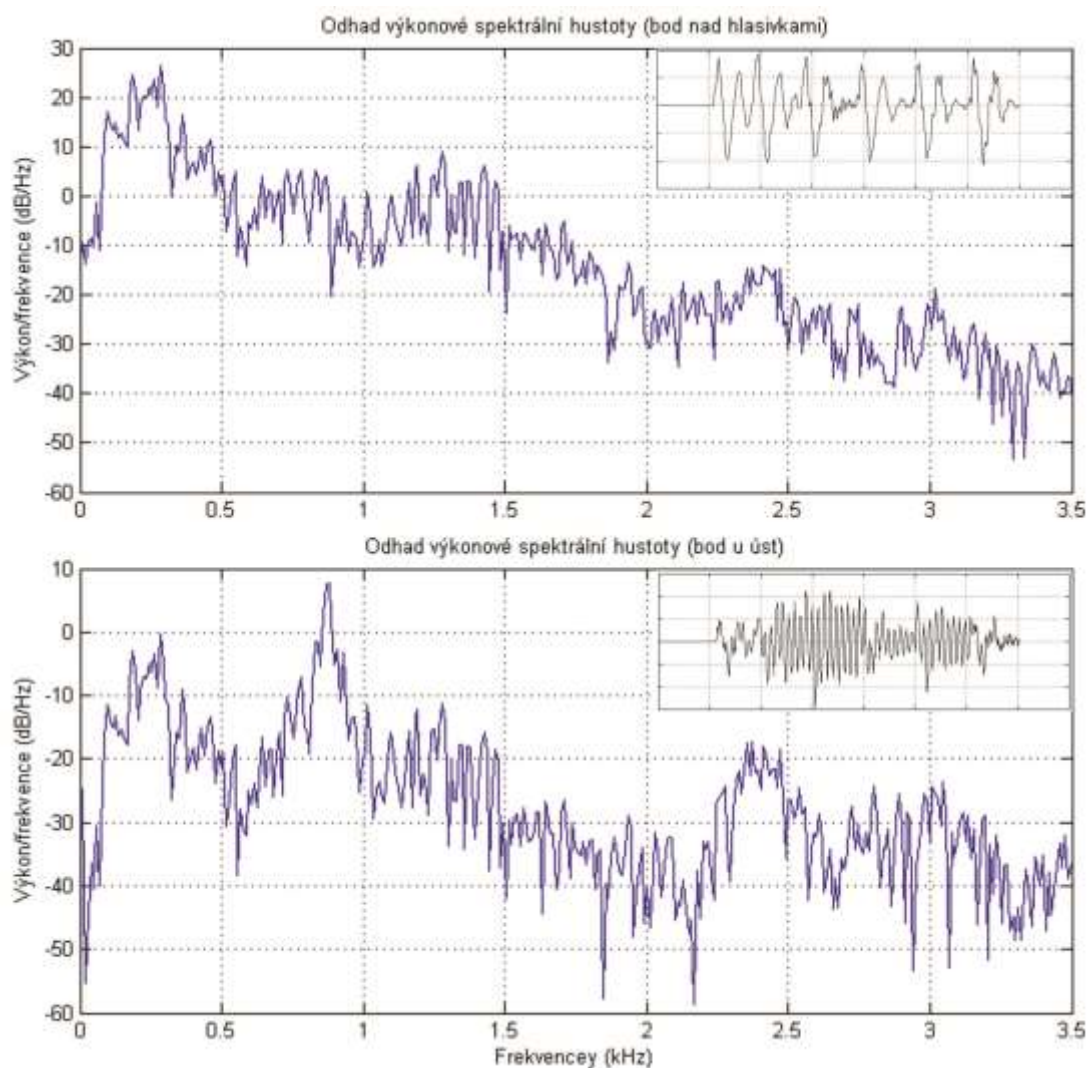
Průběh akustického tlaku pro bod u úst je zobrazen na obr. 12.22



Obr. 12.22: Průběh akustického tlaku v bodě u úst

12.2.3 Výkonová spektrální hustota

Akustický tlak lze chápat jako signál, který lze analyzovat pomocí výkonové spektrální hustoty (z angl. power spectral density - PSD). Vyhodnocení je provedeno pro průběhy akustických tlaků v uzlech nad hlasivkami (obr. 12.23 nahoře) a u úst (obr. 12.23 dole).

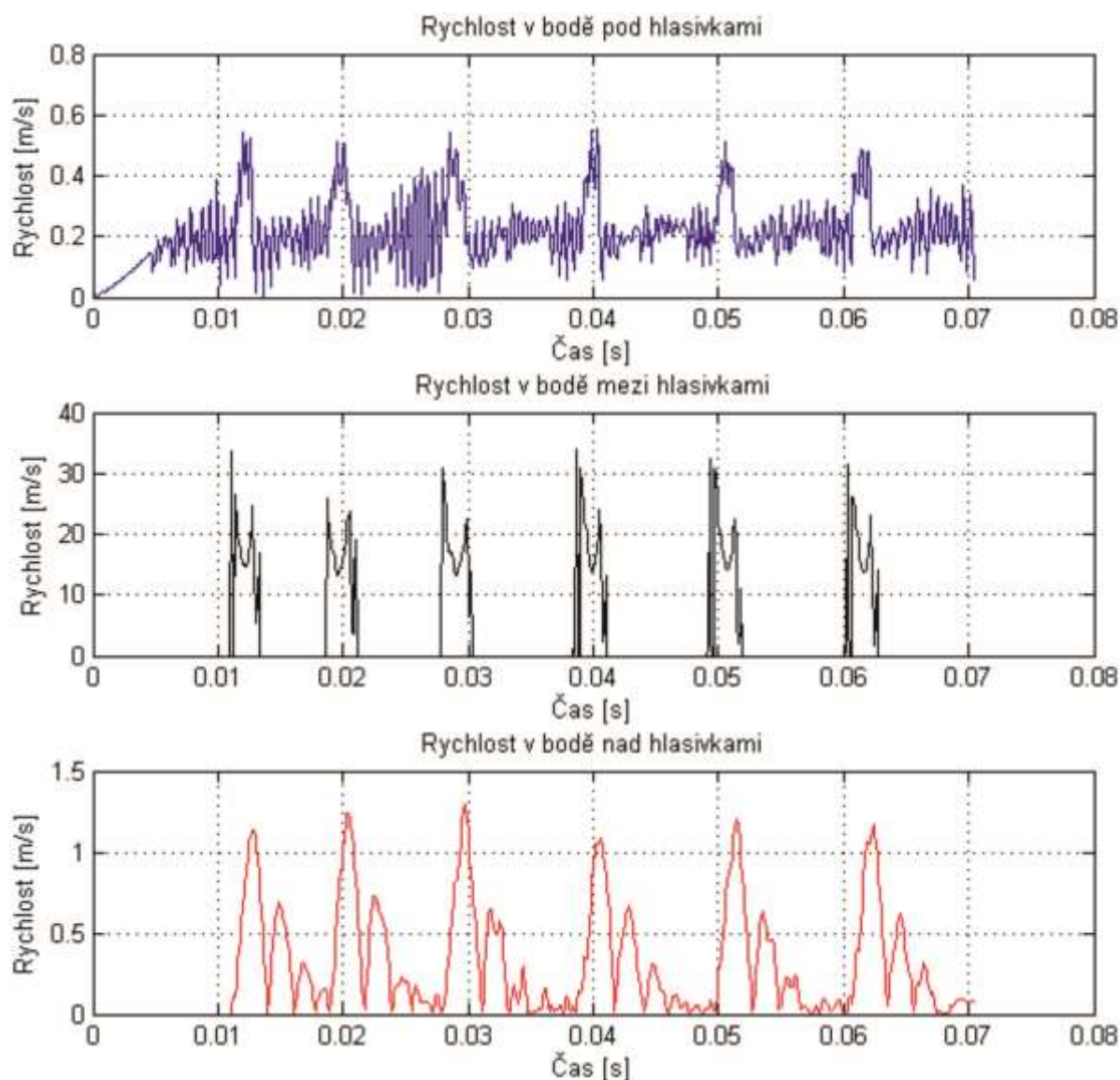


Obr. 12. 12.23: Odhady výkonových spektrálních hustot pro bod na hlasivkách (nahore) a pro bod u úst (dole)

Na obr. 12.23 nahoře je zobrazen odhad výkonové spektrální hustoty pro průběh tlaky v uzlu nad hlasivkami (průběh tlaku je zobrazen v pravém horním v rohu). Na obr. 12.2 dole je výkonová spektrální hustota pro uzel u úst. Při srovnání obou obrázků je možné si povšimnout zesílení signálu některých frekvenčních složek tzv. formantů po průchodu signálu vokálním traktem.

12.2.4 Rychlosti proudění

Průběhy rychlostí budou vyhodnoceny v bodech nad, mezi a pod hlasivkami, jejichž poloha je znázorněna na obr. 12.24. Rychlostí je v tomto případě míněna velikost vektoru rychlosti.



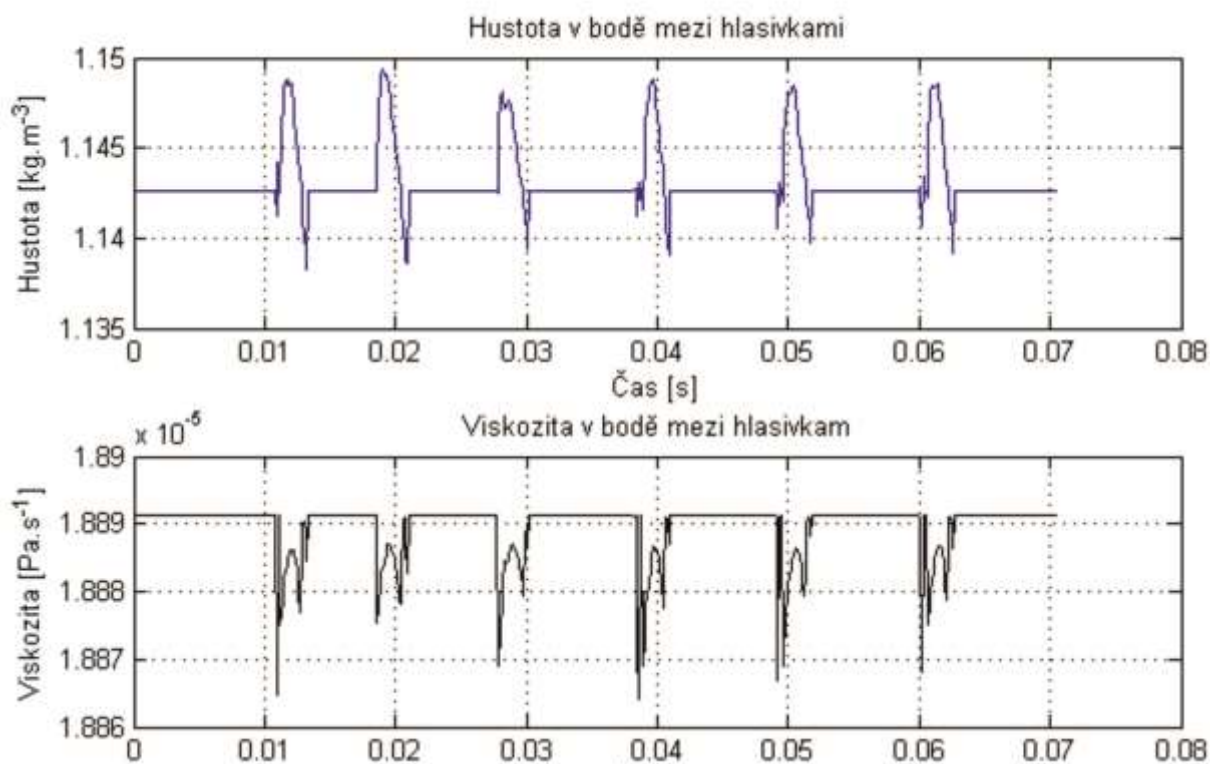
Obr. 12.24: Průběhy velikostí vektorů rychlostí v závislosti na čase

Z obr. 12.24 jsou patrné velké rozdíly v hodnotách rychlostí pro jednotlivé sledované body. Největší hodnoty rychlosti vychází v bodě mezi hlasivkami, kdy se maxima dosáhne v okamžiku před otevřením hlasivek. Poté se vlivem otevírání rychlost snižuje, hlasivky se chovají zpočátku (v konvergentním postavení) jako konvergentní tryska a při dosažení divergentního postavení mají vlastnosti konvergentně-divergentní trysky a během uzavírání rychlost proudění opět roste do okamžiku uzavření. Nízké hodnoty rychlosti

v bodě nad hlasivkami jsou způsobeny vlivem tvaru vokálního traktu (bod leží v místě rozšíření vokálního traktu) a vzdáleností od výstupu z hlasivek.

12.2.5 Hustota a viskozita

Průběhy hodnot hustoty a viskozity tekutiny byly vyhodnoceny v bodě mezi hlasivkami.



Obr. 12.25: Průběhy hodnot hustoty a viskozity pro bod mezi hlasivkami

Průběh změny hustoty vzduchu odpovídá přesně průběhu akustického tlaku v daném bodě, viskozita mění svoje hodnoty pouze nepatrně.

