



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 POHYBU A NAPJATOSTI HLASIVEK PŘI NASTAVOVÁNÍ DO FONAČNÍHO POSTAVENÍ

USING FINITE ELEMENT METHOD FOR MODELLING OF MOVEMENT AND STRESS OF VOCAL
FOLDS DURING SETTING TO PHONATION POSITION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Ing. MICHAL ŠÍBL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PAVEL ŠVANCARA, Ph.D.

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2013/14

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Ing. Michal Šíbl

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

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

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

Využití metody konečných prvků pro modelování pohybu a napjatosti hlasivek při nastavování do fonačního postavení

v anglickém jazyce:

Using finite element method for modelling of movement and stress of vocal folds during setting to phonation position

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Nastavení hlasivek do fonačního postavení je základním prvkem kontroly tvorby lidského hlasu. Je definováno jako přitažení/odtažení a prodloužení/zkrácení hlasivek. 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 prostorový výpočtový model hrtanových chrupavek (prstencová, štítná a hlasivková) a měkké tkáně hlasivek pro analýzu pohybu a napjatosti hlasivek při nastavování do fonačního postavení. Dále pak příprava modelu pro aktivaci pohybu hlasivek svalstvem hrtanu.

Cíle diplomové práce:

1. Na základě literatury popište funkci hlasivek a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
2. Uveďte stručný přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů funkce lidských hlasivek.
3. Vytvoření prostorového konečněprvkového modelu hrtanových chrupavek (prstencová, štítná a hlasivková) a měkké tkáně hlasivek na základě dat z magnetické rezonance.
4. Proved'te výpočet pohybu a napjatosti tkáně hlasivek při nastavování do fonačního postavení pro zadané pohyby jednotlivých chrupavek a proved'te analýzu výsledků.
5. Příprava modelu pro aktivaci pohybu hlasivek působením svalstva hrtanu.

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] Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L.: The Finite Element Method, Butterworth-Heineman, Oxford, 2000
- [3] Švec, J.: Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu, disertační práce, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, 1996
- [4] Hunter, E., Titze, I.R., Alipour, F.: A three-dimensional model of vocal fold abduction/adduction, Journal of the Acoustical Society of America, 115(4), 2004, pp. 1747-1759

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

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/14.

V Brně, dne 22.11.2013

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Předložená diplomová práce se zabývá využitím metody konečných prvků pro modelování pohybu a napjatosti hlasivek při nastavování do fonačního postavení. Práce obsahuje popis relevantních anatomických struktur a s tím úzce související tvorby lidského hlasu. Následuje přehled některých dosud publikovaných modelů funkce lidských hlasivek. Součástí práce dále bylo vytvoření modelu geometrie hrtanu pomocí programů CATIA V5 a PTC Creo 2.0 na základě dat pořízených zobrazovací metodou MRI (magnetic resonance imaging). Model byl dále převeden do výpočtového systému Ansys Workbench 15.0 a pro řešení kontaktní úlohy do Ansys Classic 15.0. Tyto programy využívají pro řešení dané úlohy metodu konečných prvků (MKP). Řešení bylo provedeno pro šest variant simulujících jednotlivé pohyby chrupavek odpovídající aktivaci jednotlivých svalů. U jednotlivých variant byly vyhodnoceny posuvy a napětí v měkké tkáni hlasivek. U varianty s aktivací IA, TA a LCA svalu byl také vyhodnocen kontaktní tlak mezi hlasivkami. V neposlední řadě je v práci uvedena příprava modelu pro aktivaci pohybu hlasivek svalstvem hrtanu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Fonační postavení, vokální trakt, hlasivky, napětí, metoda konečných prvků

ABSTRACT

This Master's thesis deals with use of finite element method for modeling motion and stress of vocal folds during setting to phonation position. The thesis contains a description of the relevant anatomical structures and of the closely related formation of the human voice. A list of some previously published models of the function of human vocal folds follows. A part of my work was to create a model of geometry of the larynx using CATIA V5 and PTC Creo 2.0 on the basis of data acquired by MRI (magnetic resonance imaging). After that the model was converted into the calculation system Ansys Workbench 15.0 and, for solving contact problems, into Ansys Classic 15.0. To solve given problems, these programs use the finite element method (FEM). Solution was carried out for six different variants simulating individual motions of cartilages, corresponding to the activation of individual muscles. For each variant, the movements and stresses in the soft tissue of the vocal folds were evaluated. For variants with activation of IA, TA and LCA muscle it was also evaluated the contact pressure between the vocal folds. Finally, the thesis mentions the preparation of the model for the activation of the vocal folds movement by the muscles of the larynx.