13 Srovnání výsledků pro různé tloušťky vrstvy tkáně

Hlavním cílem práce je vyhodnotit projevy hlasivek vyvolané změnou tloušťky vrstvy SLP (T_{SLP}). Změna tloušťky této vrstvy je charakteristická pro Reinkeho edém (větší tloušťka) nebo sulcus vergeture (v určitých místech zmenšení tloušťky). Tyto patologie jsou těžko rozeznatelné při laryngoskopickém vyšetření. Změna tloušťky vrstvy se projeví změnou tuhosti hlasivek. Se zvětšující se tloušťkou jsou hlasivky poddajnější, protože SLP má menší modul pružnosti oproti ostatním vrstvám. Tato skutečnost se při výpočtovém modelování projevovala, při větších tloušťkách SLP, většími přetvořeními hlasivek, čímž docházelo k hroucení sítě prvků. Aby bylo kolapsu sítě, a tím i celého výpočtu zabráněno, došlo k úpravě sítě (sestrojení řidší sítě prvků vzduchu v místě nad hlasivkami) a také ke snížení časového kroku pro výpočet tekutiny (parametr TINC). Další úpravou byla změna vstupní rychlosti v , protože nastávaly případy, kdy nedocházelo u některých modelů k otevření hlasivek (nízké hodnoty v) nebo naopak, při vyšších hodnotách v , nastávaly problémy s konvergencí výpočtu. Z výše uvedených důvodů byly vytvořené modely uspořádány do skupin se stejným nastavením modelu (vyjma T_{SLP}).

Tab. 5: Přehled výpočtových modelů a jejich úpravy

Označení skupiny	Tloušťka vrstvy SLP T_{SLP} [mm]	Vstupní rychlost v [m/s]	Úpravy
A	0.15	0.2075	-
	0.20	0.2075	-
	0.30	0.2075	-
B	0.45	0.165	-
	0.60	0.165	-
C	0.75	0.135	-
	0.90	0.135	-
D	1.05	0.1125	Úprava sítě
	1.20	0.1125	Úprava sítě, snížení přírůstku časového kroku z 0.0001 na 0.000065
	1.35	0.1125	Úprava sítě, snížení přírůstku časového kroku z 0.0001 na 0.000065
	1.50	0.1125	Úprava sítě, snížení přírůstku časového kroku z 0.0001 na 0.000065
	1.65	0.1125	Úprava sítě, snížení přírůstku časového kroku z 0.0001 na 0.000065
	1.80	0.1125	Úprava sítě, snížení přírůstku časového kroku z 0.0001 na 0.000065

Pro vyhodnocení modelů budou v případě struktury použity:

- snímky sestavených videokymogramů,
- hodnoty šířky glottis určené ze snímků videokymogramů,
- koeficienty CQ, OQ, CIQ, SI a SQ, kvantifikujících fáze kmitání hlasivek (viz kapitola 12),
- frekvence kmitání hlasivek,
- grafy posuvů bodů na čele hlasivek.

Pro případ tekutiny budou vyhodnoceny:

- průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech tekutiny a jejich maximální a minimální hodnoty,
- maximální hodnoty velikosti vektorů rychlostí ve vybraných bodech a
- znázorněné průběhy proudu vzduchu při konci fáze otevírání hlasivek.

13.1 Metoda vyhodnocování hodnot

V kapitole 12 bylo pro názornost provedeno popsání a vyhodnocení jednoho cyklu (periody) kmitání hlasivek. Cyklus byl parametrizován tak, že byl rozdělen do fází (fáze otevírání, uzavírání,...) a byla určena maximální šířka glottis. Z těchto údajů byly spočteny koeficienty, které kvantifikovali kmitání hlasivek. Při uvažování více cyklů kmitání je nutné brát v úvahu rozdílné hodnoty těchto parametrů. Proto, aby bylo možné kvantifikovat celý průběh kmitání, budou tyto parametry zpracovány statisticky, pomocí jejich aritmetického průměru. Pro uvažovaný počet cyklů n (neuvažují se periody při přechodové fázi kmitání, proto bylo vyhodnocení provedeno od čtvrté periody kmitání) a sledovaný parametr α , lze podle [15] určit aritmetický průměr daného parametru jako:

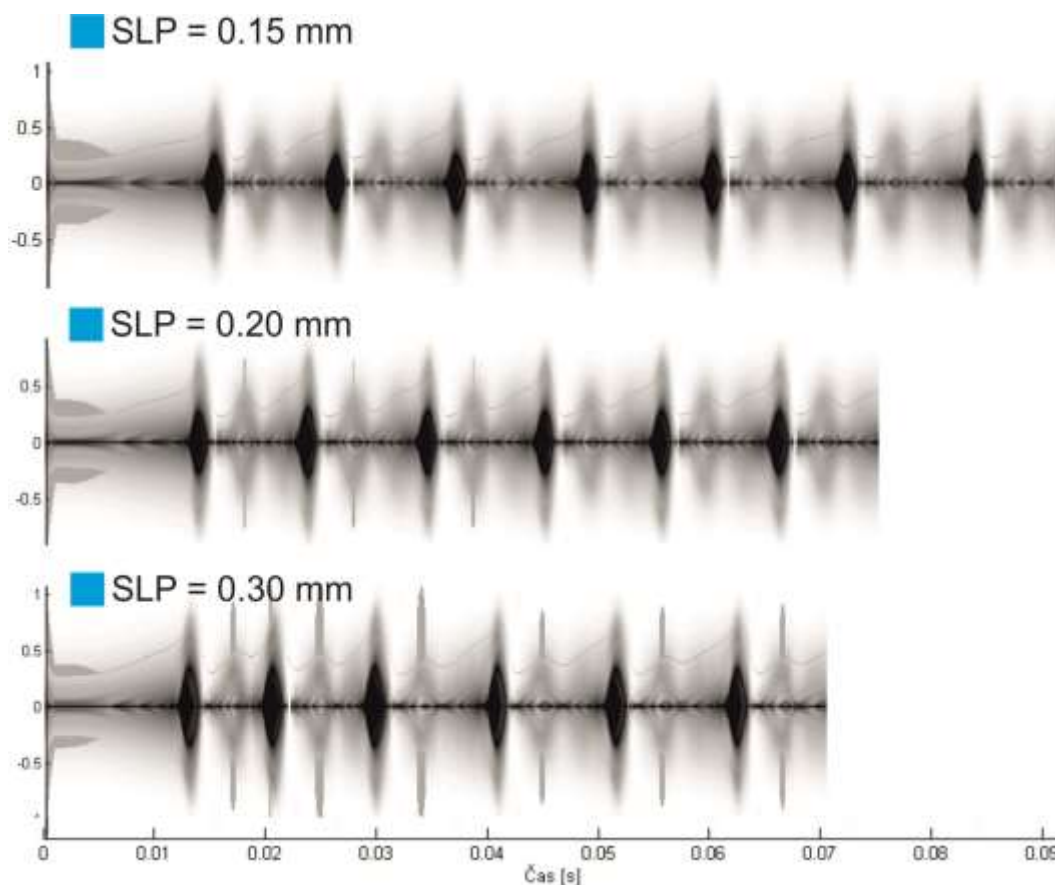
$$\bar{\alpha} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \alpha_i \quad (13.1),$$

Tímto způsobem bude vyhodnocen každý parametr.

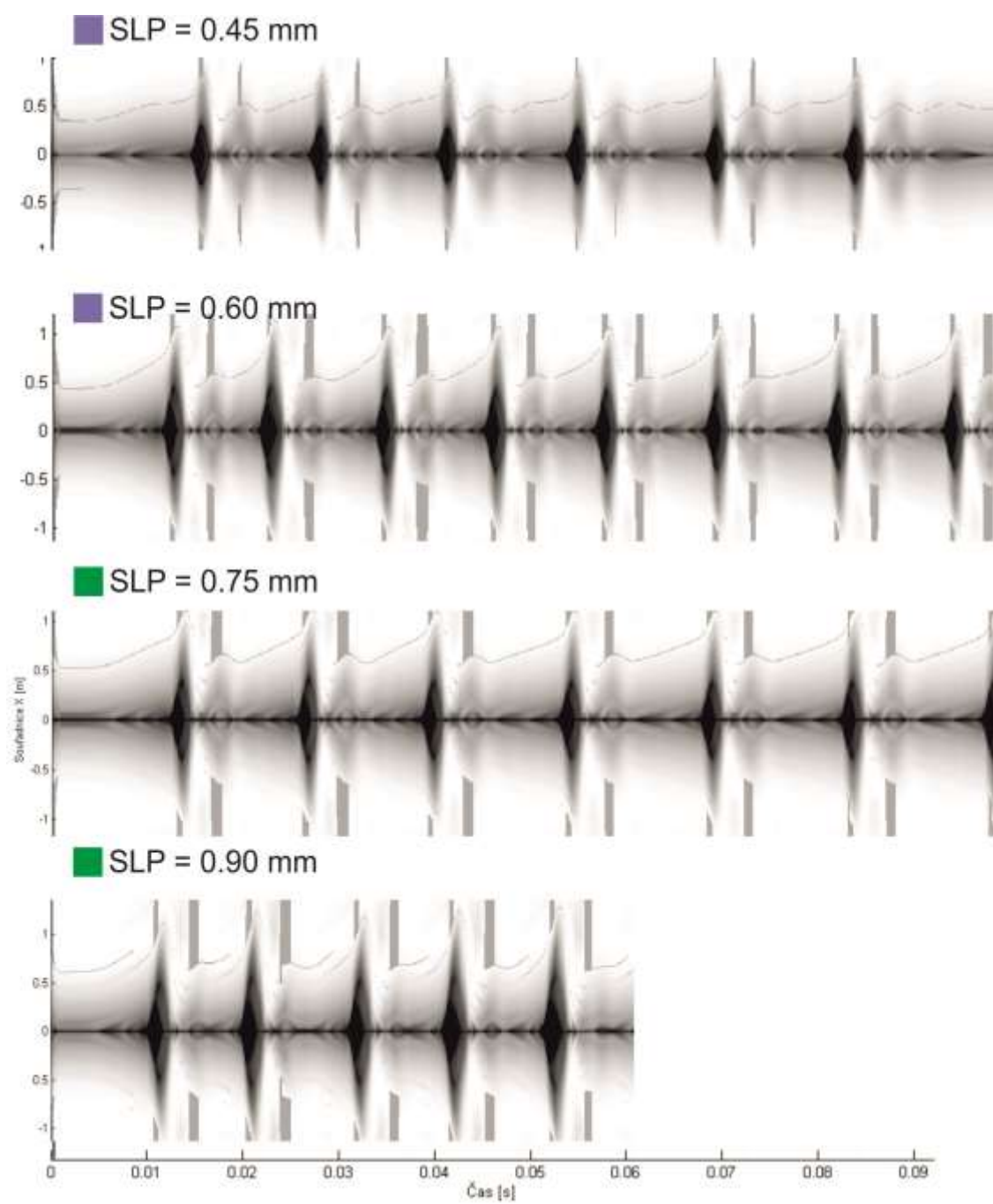
13.2 Vyhodnocení struktury

13.2.1 Srovnání snímků videokymogramů

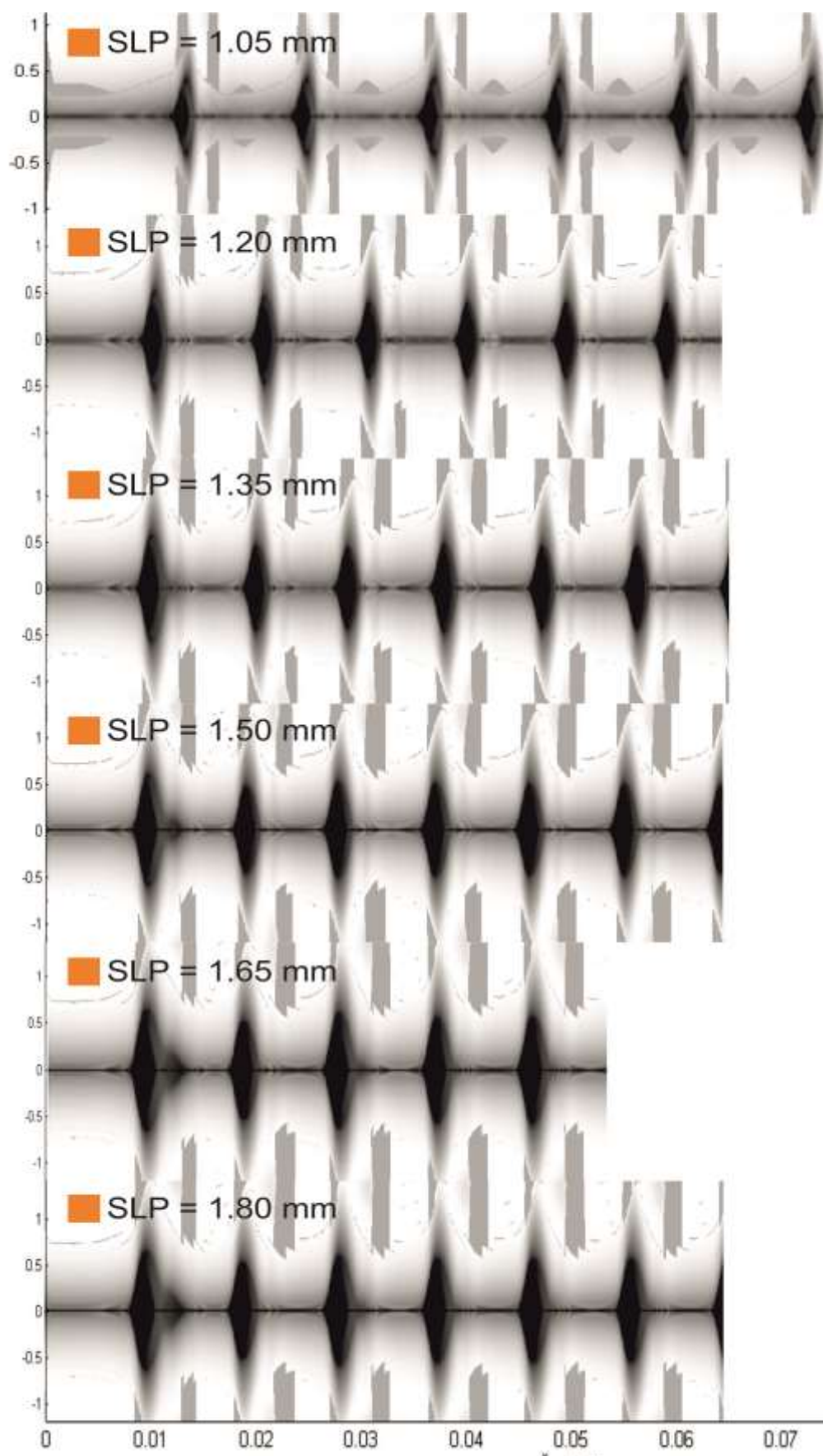
Pro všechny varianty hodnoty tloušťky SLP byly, na základě dat získaných výpočtovým modelováním, sestrojeny snímky videokymogramů. Všechny snímky jsou uvedeny na obr. 13.1, 13.2 a 13.3. Každý snímek je vlevo nahoře opatřen značkou, jejíž barva odpovídá barvě skupiny, která je uvedena v tab. 5. Vedle barevné značky je i uvedena hodnota tloušťky SLP. Snímky jsou zobrazeny ve stejném měřítku. Vodorovná osa, znázorňující čas, je společná všem uvedeným snímkům a je zobrazena ve spodních částech obrázků. Svislé osy, představující x -ovou souřadnici v jednotkách milimetrů, jsou pro jednotlivé snímky videokymogramů uvedeny přímo.



Obr. 13.1: Snímky videokymogramů pro skupinu A



Obr. 13.2: Snímky videokymogramů pro skupiny B a C

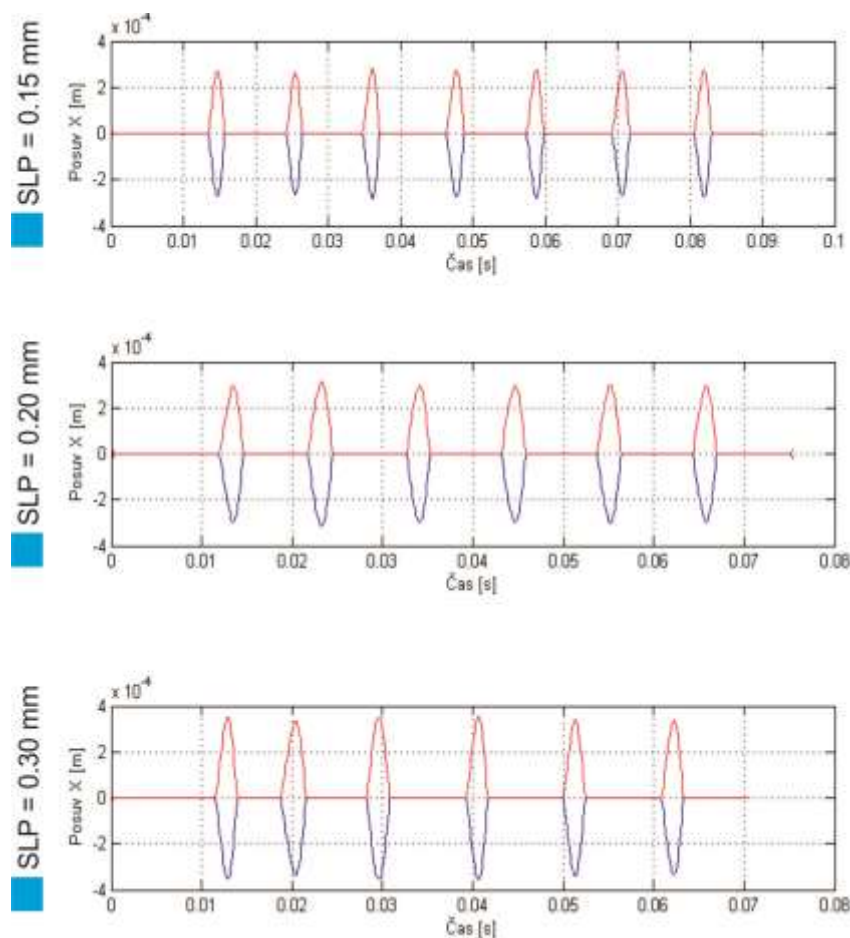


Obr. 13.3: Snímky videokymogramů pro skupinu D

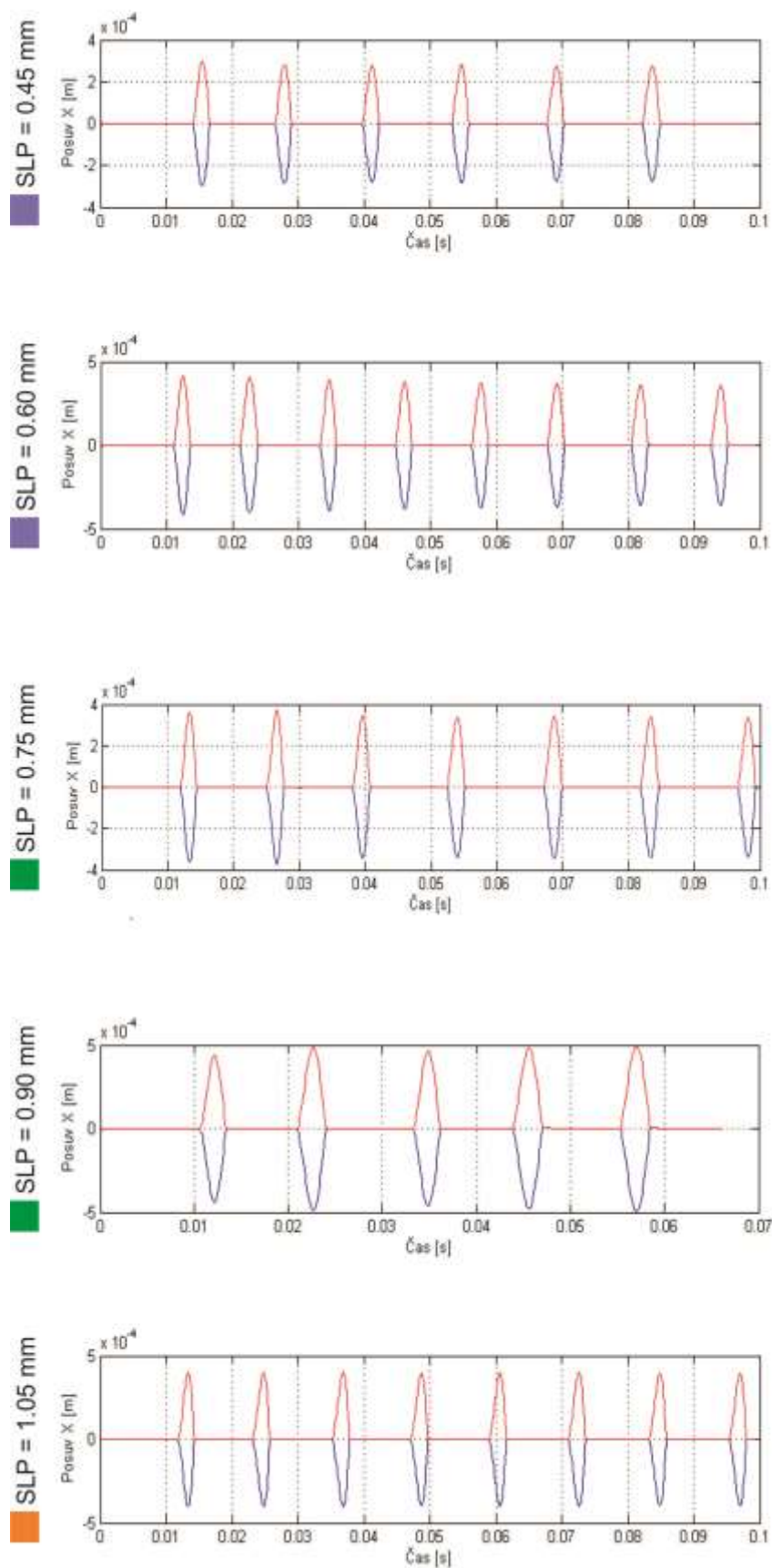
Z uvedených obrázků znázorňujících snímky videokymogramů vytvořených z dat získaných výpočtovým modelováním se vyskytuje několik úkazů. U každé z vyhodnocovaných skupin (A, B, C a D) lze pozorovat závislost mezi dobou prvotního otevření hlasivek a jejich tuhostí. Čím jsou hlasivky tužší (mají menší tloušťku SLP), tím později dochází k jejich otevírání. Stejně tak se, při vyšší tuhosti hlasivek, neprojevuje počáteční přechodová fáze, a pohyb se dříve ustálí. Dosažená šířka glottis se zvětšuje s tloušťkou SLP. S větší tloušťkou SLP také dochází k zaoblení přechodu fází otevírání a uzavírání, hlasivky se stále více převrací z konvergentního postavení během otvírání do divergentního tvaru během zavírání, lze déle sledovat spodní okraj hlasivek a slizniční vlna se rozšiřuje a vybíhá do větší vzdálenosti. Tato změna u slizniční vlny byla zaznamenána i u skutečných lidských hlasivek, postižených Reinkeho edémem[27].

13.2.2 Srovnání posuvu bodu ležícího na čele hlasivek ve směru osy x

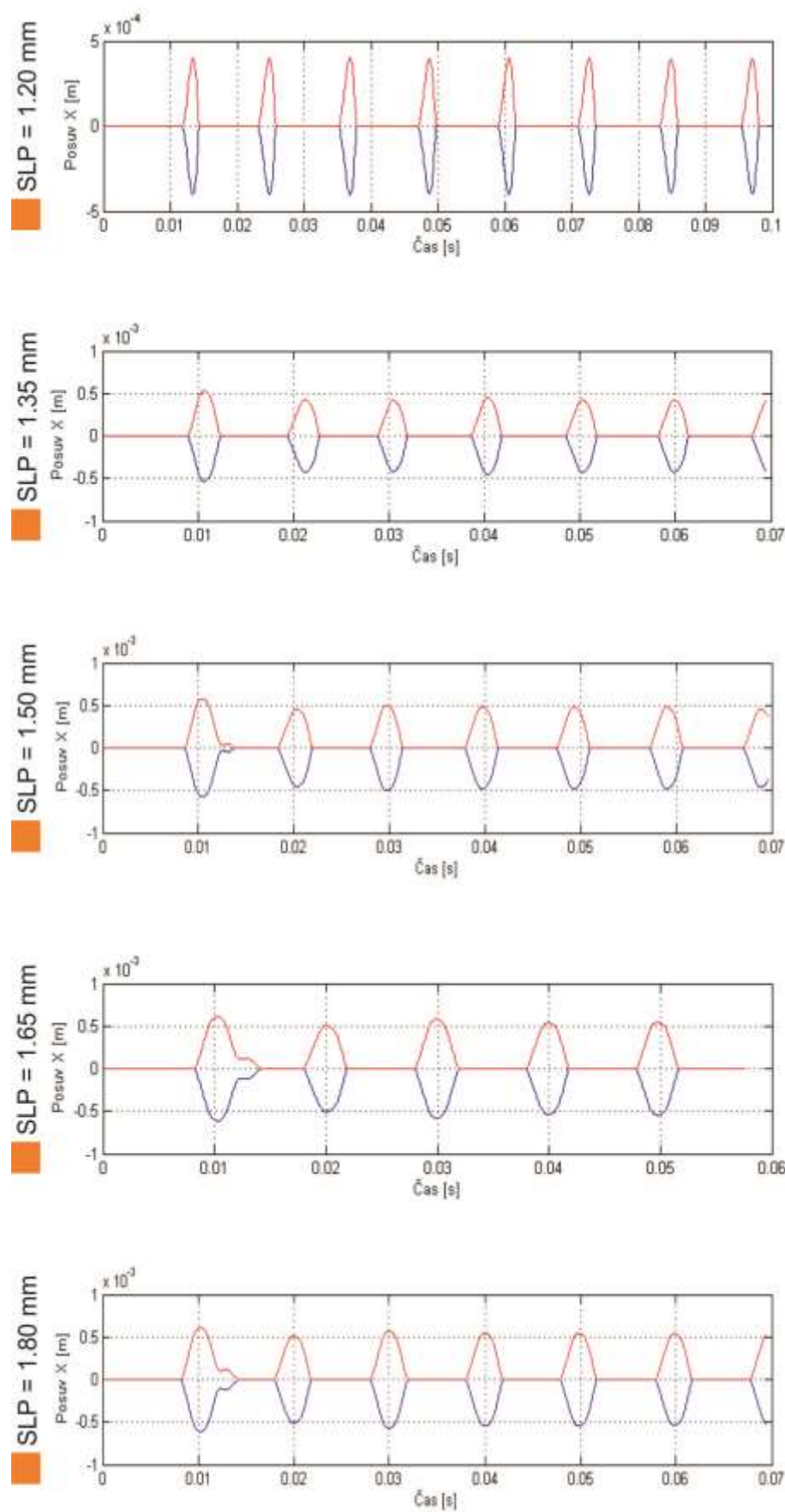
Poloha posuzovaného bodu byla pro každou geometrickou konfiguraci hlasivek volena shodně. Její znázornění je zobrazeno na obr. 12.1. Grafy posunutí bodu ve směru osy x v závislosti na čase jsou doplněny barevnou značkou, odkazující na rozdělení provedené v tab. 5. Každý graf je dále doplněn hodnotou tloušťky SLP.