KEYWORDS

Phonation position, vocal tract, vocal folds, stress, finite element method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ŠÍBL, M. Využití metody konečných prvků pro modelování pohybu a napjatosti hlasivek při nastavování do fonačního postavení. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 130 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že tato práce je mým původním dílem, zpracoval jsem ji samostatně pod vedením pana Ing. Pavla Švancary, Ph.D. a s použitím literatury uvedené v seznamu.

V Brně dne 1. května 2014

.....
Jméno a přímení

PODĚKOVÁNÍ

Mé srdečné poděkování patří panu Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování diplomové práce věnoval.

OBSAH

Úvod.....	11
1 Cíle práce	13
2 Problémová situace	14
2.1 Formulace a typ problému.....	14
2.2 Systém podstatných veličin	14
3 Funkce hlasivek a biomechanika tvorby lidského hlasu.....	16
3.1 Funkce hrtanu	16
3.2 Fonace, vznik hlasu	16
3.3 Teorie zdroje a filtru	17
3.4 Přístupy a teorie k tvorbě zdrojového hlasu.....	18
3.4.1 Myo-elasto aerodynamická teorie	18
3.4.2 Teorie bublin tlakového vzduchu	18
3.5 Pohyb hlasivek, vznik hrtanového tónu.....	19
3.5.1 Hrtanový tón.....	19
3.5.2 Základní pohyby hlasivek.....	19
3.5.3 Vznik hrtanového tónu	20
3.6 Anatomie hrtanu.....	21
3.6.1 Kostra hrtanu	21
3.6.2 Spojení chrupavek hrtanu	25
3.6.3 Svalstvo hrtanu	26
3.6.4 Hlasivky.....	28
3.7 Vlastnosti hlasivek	31
3.7.1 Elastické vlastnosti hlasivek.....	31
4 Přehled výpočtových modelů	32
4.1 Hmotové modely	32
4.1.1 Ewaldova píšťala	32
4.1.2 Jednohmotový model	33
4.1.3 Dvouhmotový model	34
4.1.4 Tříhmotový model – Body-cover	35
4.1.5 Model slizniční vlny	36
4.2 Modely proudění	36
4.2.1 Proudění přes tuhý model hlasivek.....	36
4.2.2 Proudění s předepsaným pohybem hlasivek	38

4.3	Modely s vysokým počtem stupňů volnosti	39
4.3.1	Rovinný model interakce tekutina – struktura – akustika pro řešení fonace	39
4.3.2	Prostorový model s numer. sim. proudění přes glottis a dynamiky hlasivek.....	41
5	Konečněprvkový model hrtanových chrupavek a měkké tkáně hlasivek	42
5.1	Model geometrie	42
5.1.1	Model geometrie chrupavek	44
5.1.2	Model geometrie hlasivek	47
5.1.3	Model geometrie pletiva	52
5.2	Model materiálu	53
5.2.1	Model materiálu chrupavek	53
5.2.2	Model materiálu hlasivek	54
5.2.3	Model materiálu pletiva	54
5.3	Postup výpočtového modelování	54
5.3.1	Výpočtové modelování v Ansys Classic	54
5.3.2	Výpočtové modelování v Ansys Workbench	55
5.3.3	Submodeling.....	56
5.3.4	Výpočtové modelování v Ansys Classic II	57
5.4	Konečněprvkový model	57
5.4.1	Konečněprvkový model v ICEM CFD.....	57
5.4.2	Konečněprvkový model v ANSYS Workbench	58
5.5	Model kontaktů mezi prvky soustavy	60
5.6	Použité typy konečných prvků	60
5.7	Varianty řešení.....	62
5.8	Předepsání okrajových podmínek	63
5.8.1	Pohyb štítné chrupavky vzhledem k prstencové.....	65
5.8.2	Pohyb hlasivkových chrupavek vzhledem k prstencové	65
6	Prezentace a analýza dosažených výsledků	68
6.1	Analýza výpočtu – Varianta 1.....	70
6.1.1	Celkové posuvy	70
6.1.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	73
6.2	Analýza výpočtu – Varianta 2.....	75
6.2.1	Celkové posuvy	75
6.2.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	77
6.3	Analýza výpočtu – Varianta 3.....	80
6.3.1	Celkové posuvy	80