Obr. 13.4: Průběhy posuvů bodu čela hlasivek pro skupinu A



Obr. 13.5: Průběhy posuvů bodu čela hlasivek pro skupiny B a C



Obr. 13.6: Průběhy posuvů bodu čela hlasivek pro skupinu D

Pro hodnocení posuvů bodu na čele hlasivek lze vyvodit ty samé závěry jako při vyhodnocování snímků videokymogramu. U snímků s hodnotou $T_{SLP} = 1.50 \text{ mm}$, $T_{SLP} = 1.65 \text{ mm}$, $T_{SLP} = 1.80 \text{ mm}$, si lze povšimnout, u první periody kmitání, prodloužené fáze uzavírání. To je způsobeno opožděným uzavíráním mediálního okraje hlasivek. Dobře je to patrné u příslušných snímků videokymogramů, kdy se projevuje ve větší míře spodní okraj hlasivek.

13.2.3 Srovnání výsledků výpočtového modelování hlasivek

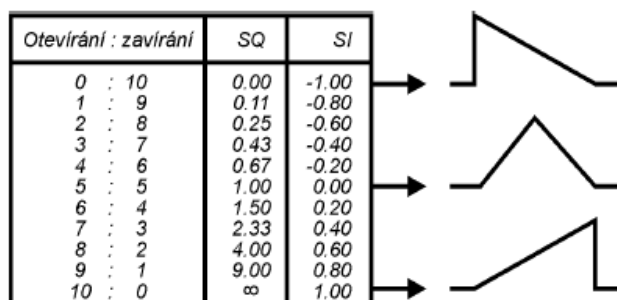
Sledované veličiny, parametry ze kterých jsou odvozeny i vztahy pro odvození jsou uvedeny v kapitole 12. Hodnoty veličin pro jednotlivé geometrické konfigurace hlasivek jsou uvedeny v tab. 5. Vyhodnocení bylo provedeno pro ustálené kmitání hlasivek, tedy přibližně po třetí periodě kmitání hlasivek.

Tab. 6: Vyhodnocení veličin získaných výpočtovým modelováním

Tloušťka SLP T_{SLP} [mm]	Frekvence kmitání hlasivek F_0 [Hz]	Šířka glottis X_G [mm]	Koeficient				
			OQ	CQ	CIQ	SQ	SI
0.10	84.93	0.41	0.140	0.860	0.062	1.276	0.121
0.20	94.64	0.45	0.161	0.839	0.076	1.125	0.059
0.30	92.60	0.52	0.160	0.840	0.080	1	0
0.45	70.42	0.42	0.117	0.883	0.056	1.083	0.040
0.60	83.16	0.54	0.156	0.844	0.073	1.143	0.067
0.75	65.08	0.51	0.124	0.876	0.059	1.111	0.053
0.90	89.29	0.64	0.210	0.790	0.121	0.741	-0.149
1.05	82.82	0.59	0.157	0.843	0.068	1.303	0.132
1.20	106.10	0.61	0.202	0.798	0.108	0.872	-0.068
1.35	109.89	0.74	0.224	0.776	0.117	0.918	-0.043
1.50	110.68	0.87	0.242	0.758	0.125	0.942	-0.030
1.65	108.73	1.05	0.258	0.742	0.131	0.973	-0.014
1.80	108.15	1.05	0.264	0.736	0.130	1.027	0.013

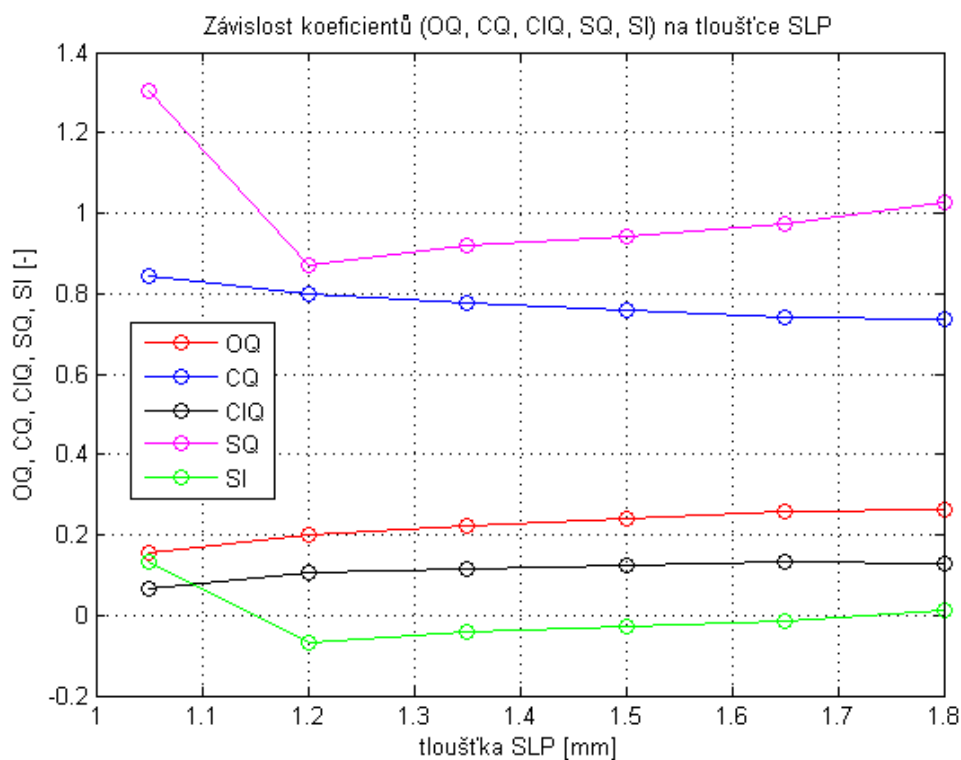
Z tabulky 6 lze určit závislost tloušťky SLP k šířce glottis, kdy s větší tloušťkou SLP dosahuje šířka glottis větších hodnot. Toto platí pro všechny uvedené skupiny. Pro koeficient otevření (OQ) má tendenci se zvětšovat se zvětšující se tloušťkou SLP. Koeficient uzavření (CQ) se naopak zmenšuje s rostoucí tloušťkou SLP, vyjma případu pro $T_{SLP} = 0.20 \text{ mm}$. Je tedy možné říct, že se zvětšující se tloušťkou SLP zůstávají hlasivky déle otevřené. Ovšem v tomto případě ($T_{SLP} = 0.20 \text{ mm}$) je možné uvažovat zaokrouhlovací chyby vzniklé při výpočtu, protože hodnota obou zmiňovaných koeficientů se liší pouze nepatrně. Pro koeficient uzavírání (CIQ) je, vyjma případu $T_{SLP} = 1.65 \text{ mm}$, charakteristická rostoucí hodnota s rostoucí hodnotou T_{SLP} . S rostoucí tloušťkou SLP se tedy prodlužuje doba uzavírání. Pro rychlostní koeficient (SQ) a rychlostní index (SI) nelze, stejně jako pro frekvenci kmitání hlasivek (F_0), určit jednoznačnou souvislost

s tloušťkou SLP. Obr. 13.7 ukazuje hodnoty koeficientů SQ a SI pro různé poměry dob fází otevírání a uzavírání. Dále pak vliv těchto koeficientů na průběhy hlasivkových kmitů.



Obr. 13.7: Vlevo - poměry dob otevírání a uzavírání hlasivek. Vpravo - znázorněny vlnové průběhy

Závislost všech koeficientů a tloušťky SLP je pro skupinu D vykreslena na obr. 13.8.



Obr. 13.8: Znázornění závislosti změny hodnot koeficientů OQ, CQ, CIQ, SQ, SI na tloušťce SLP

13.3 Vyhodnocení tekutiny

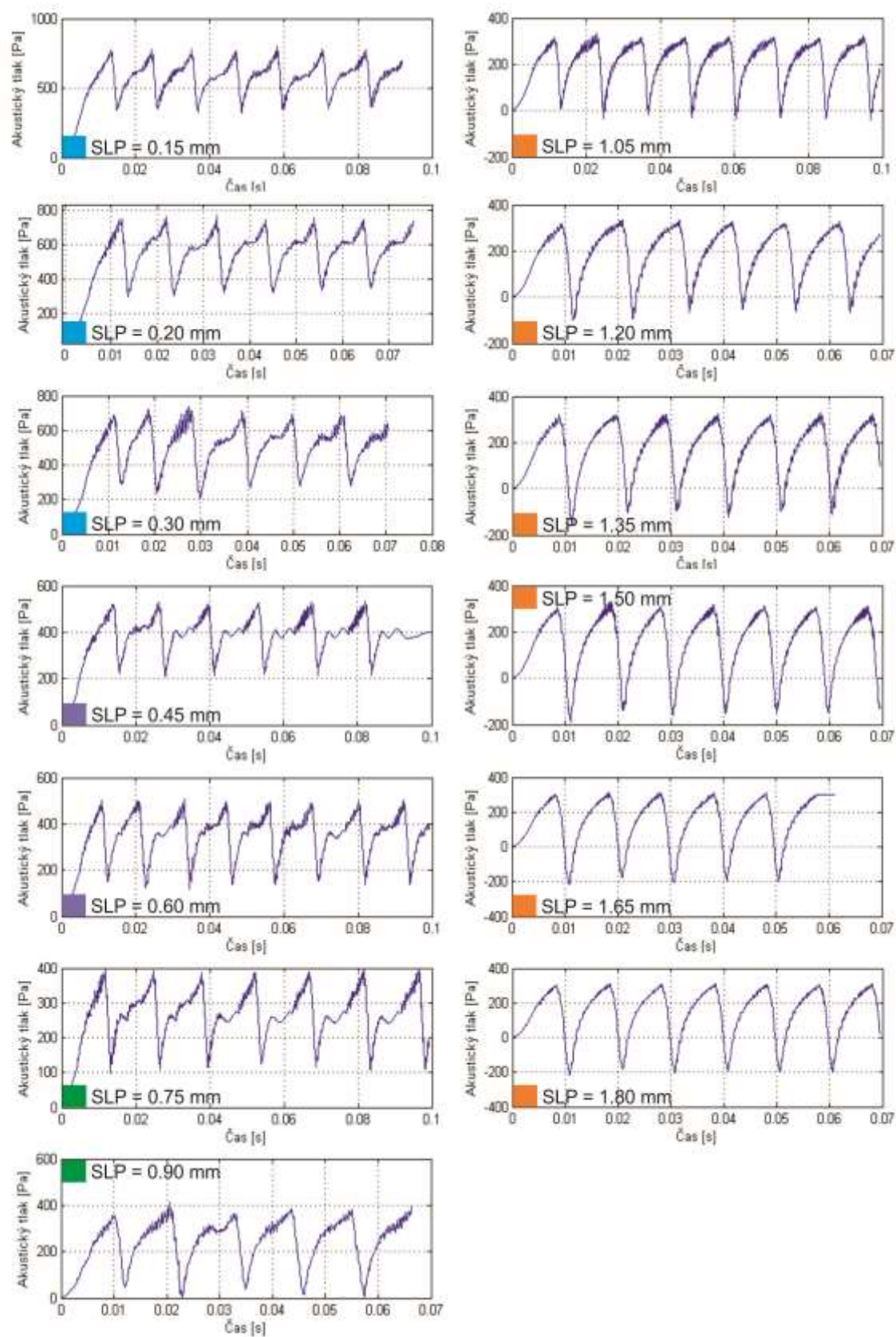
13.3.1 Srovnání tlaků a rychlostí ve vybraných bodech

Tlaky byly vyhodnoceny v bodech pod, mezi a nad hlasivkami, jejichž umístění je znázorněno v kapitole 12 na obr. 12.18. Srovnání je provedeno na obrázcích, 13.9, 13.10 a 13.11. Obrázky jsou označeny příslušnou barvou a hodnotou T_{SLP} dle tabulky 5. Maximální a minimální hodnoty tlaků a maximální hodnoty velikostí rychlosti pro ustálené kmitání jsou uvedeny v tabulce 7.