6.3.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	83
6.4	Analýza výpočtu – Varianta 4.....	85
6.4.1	Celkové posuvy	85
6.4.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	88
6.4.3	Normálová a smyková napětí	90
6.5	Analýza výpočtu – Varianta 5.....	93
6.5.1	Celkové posuvy	93
6.5.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	96
6.6	Analýza výpočtu – Varianta 6.....	98
6.6.1	Celkové posuvy	99
6.6.2	Redukované napětí dle podmínky HMM	102
6.6.3	Kontaktní tlak.....	104
6.7	Porovnání výsledků	107
6.7.1	Vyhodnocení celkových posuvů	107
6.7.2	Vyhodnocení redukovaného napětí	109
6.7.3	Vyhodnocení normálových a smykových napětí.....	113
7	Příprava modelu pro aktivaci pohybu hlasivek působením svalů	115
	Závěr	124
	Bibliografie.....	126
	Seznam použitých zkratk	130

Úvod

„The human voice is the first and most natural musical instrument, also the most emotional“
Klaus Schulze (Schulze © 2001-2014)

Běžný prostředek k dorozumívání v lidské společnosti je lidský hlas. Je pro jedince charakteristickým a jedinečným osobnostním znakem, podobně jako například otisk prstu. Hlas je obrazem našich emocí, může být součástí smíchu, pláče, sténání, úleku, údivu, avšak největší význam spočívá v tom, že je součástí mluvy. Prostřednictvím sdělování informací se lidé vzájemně obohacují o nové poznatky a zkušenosti, orientují se lépe ve svém životě, navazují a udržují přátelství.

Funkce hlasu je často považována za samozřejmost a až v případě vážných hlasových obtíží si člověk uvědomí jeho skutečnou hodnotu. Zhoršení nebo ztráta hlasu výrazným způsobem ovlivňuje kvalitu života a to především v mezilidské komunikaci. Během života je hlas vystaven různým negativním vlivům. Hlasové poruchy odepírají možnost komunikace s ostatními lidmi, znamenají velkou psychickou zátěž, kdy se při vyřizování běžných denních záležitostí stávají nepřekonatelným problémem. Především při ztrátě hlasu po totální laryngektomii se člověk stává závislým na svém nejbližším okolí. Zejména u hlasových profesionálů vyžaduje péče o hlas zvýšenou pozornost, protože v tomto případě se jedná o nástroj obživy. Prostředkem k předcházení těchto problémů je dodržování hlasové hygieny.

Poznávání problematiky lidského hlasu vyžaduje interdisciplinární přístup, který spadá do kompetence odborníků z mnoha vědních oborů a vyžaduje jejich spolupráci. Jedním z těchto oborů je biomechanika. Výpočtové modelování v biomechanice se výrazným způsobem rozvíjí s rozvojem numerických metod ve druhé polovině dvacátého století (Janiček 2007).

První část práce je úvodem a přiblížením funkce hlasivek a biomechaniky tvorby hlasu. Navazuje další část, která bude zahrnovat stručný přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů funkce lidských hlasivek. Pochopení těchto teoretických skutečností je důležité pro další hlavní činnost práce, zaměřenou na výpočtové modelování pohybu a napjatosti tkáně hlasivek při nastavování do fonačního postavení.

Model geometrie tvoří hrtan vytvořený na základě získaných dat pořízených zobrazovací metodou MRI. Základem je do modelu importovaná modifikovaná čtyřvrstvá M5 Schererova geometrie tkáně hlasivek. Snahou je, aby model odpovídal reálnému chování hlasivek. Proto je nutné, uvědomit si při řešení prostorového výpočtového modelu celou řadu aspektů, které výrazným způsobem ovlivňují algoritmus výpočtu. Mezi tyto aspekty patří tvarově komplikovaná geometrie, především u chrupavek, vrstevnatá struktura hlasivek, nesymetrie levých a pravých částí hrtanu. Z hlediska modelu materiálu by měl být uvažován hyperelastický a viskoelastický materiál. Dalším problémem je zjištění materiálových parametrů. V literatuře bývají velké rozptyly hodnot. U vnější části hlasivek tvořené epitelem bývají materiálové charakteristiky přesnější než u vnitřních vrstev hlasivek. Také u svalů,

kterými se zabývají odborníci i na jiné části lidského těla, jsou materiálové charakteristiky více probádané. Dalším problémem je modelování pohybu relativně tuhých těles chrupavek spolu s velkými deformacemi připojené poddajné tkáně hlasivek. Jedná se také o přechodový děj probíhající v čase. Vyskytují se zde všechny tři typy nelinearit, tj. geometrické s velkými deformacemi, kontaktní a materiálové.

Závěrečná část práce je věnována přípravě modelu pro aktivaci pohybu hlasivek působením svalstva hrtanu. Z hlediska reálného chování hlasivek je důležité uvažovat mnoho svalů. Také je velmi obtížné všechny svaly sladit tak, aby společně působily a vykonávaly požadovaný pohyb.

Výstupem práce je především analýza vlivu jednotlivých pohybů chrupavek odpovídající aktivaci jednotlivých svalů na pohyb a napjatost v měkké tkáni hlasivek. Možné využití lze najít pro lékařské účely. Mezi časté klinické projevy patří paralýza hlasivek (ochrnutí hlasivek). Ve většině případů se jedná o bilaterální (jednostrannou) paralýzu. Pokud jsou ovlivněny obě hlasivky, může dojít k problémům s hlasem, dýcháním a polykáním. Ochrnutí nastane, pokud dojde k přerušení nervu, který vede k hlasivkám.

Účelem výpočtového modelování pohybu a napjatosti při nastavování do fonačního postavení je také možnost porovnání a zjištění počátečního stavu napětí pro model interakce tekutina-struktura-akustika od pana Ing. Pavla Švancary, Ph.D. (Švancara 2011).

Zadané cíle práce jsou uvedeny v následující kapitole.

1 CÍLE PRÁCE

Cíle diplomové práce:

1. Na základě literatury popište funkci hlasivek a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
2. Uveďte stručný přehled doposud v literatuře publikovaných výpočtových modelů funkce lidských hlasivek.
3. Vytvoření prostorového konečněprvkového modelu hrtanových chrupavek (prstencová, štítná a hlasivkové) a měkké tkáně hlasivek na základě dat z magnetické rezonance.
4. Proved'te výpočet pohybu a napjatosti tkáně hlasivek při nastavování do fonačního postavení pro zadané pohyby jednotlivých chrupavek a proved'te analýzu výsledků.
5. Příprava modelu pro aktivaci pohybu hlasivek působením svalstva hrtanu.

Téma diplomové práce nebylo vybráno náhodou. Osobním cílem autora je vyhotovení diplomové práce tak, aby výsledné poznatky mohli být dále využívány při řešení dané problematiky.