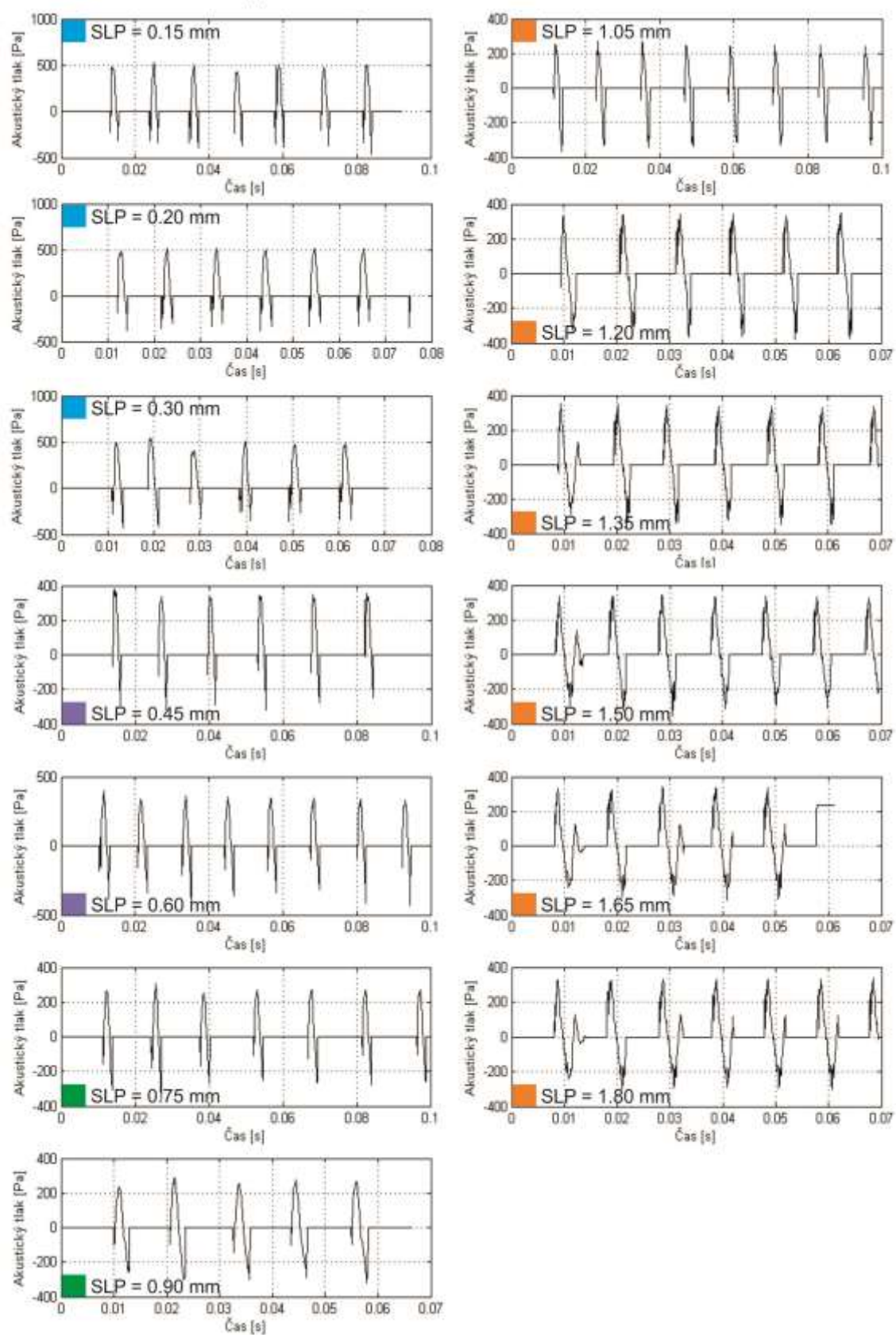
Tab. 7: Hodnoty tlaků a rychlostí určených v daných bodech

T_{SLP} [mm]	Tlaky [Pa]						Maximální rychlost [m/s]		
	pod		mezi		nad		pod	mezi	nad
	max	min	max	min	max	min			
0.15	803	317	506	-463	352	-468	0.60	35.08	1.19
0.2	758	319	515	-377	327	-449	0.52	35.45	1.26
0.3	693	270	496	-356	344	-427	0.55	32.25	1.21
0.45	535	214	352	-319	237	-292	0.45	26.19	0.85
0.60	502	135	350	-425	246	-364	0.45	25.99	0.93
0.75	396	108	272	-279	187	-237	0.38	23.08	0.70
0.90	395	6	277	-318	192	-242	0.34	21.88	0.75
1.05	324	-39	249	-335	210	-308	0.34	21.88	0.75
1.20	333	-69	350	-381	230	-315	0.41	20.26	0.63
1.35	330	-120	340	-349	243	-296	0.41	19.79	0.65
1.50	317	-160	341	-354	240	-259	0.42	20.11	0.70
1.65	312	-207	341	-314	254	-244	0.41	19.44	0.66
1.80	311	-202	335	-302	252	-240	0.42	19.75	0.83

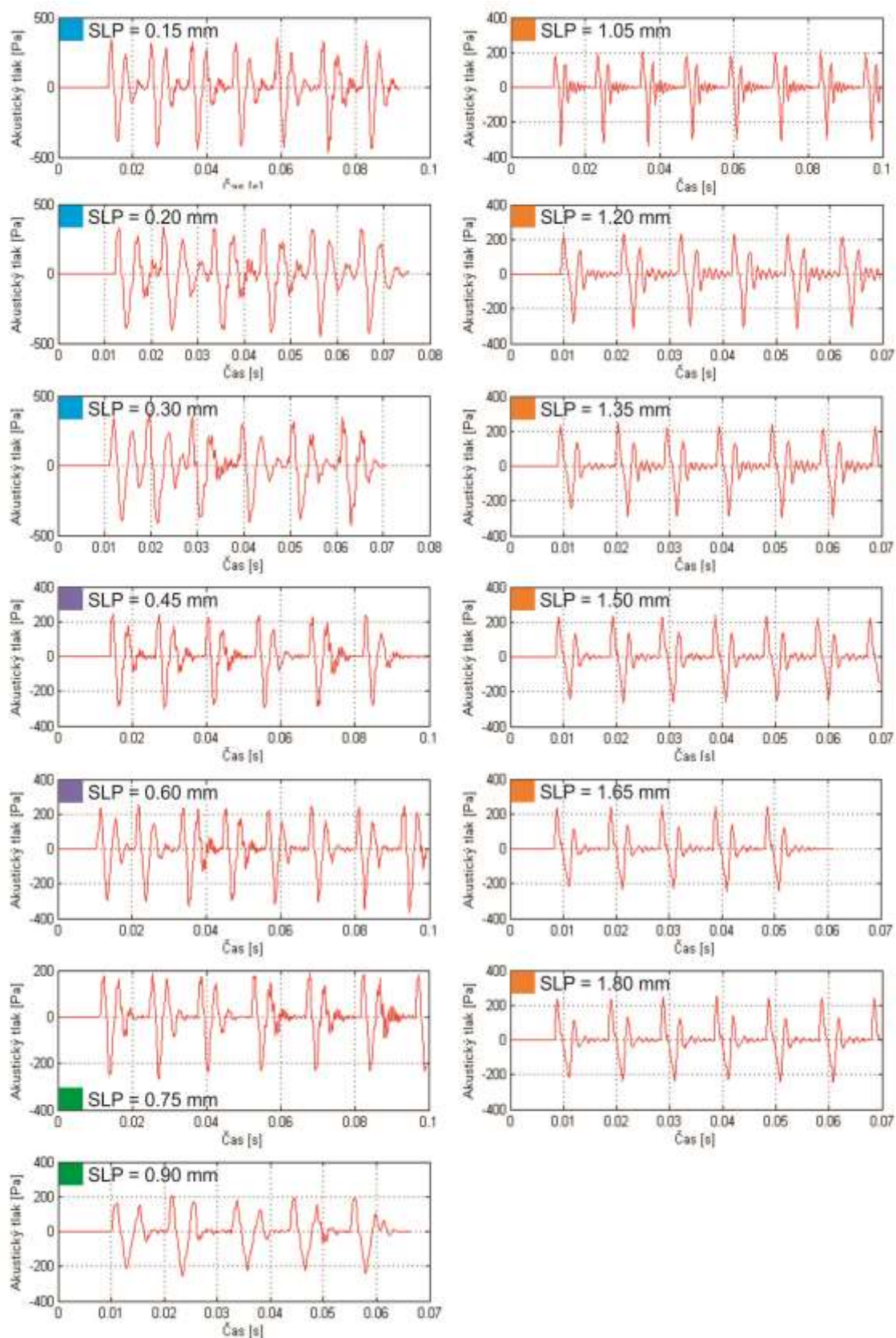
Z tabulky 7 je možné vysledovat závislost subglotického tlaku (jeho maximálních i minimálních hodnot) na tloušťce SLP. Na obr. 13.9 je vidět posun minimálních hodnot subglotického tlaku k nižším hodnotám pro rostoucí tloušťku SLP. Pro tlaky vyhodnocované v ostatních místech (intraglotický a supraglotický tlak) nelze jednoznačně určit závislosti jejich maximálních a minimálních hodnot na tloušťce SLP ale spíše mají opět tendenci klesat s rostoucí tloušťkou SLP. Průběhy tlaků, uvedené na dalších stranách (obr. 13.9, 13.10, 13.11), mají periodický charakter. U supraglotického tlaku lze pozorovat u poddajnějších materiálových modelů (velká tloušťka SLP) pozorovat velké zatlumení tlaku v době po uzavření glottis (jednotlivé oddělené pulsy tlaku), což může odpovídat chraptavému hlasu, který je typickým projevem Rinkeho edému. Oproti tomu je zatlumení u tužších materiálových modelů výrazně menší a při hodnotě tloušťky SLP okolo fyziologické hodnoty 0.03mm dochází po uzavření hlasivek k několika překmitům, jak bylo naměřeno u zdravých hlasivek [29]



Obr. 13.9: Průběhy subglotických tlaků

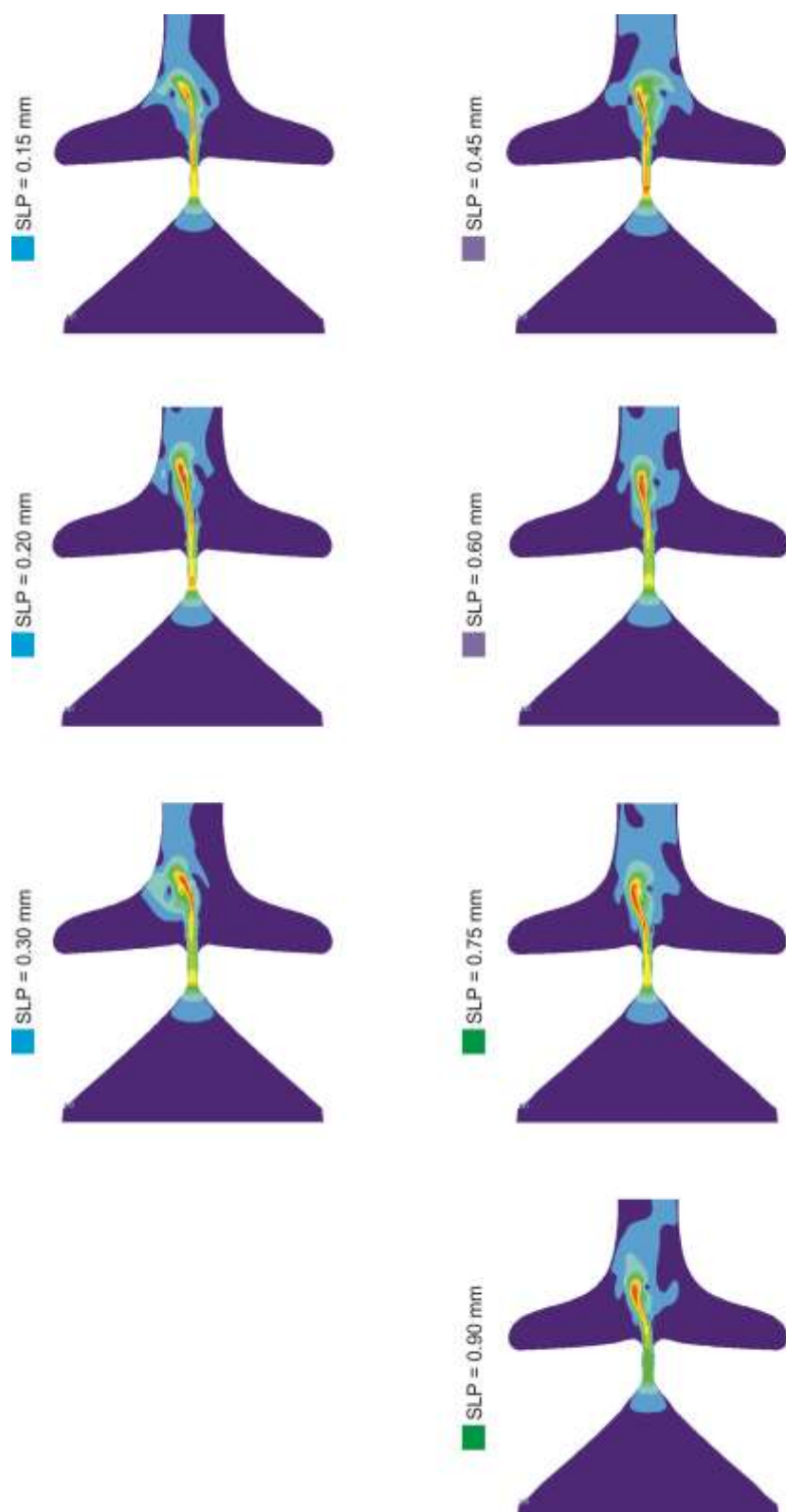


Obr. 13.10: Průběhy intraglotických tlaků

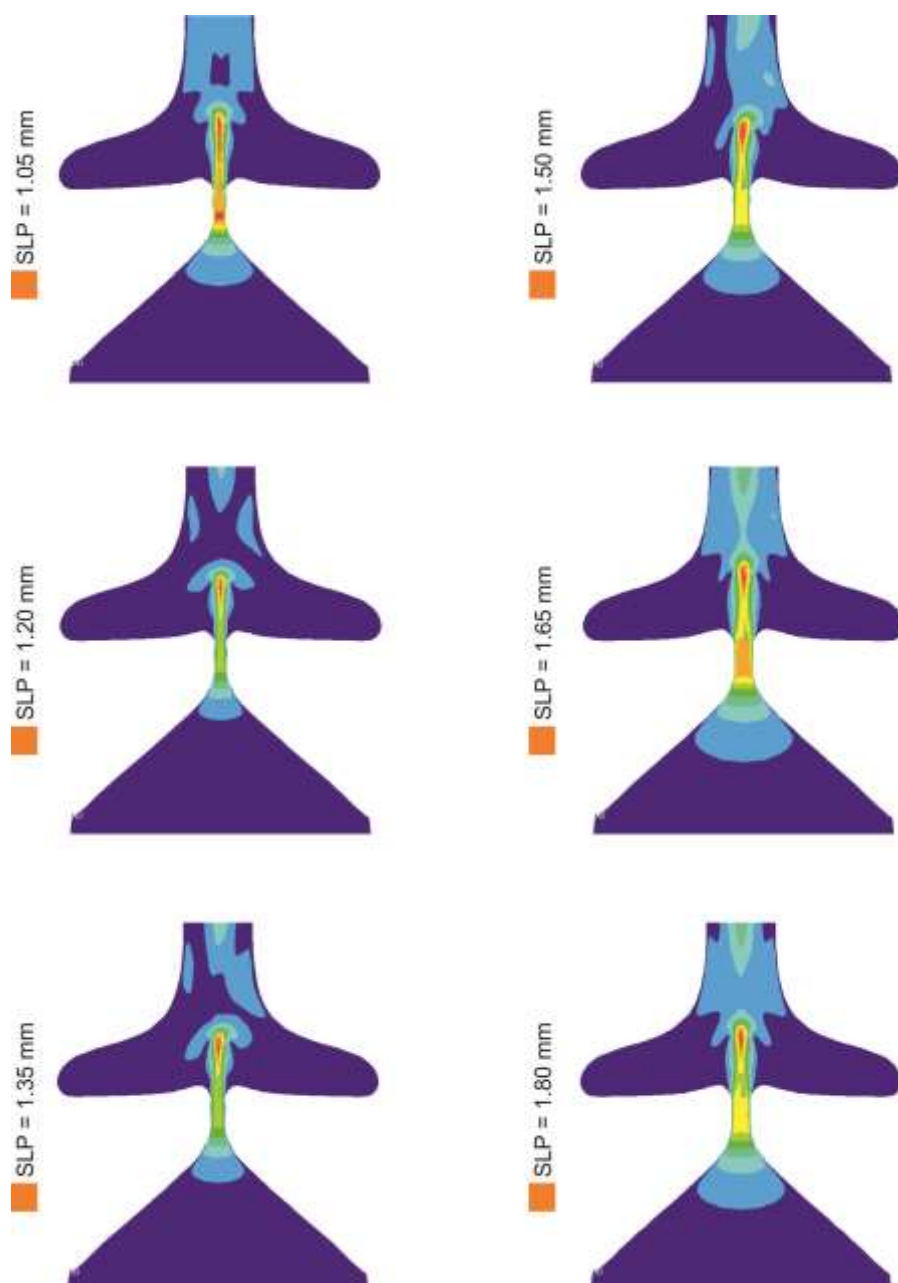


Obr. 13.11: Průběhy supraglottických tlaků

13.3.2 Porovnání rychlosti proudění vzduchu v oblasti hlasivek



Obr. 13.12: Zobrazení rychlosti proudění vzduchu pro skupiny A, B, C na konci fáze otevírání hlasivek.



Obr. 13.13: Zobrazení rychlosti proudění vzduchu pro skupinu D na konci fáze otevírání hlasivek.

Na obrázcích 13.12 a 13.13 jsou zobrazeny rychlosti proudění vzduchu v oblasti hlasivek. Proud je zachycen pro čtvrtou periodu kmitání v době na konci fáze otevírání a na začátku fáze uzavírání hlasivek. Z obrázků je patrná nestabilita proudů u hlasivek s tužším materiálovým modelem, kdy dochází k jejich malému rozevření. V těchto případech se proud vzduchu nad hlasivkami ohýbá k jedné nebo druhé straně vokálního traktu, což bylo pozorováno jak u lidských hlasivek, tak při experimentech na umělých hlasívkách. Naopak u materiálů s poddajnějším modelem materiálu dochází k většímu rozevření hlasivek a proud zůstává stabilní a téměř osově symetrický. Svůj vliv má i velikost vstupní rychlosti, proto je vhodné srovnávat rychlosti proudění uvnitř každé skupiny, kde jsou naměřené maximální rychlosti v určených bodech srovnatelné (viz tab. 7).

14 Srovnání výsledků pro různé hodnoty Youngova modulu E

Srovnání výsledků bylo prováděno s jedním modelem geometrie s tloušťkou vrstvy SLP (superficial lamina propria) - $T_{SLP} = 0.3 \text{ mm}$. Byla použita hodnota vstupní rychlosti $v = 0.213 \text{ m/s}$. Pro srovnání byly vytvořeny tři výpočtové modely lišící se v modelu materiálu vrstvy SLP. U modelů byla změněna hodnota Youngova modulu pružnosti E . Řešení výpočtových modelů bylo provedeno pro tyto hodnoty E :

- $E = 2000 \text{ Pa}$ (výchozí model),
- $E = 3000 \text{ Pa}$,
- $E = 4000 \text{ Pa}$.

Vyhodnocení dat proběhlo metodou popsanou v minulé kapitole. Pro vyhodnocení nebyly uvažovány tři počáteční periody kmitání, kdy byl pohyb hlasivek v přechodové fázi. Na tomto místě je nutné zmínit skutečnost, že výsledná data z prvního výpočtového modelu ($E = 2000 \text{ Pa}$) ukazovala pouze čtyři periody kmitání hlasivek. Vzhledem k výše zmíněnému je vhodné přistupovat k výsledkům, jako k výsledkům z prvního výpočtového modelu, který bude nutno zpřesňovat.

Pro potřeby srovnání výsledků výpočtových modelů budou v případě struktury použity:

- snímky sestavených videokymogramů,
- hodnoty šířky glottis určené ze snímků videokymogramů,
- koeficienty CQ, OQ, CIQ, SI a SQ, kvantifikujících fáze kmitání hlasivek (viz kap. 12),
- frekvence kmitání hlasivek,
- grafy posuvů bodů na čele hlasivek.

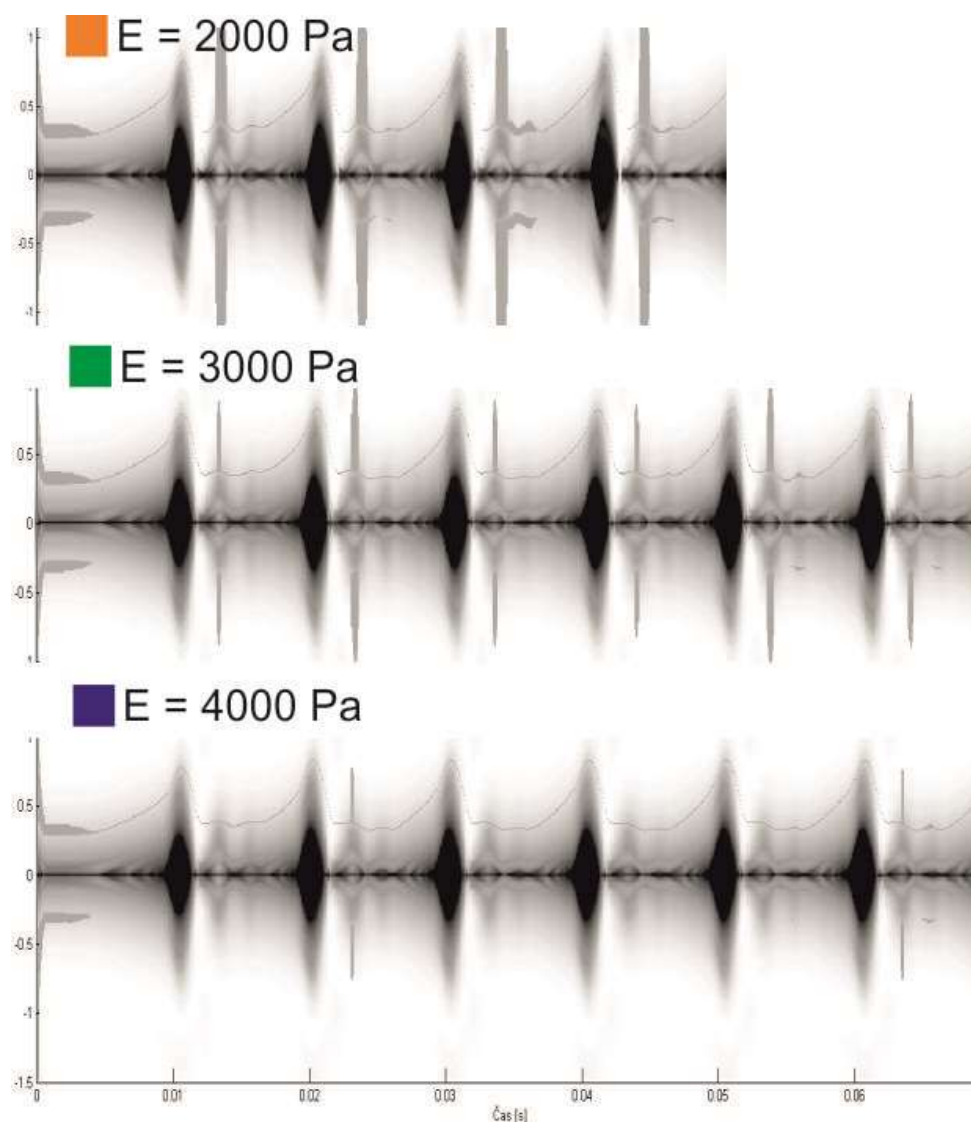
Pro případ tekutiny budou vyhodnoceny:

- průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech tekutiny a jejich maximální a minimální hodnoty.

14.1 Vyhodnocení struktury

14.1.1 Srovnání snímků videokymogramů

Snímky videokymogramů sestavených z dat, získaných výpočtovým modelováním, jsou uvedeny na obr. 14.1. Snímky jsou zobrazeny ve stejném měřítku s vodorovnou osou, která je společná všem snímkům a představuje čas s jednotkou s - sekunda. Vodorovná osa zobrazuje posuv ve směru osy x a její jednotkou je mm – milimetr. Snímky jsou vlevo nahoře opatřeny barevnou značkou, pro lepší přehlednost, a hodnotou Youngova modulu pružnosti E .