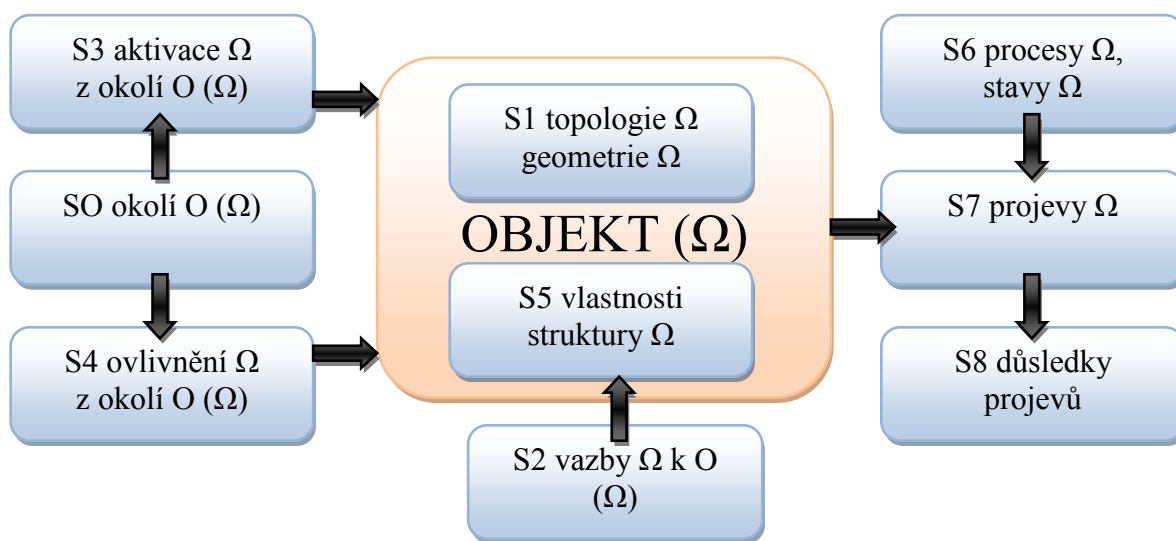
2 PROBLÉMOVÁ SITUACE

2.1 Formulace a typ problému

Předmětem zájmu této práce je vytvoření výpočtového modelu funkce lidských hlasivek.

2.2 Systém podstatných veličin

Na základě formulované problémové situace a daných cílů je využita struktura systému podstatných veličin (Janíček 2007), naznačená na Obr. 1.



Obr. 1 Systém podstatných veličin

Ω Objektem jsou hlasivky

S0 Okolí O (Ω)

Okolím objektu jsou tkáně dýchací soustavy:

- Blízké okolí – hrtan, průdušnice, dutiny vokálního traktu.
- Vzdálené okolí – průdušky a plíce.

S1 Topologie a geometrie Ω

Topologie je tvořena tvarem a strukturou hlasivky (včetně hrtanu).

Z hlediska geometrie jsou pro hlasivky v literatuře používány různé zjednodušené modely (viz kapitola 5.1.2, kde jsou uvedeny CAD modely hlasivek).

S2 Vazby Ω k okolí O (Ω)

Vyjadřuje způsob uložení hlasivek v hrtanu - vazby jsou tvořeny vazivovým, kloubním a svalovým spojením.

S3 Aktivace Ω z okolí O (Ω)

Aktivace (nebo také příčiny) způsobující pohyb a napjatost hlasivek jsou tvořeny:

- a) působením dýchacích svalů hrudního koše.
- b) vlivem svalstva hrtanu.

S4 Ovlivnění Ω z okolí O (Ω)

- a) Infekce (zánětlivá a virová onemocnění).
- b) Změna tělesné teploty (námaha, nemoc) způsobující změnu teploty proudícího vzduchu z plic.

S5 Vlastnosti struktury Ω

Vlastnosti mohou být:

- a) Mechanické vlastnosti a materiálové charakteristiky jednotlivých vrstev hlasivky.

S6 Procesy na Ω , stavy Ω

Procesy, které probíhají

- a) Kmitání hlasivek při fonaci, což má za následek generaci zdrojového hlasu. Před začátkem fonace se hlasivky z pozice, kdy jsou od sebe během dýchání, přiblíží k sobě a lehce stlačí do kontaktu.
- b) Změna materiálových charakteristik a také napětí v hlasivkách způsobené činností svalů hrtanu.