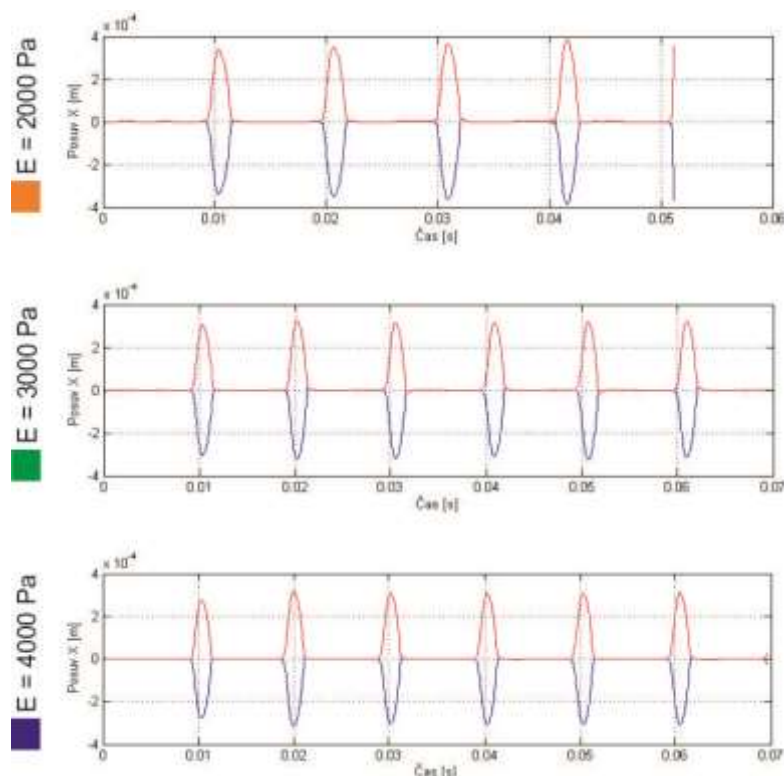


Obr. 14.1: Snímky videokymogramů

Snímky vykazují mnoho podobností, ale je možné zaznamenat např. zmenšující se šířku glottis se zvětšující se hodnotou E . Také je vidět, že přechod mezi fází otevírání a uzavírání hlasivek je, se zvětšující se hodnotou E , zaoblenější.

14.1.2 Srovnání posuvu ve směru osy x bodu ležícího na čele hlasivek

Poloha posuzovaného bodu byla pro každou geometrickou konfiguraci hlasivek volena shodně. Její znázornění je zobrazeno na obr. 12.1. Grafy posunutí bodu ve směru osy x v závislosti na čase jsou opět pro názornost doplněny barevnou značkou a příslušnou hodnotou Youngova modulu E .



Obr. 14.2: Průběhy posuvů bodu čela hlasivek

Z průběhů posuvů je patrná zkracující se doba mezi periodami pro modely s větší tuhostí (větší hodnotou E) a z toho vyplývající vyšší frekvence kmitání. Časy prvního rozevření hlasivek jsou přibližně stejné pro všechny varianty.

14.1.3 Srovnání výsledků výpočtového modelování hlasivek

Sledované veličiny, parametry ze kterých jsou odvozeny i vztahy pro odvození jsou uvedeny v kap. 12. Vyhodnocení bylo provedeno pro ustálené kmitání hlasivek, tedy po třetí periodě kmitání hlasivek.

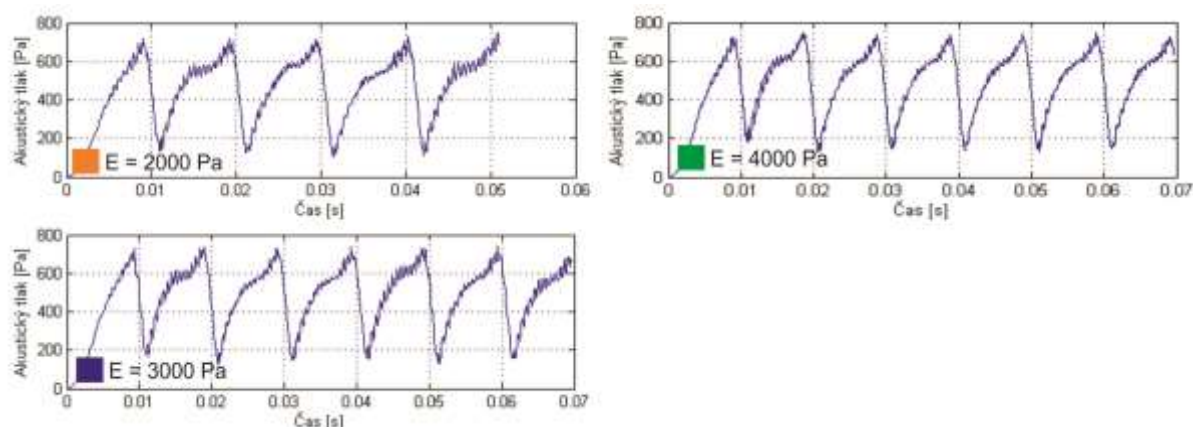
Tab. 8: Vyhodnocení veličin získaných výpočtovým modelováním

Youngův modul E [Pa]	Frekvence kmitání hlasivek F_0 [Hz]	Šířka glottis X_G [mm]	Koeficient				
			OQ	CQ	CIQ	SQ	SI
2000	97.85	0.56	0.247	0.753	0.116	1.118	0.056
3000	98.75	0.51	0.217	0.783	0.113	0.918	-0.043
4000	99.90	0.50	0.219	0.781	0.114	0.918	-0.043

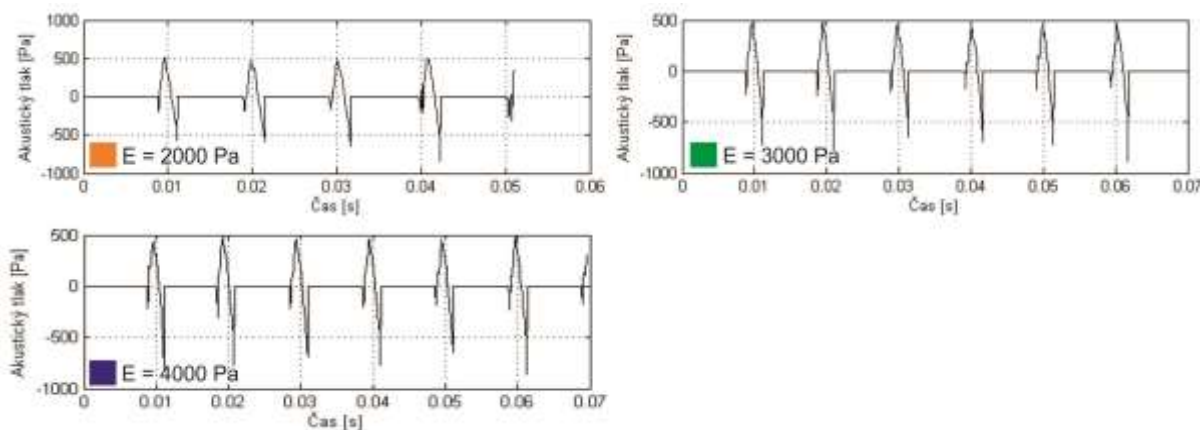
Z tabulky 8 lze určit vliv hodnoty Youngova modulu na minimální hodnoty subglotického (pod hlasivkami) a supraglotického tlaku (nad hlasivkami). Se zvětšující se hodnotou Youngova modulu rostou jejich minimální hodnoty. U zbývajících hodnot nelze

jednoznačně, vzhledem k posuzovanému souboru dat, rozpoznat další závislosti. Na obrázku 14.3, 14.4 a 14.5 jsou znázorněny průběhy tlaků pro všechny vyhodnocené modely.

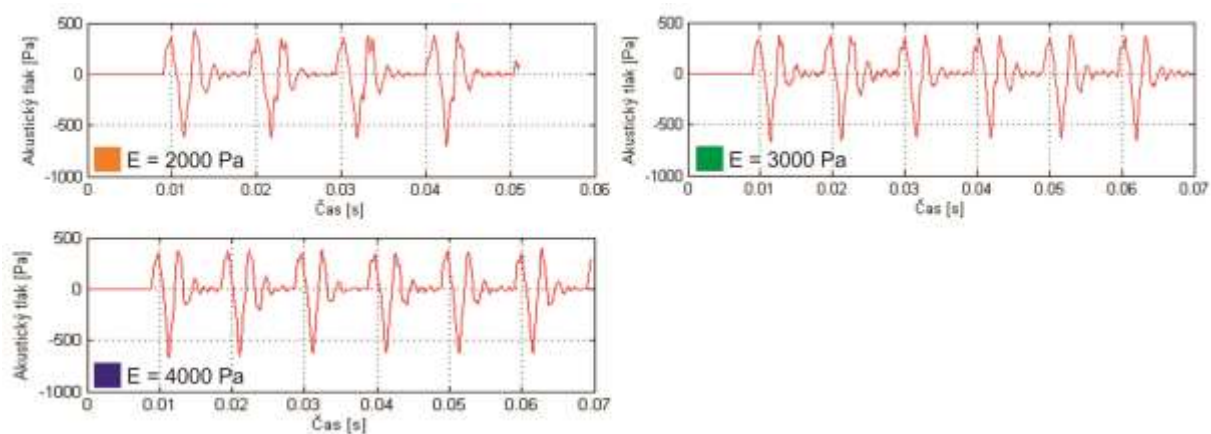
Průběhy tlaků mají periodický charakter. Minimální hodnoty u subglotických tlaků nedosahují záporných hodnot. U supraglotických tlaků lze pozorovat, že pro poddajnější modely materiálu (menší hodnota E) dochází, v době po uzavření glottis, k ztlumení tlaku po delší dobu. Toto je patrně způsobeno menší frekvencí kmitání hlasivek. Hodnoty frekvencí jsou uvedeny v tab. 8.



Obr. 14.3: Průběhy subglotických tlaků



Obr. 14.4: Průběhy intraglotických tlaků



Obr. 14.5: Průběhy supraglottických tlaků

15 Závěr

Na základě již dříve vyvíjených výpočtových modelů na ÚMTMB FSI VUT v Brně (práce [10], [16], [21]), byl vytvořen rovinný výpočtový model interakce kmitajících hlasivek s akustickým prostředím. V modelu jsou zahrnuty velké deformace struktury hlasivek, kontaktní úloha, ke které dochází při pohybu hlasivek a předpětí, vyvolané počátečním přitlačením hlasivek. Dále je zahrnut model neustáleného viskózního stlačitelného proudění. Proudění je uvažováno jako laminární.

Protože v uvedených pracích byly již řešeny problémy, vyskytující se při modelování interakce kmitajících hlasivek s akustickým prostředím (jako je například zánik prvků sítě při přitlačení hlasivek do kontaktu), byla věnována pozornost úpravě modelů geometrie hlasivek, aby tyto modely odpovídaly skutečným parametrům hlasivek. Při vytváření geometrie hlasivek se vycházelo z M5 Shererovy geometrie, z které byly převzaty celkové rozměry hlasivek. Na základě tohoto modelu vznikl model geometrie zahrnující čtyři vrstvy tkáně hlasivek (epitel, superficia lamina propria, ligament a sval), u něhož je možné měnit tloušťky vrstev tak, že lze modelovat i patologie, související s těmito vrstvami. Příkladem je Reinkeho edém, který se projevuje zvětšením tloušťky vrstvy superficia lamina propria. Výchozí hodnoty pro velikosti tloušťky jednotlivých vrstev hlasivek byly převzaty z odborné literatury. Model geometrie vokálního traktu byl vytvořen z dat získaných ze snímků magnetické rezonance, pořízených při nastavení vokálního traktu, odpovídajícímu tvaru vokálního traktu při vyslovování české samohlásky /a:/. Oproti dřívějším pracím došlo k úpravě geometrie zúžením oblasti mezi hlasivkami a ventrikulárními řasami.

Po vytvoření modelů geometrie byla provedena modální analýza pro získání vlastních frekvencí a vlastní tvarů struktury hlasivek i akustického prostředí vokálního traktu. Pomocí hodnot vlastních frekvencí hlasivek byly stanoveny koeficienty proporcionálního tlumení, důležité pro nastavení dynamické analýzy. Vlastní frekvence akustického prostředí jsou charakteristickými frekvencemi dutin vokálního traktu a projevují se při tvorbě hlasu.

Po úpravách výpočtového modelu došlo k jeho ladění. Ladění bylo provedeno tak, aby výsledky, získané výpočtovým modelováním, a z nich vyhodnocené chování hlasivek, v co největší míře odpovídaly chování skutečných hlasivek. Pro potřeby ladění výpočtového modelu byly měněny hodnoty velikosti posuvu, který byl aplikován pro prvotní přitlačení hlasivek do kontaktu (tím bylo měněno i předpětí hlasivek) a hodnota vstupní rychlosti. Z výsledného nastavení parametrů výpočtového modelu byla, z výsledků výpočtového modelování, vyhodnocena základní frekvence kmitání hlasivek F_0 , jejíž hodnota leží v intervalu udávaných hodnot naměřených pro mužské hlasivky. Toto nastavení parametrů poté sloužilo pro vytvoření referenčního výpočtového modelu.

Výsledky získané řešením referenčního výpočtového modelu byly analyzovány zvlášť pro strukturu hlasivek a akustické prostředí. U struktury bylo vyhodnocováno kmitání hlasivek pomocí posuvů bodu čela hlasivek a sestaveného snímku videokymogramu. Z těchto

výsledků lze sledovat počáteční přechodovou fázi kmitání hlasivek (první tři periody kmitání) a následné ustálené kmitání. Kmitání hlasivek bylo, na základě literatury rozděleno do fází (fáze otevírání, uzavírání,...) a následně kvantifikováno pomocí koeficientů vyjadřujících poměry těchto fází. Ze snímků videokymogramů byla určena velikost glottis, pro daný okamžik mezi fází otevírání a uzavírání hlasivek, a dále také průběh slizniční vlny. Dále bylo vyhodnoceno i napětí v uzlech náležitým příslušným vrstvám tkáně hlasivek. U tekutiny byly především vyhodnoceny průběhy tlaků a rychlostí v bodech ležících pod, mezi a nad hlasivkami a v místě ústního otvoru. Pro tlaky v bodech ležících v místech pod, mezi a nad hlasivkami, lze sledovat závislost jejich průběhů na pohybu hlasivek. Pro průběhy tlaků v bodech nad hlasivkami a u ústního otvoru byly vytvořeny odhady výkonové spektrální hustoty, na kterých je vidět projev vlastních frekvencí vokálního traktu, kdy dochází k zesílení signálu odpovídajících frekvenčních složek. Průběhy rychlostí v daných bodech vykazují mezi sebou velké odchylky, které jsou dané nejen pohybem hlasivek, ale i tvarem vokálního traktu v místech určení těchto rychlostí.

Hlavním cíle práce byla analýza vlivu změn tloušťky vrstev tkáně a jejich tuhosti a jejich projevy ve videokymogramu. Pro potřeby analýzy bylo vytvořeno třináct výpočtových modelů s rozdílnou tloušťkou vrstvy superficia lamina propria - T_{SLP} . Hodnoty tloušťky T_{SLP} se pohybovaly v rozmezí 0.15 až 1.80 mm (pro referenční model je $T_{SLP} = 0.30 \text{ mm}$). Kvůli výskytu komplikací při výpočtech (hlavně s hroucením sítě prvků), došlo k rozdělení těchto třinácti výpočtových modelů do čtyř skupin s odpovídajícími si parametry. Analýza výsledků byla vyhodnocena s ohledem na zařazení do těchto skupin. Do hodnocení nebyly započítány přechodové fáze pohybu hlasivek, tedy tři první periody. Srovnání výsledků ukázalo, že s rostoucí hodnotou T_{SLP} roste i šířka glottis, doba uzavírání hlasivek se zvětšuje a hlasivky zůstávají déle otevřené. S rostoucí hodnotou T_{SLP} se rozšiřuje i slizniční vlna a přechod mezi fázemi otevírání a uzavírání se zaobluje. U tekutiny se hodnoty maxim a minim tlaků v bodech pod hlasivkami, s rostoucí T_{SLP} , posouvaly k nižším hodnotám a minima dosahovala až záporných hodnot. U poddajnějších modelů materiálu (s vyšší T_{SLP}) bylo u tlaků nad hlasivkami pozorováno výrazné zatlumení signálu v době uzavření hlasivek. Tento jev může u skutečných hlasivek odpovídat chraplavému hlasu, který je typickým projevem Reinkeho edému. Při sledování proudu vzduchu v okamžiku konce fáze otevírání a začátku fáze uzavírání hlasivek, lze pozorovat u tužších modelů materiálu (menší T_{SLP}) odklony proudů směrem ke stranám. U modelů s větší hodnotou T_{SLP} dochází k většímu otevření glottis a proudy jsou stabilnější a téměř osově symetrické.

Pro srovnání vlivu změny tuhosti vrstvy superficia lamina propria byly vyhotoveny tři výpočtové modely s hodnotami Youngova modulu ($E = 2000 \text{ Pa}$, $E = 3000 \text{ Pa}$, $E = 4000 \text{ Pa}$). Z vyhodnocených výsledků lze určit závislost E na velikosti základní frekvence kmitání F_0 , kdy se zvětšující se hodnotou E , roste i hodnota F_0 a glottis se zmenšuje. Pro malý vyhodnocovaných dat a pro značnou podobnost výsledků nebylo možné vysledovat více jevů. Otázka vlivu změny tuhosti tkáně hlasivek tak může být dále zkoumána spolu s otázkou vlivu změny tlumení jednotlivých vrstev tkáně hlasivek.

Program pro vytvoření modelu byl zvolen ANSYS 13.0. Pro vyhodnocení výsledků bylo použito programu MatLab R2010b.

Prezentovaný výpočtový model má svoje nevýhody. Jednou z nich je rovinný model geometrie, který nedokáže postihnout předpětí v podélném směru, vyvolané pohybem hlasivkových chrupavek. Další je použitý homogenní lineárně isotropní model materiálu, který nedokáže spolehlivě popsat chování tkáně. Přesto je použití tohoto modelu výhodné například pro nastavení parametrů, které lze využít pro prostorový model, jemuž je tento rovinný model předlohou. A ačkoli má své nevýhody, může pomoci k objasnění otázek, týkajících se tvorby lidského hlasu.

16 Seznam použitých zdrojů

- [1] Alipour, F., Berry, D. A., & Titze, I. R. (2000). A finite-element model of vocal fold vibration. *Acoustic Society of America*, 3003-3012.
- [2] Borková, A. (2010). Možnosti hlasové terapie u funkčních poruch hlasu. *Diplomová práce*. Brno: Masarykova univerzita v Brně.
- [3] Cornut, G., & Bouchayer, M. (2004). Assessing dysphonia: the role of video stroboscopy.
- [4] Čihák, R. (2002). *Anatomie 2*. Grada.
- [5] Ewald, R. (1898). Zur Konstruktionen der Polsterpfeifen. *Pfügers Archiv*, 171-182.
- [6] Fant, G. (1970). *Acoustic Theory of Speech Production*. Walter de Gruyter.
- [7] Hirano, M. (16. 5 1975). Oficial report phonosurgery basic and clinical investigations. *The 76th Annual Convention of the Oto-Rhino-Laryngological Society*.
- [8] Horáček, J., & Švec, J. G. (2009). Numerical simulation of videokymographic images of self-oscilating vocal folds. *AVFA'09, 3rd Advanced Voice Function Assesment International Workshop*.
- [9] Horáček, J., Šidlof, P., & Švec, J. G. (2002). Aeroelastic model of vocal-fold-shaped vibrating element for studying the phonation threshold. *Journals of Fluids and Structures*, 931-955.
- [10] Hrůza, V. (2007). Modelování funkce hlasivek pomocí MKP. *Disertační práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [11] Hudíková, M., & Držata, J. (2012). Paréza zvratného nervu. *Neurologie pro praxi*, 259-260.
- [12] Chan, R. W., & Titze, I. R. (nedatováno). Viscoelastic shear properties of human vocal folds mucosa. Measurements methodology and empirical results. *Acoustic Society of America*, 2008-2021.
- [13] Ishizaka, K., & Flanagan, J. L. (1972). Synthesis of Voiced Sounds from a Two-Mass Model of the Vocal Cords. *The Bell System Technical Journal*, 1233-1268.
- [14] Janíček, P. (2007). *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí : učební texty*. Brno: Akademické nakladatelství CERM.
- [15] Kartípek, Z. (2007). *Matematika IV: Statistika a pravděpodobnost*. Brno: Akademické nakladatelství CERN.

- [16] Klíma, J. (2008). Výpočtové modelování funkce lidských hlasivek. *Diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [17] Kob, M. (2002). Physical Modeling of singing Voice. *Disertační práce*. Berlin.
- [18] Kučera, M., Frič, M., & Halíř, M. (2010). *Praktický kurz hlasové rehabilitace a reedukace*. Opočno.
- [19] Link, G., Kaltebacher, M., Breuer, M., & Döllinger, M. (2009). A 2D finite element scheme for fluid-solid-acoustic interaction and its application to human vocal phonation. *Elsevier*, 3321-3334.
- [20] Mišun, V. (2010). *Tajemství lidského hlasu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně - nakladatelství VUTUM.
- [21] Pavlica, O. (2011). Výpočtové modelování interakce kmitajících hlasivek s proudem vzduchu. *Diplomová práce*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [22] Pickup, B., & L., T. S. (2010). Flow-induced vibratory response od idealized versus magnetic resonance imaging-based synthetic vocal fold models. *Acoustic Society os America*.
- [23] Punčocárová, P., Horáček, J., Kozel, K., & Fürst, J. (2008). Unsteady numerical computation of airflow through vocal folds.
- [24] Sherer, R. C. (2001). Intraglottal pressure for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1616-1630.
- [25] Story, B. H., & Titze, I. R. (1995). Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds. *Acoustic Society of America*, 1249-1260.
- [26] Suh, J., & Frankel, S. H. (2007). Numerical simulation of turbulence transition and sound radiation for flow through a rigid glottal model. *Acoustic Society of America*, 3728-3739.
- [27] Svec, J. G., Sram, F., & Schutte, H. K. (2007). Videokymography in voice disorders: What to look for? *Annals of Otology Rhinology and Laryngology*, 172-180.
- [28] Švec, J. (1996). Studium mechanicko akustických vlastností lidského hlasu. *Doktorská disertační práce*. Olomouc: Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci.
- [29] Švec, J. G., & K., S. (1998). Variability of vibration of normal vocal folds as seen in videokymography. *24h Congress International Association of Logopedics and Phoniatics*, 23-27.

- [30] Švec, J. G., & K., S. H. (1996). Videokymography: High Speed Line Scanning of Vocal Fold Vibration. *Journal of Voice*, 201-205.
- [31] Titze, I. R. (1983). The Physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds. *Acoustic Society of America*, 1536-1552.
- [32] Válková, L. (2008). Hlasové poruchy. *Studijní text*. Rokycany.
- [33] Vampola, T., Horáček, J., & Klepáček, I. (2007). Modelling of the vibration properties of the human vocal fold. *Engineering Mechanics 2007*. Svratka.
- [34] Vydrová, J. (2009). *Rady ke zpívání aneb co může zpěvákům poradit odborný lékař*. PRÁH.
- [35] Zhao, W., Zhang, C., Frankel, S. H., & Mogeau, L. (2002). Computational aeroelastic of phonation, Part 2: Effects of flow parameters and ventricular folds. *Acoustic Society of America*, 2147-2154.
- [36] Zhao, W., Zhang, C., Frankel, S. H., & Mongeau, L. (2002). Computational aeroelastic of phonation, Part 1: Computational methods and sound generation mechanisms. *Acoustic Society of America*, 2134-2146.
- [37] Zheng, X., Mittal, R., & Bielaowitz, S. (2010). A computational study of asymmetric glottal jet deflection during phonation. *Acoustic Society of America*, 2133-2143.
- [38] Zheng, X., Mittal, R., Xue, Q., & Bielaowitz, S. (2011). Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal mode. *Acoustic Society of America*, 401-405.
- [39] Ansys, Inc. Ansys Help.
- [40] <http://atlas.lt1.cuni.cz/ohr/>.
- [41] <http://lekarske.slovniky.cz/>.
- [42] <http://pfyziolup.upol.cz/castwiki/?p=2661>.
- [43] http://voiceproblem.org/images/vfscarring_normal_large.jpg. (nedatováno). Načteno z www.voiceproblem.com.
- [44] http://www.eesom.com/bilderpool/kehlkopfkrebs/pop_kehlkopfspiegelung.jpg. Načteno z www.eesom.com.
- [45] <http://www.spasmodicdysphonia.info>.
- [46] www.atlas.lt1.cuni.cz/ohr/. Načteno z www.atlas.lt1.cuni.cz.

Seznam použitých zkratek a symbolů

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
3D	trojrozměrný, prostorový
ALE	Arbitrary Lagrangian Eulerian
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
FSI	Fakulta strojního inženýrství
MKP	Metoda konečných prvků
UP	Univerzita Palackého
VUT	Vysoké učení technické v Brně
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equation
VKG	videokymogram
SLP	superficia lamina propria
Tinc	time inkrement
PSD	power spectral density
HMH	označení von Misesovy podmínky pro napětí

Seznam použitých symbolů

Symbol	Rozměr	Význam
$[M]$, m	[kg]	strukturní matice hmotnosti, hmotnost
$[C]$, b	[Ns/m]	strukturní matice tlumení, tlumení
$[K]$, k	[N/m]	strukturní matice tuhosti, tuhost
$\{\ddot{u}\}$	$[m/s^2]$	uzlový vektor zrychlení,
$\{\dot{u}\}$	[m/s]	uzlový vektor rychlostí,
$\{u\}$	[m]	uzlový vektor výchylek,
$\{F^A\}$	[N]	vektor budících sil.
$\{\Phi\}_i$	[-]	vlastní vektor pro vlastní tvar i -té vlastní frekvence,
t	[s]	čas.
Re	[-]	Reynoldsovo číslo
ρ	$[kg/m^3]$	hustota
τ_{ij}	[Pa]	tenzor napětí
μ	[-]	poissonovo číslo
T_{SLP}	[m]	tloušťka vrstvy superficia lamina propria
F_0	[Hz]	základní frekvence kmitání hasivek
E	[Pa]	modul pružnosti materiálu v tahu
T	[s]	perioda
v	[m/s]	rychlosti
g	$[m/s^2]$	gravitační zrychlení
p	[Pa]	tlak
Ω	[rad/s]	úhlová vlastní frekvence
α	[-]	koeficient konstrukčního tlumení
β	[-]	koeficient materiálového tlumení
OQ	[-]	koeficient otevření
CQ	[-]	koeficient uzavření
CIQ	[-]	koeficient uzavírání
SQ	[-]	koeficient rychlosti (šikmosti)
SI	[-]	index rychlosti
X_G	[mm]	šířka glottis