S7 Projevy Ω

Utváření zdrojového hlasu ve vokálním traktu, ke kterému také přispívá artikulační ústrojí.

S8 Důsledky projevů

Důsledkem projevů je zvuk vydávaný člověkem.

3 FUNKCE HLASIVEK A BIOMECHANIKA TVORBY LIDSKÉHO HLASU

Hlasotvorné ústrojí tvoří anatomické struktury, které se podílí na tvorbě hlasu (Dršata 2011):

- hrtan
- dolní cesty dýchací
- rezonanční a artikulační prostory – dutiny ústní, hltanová, hrtanová, nosní

3.1 Funkce hrtanu

Hrtan (larynx) je vysoce komplexním a specializovaným orgánem plnící funkce (Dršata 2011):

- respirační (všechny části)
- fonační (glottis)
- polykací (supraglotis jako součást polykacích horních cest)
- rezonanční (především supraglotis jako součást vokálního traktu)
- ochranné (např. lymfatické uzliny, kašlací a dávíci ochranné reflexy)
- fixační (např. fixace hrudního koše)

Předmět našeho dalšího zájmu je nejkompexnější a vysoce specializovaná **fonační funkce**.

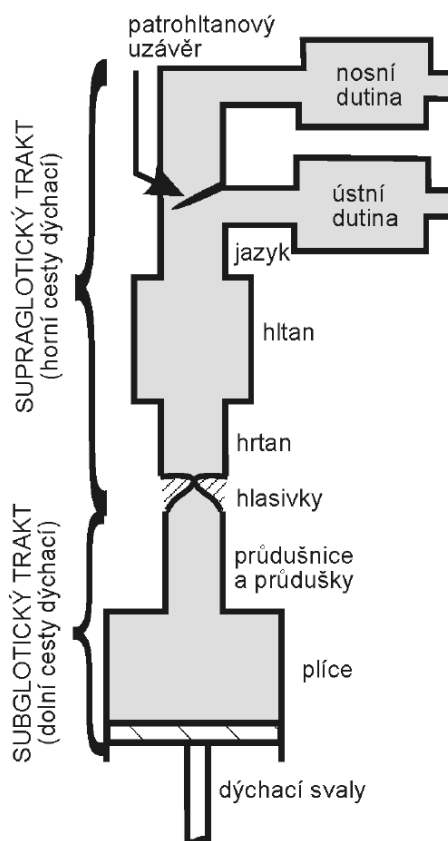
3.2 Fonace, vznik hlasu

Hlas lze definovat jako zvuk, který je vytvářený v oblasti hlasotvorného a rezonančního ústrojí. V 17. století byl vznik hlasu poprvé popsán jako mechanické vlnění vzniklé na hlasivkách (Dršata 2011).

Schematicky je uspořádání jednotlivých částí hlasového akustického systému znázorněno na Obr. 2. Při dýchání prostřednictvím dýchacích svalů dochází ke změně objemu plic a také k regulaci tlaku vzduchu, který je při nádechu vháněn dovnitř a při výdechu naopak ven přes průdušky a průdušnici do hrtanu. Velmi důležitou částí systému je hrtan a v něm umístěné hlasivky, které jsou při vokalizaci k sobě přiloženy a vzdušným proudem jsou rozkmitávány. Kmitání hlasivek způsobuje periodické změny vzdušného tlaku a vzniká tak akustický signál, který se pak šíří z hrtanu přes hltan do ústní dutiny, případně přes patrohltanový uzávěr do nosní dutiny, a ven z těla (Švec 1996).

Dýchací trakt lze v souvislosti s rezonancemi dle (Švec 1996) rozlišovat na trakt:

- subglotický (pod hlasivkami)
- supraglotický (nad hlasivkami), zvaný také vokální trakt, jenž se v největší míře podílí na artikulaci

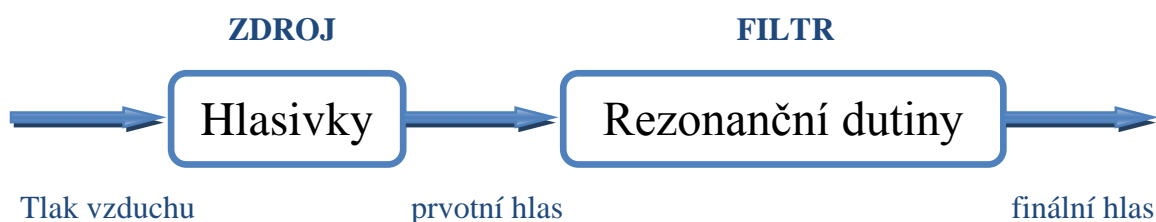


Obr. 2 Schematické znázornění hlasového akustického systému podle Flanagan.
Převzato z (Švec 1996)

3.3 Teorie zdroje a filtru

Teorie zdroje a filtru (z angl. Source-filter theory) definovaná dle literatury (Fant 1970) bývá dnes všeobecně akceptována odbornou veřejností jako model pro generování lidského hlasu (Vašek 2013).

Z ilustrace tvorby hlasu (viz Obr. 3) je patrné, že vznik hlasu probíhá dvoustupňově. V prvním stupni je původně statický vzdušný tlak, vznikající kompresí plic, transformován kmitáním hlasivek na tlak akustický a tím vzniká hrtanový tón – **zdroj hlasu** (ekvivalent primárního akustického signálu). Ve druhém stupni dochází v rezonančních dutinách k modulaci akustického signálu do výsledného hlasu. Soustavou rezonančních dutin vokálního traktu a rezonujících tkání je **akustický filtr** (Dršata 2011) (Švec 1996).



Obr. 3 Dva stupně tvoření hlasu; převzato a upraveno z (Švec 1996)

3.4 Přístupy a teorie k tvorbě zdrojového hlasu

V průběhu vývoje vědeckého poznání došlo ke vzniku různých přístupů a teorií k tvorbě zdrojového hlasu. Tyto teorie ani dnes nejsou zcela jednotné a jednoznačně objasněné.

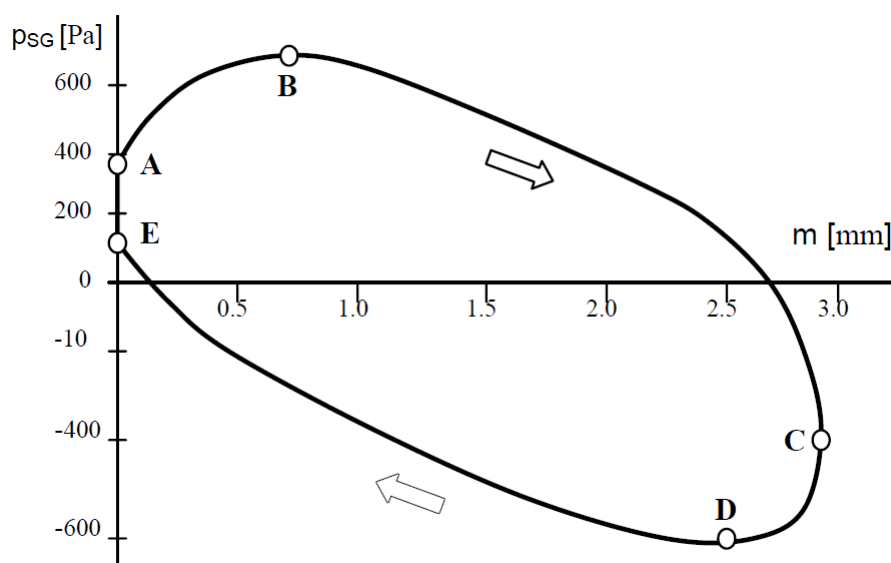
3.4.1 Myo-elasto aerodynamická teorie

Myo-elasto aerodynamická teorie je v současnosti oficiální teorií fonace lidského hlasu. V roce 1839 byla naznačena Mülerem (popsána třemi Mülerovy zákony) a v roce 1958 přesně popsána Van den Bergem. Řada výzkumných pracovníků navazovala a stále navazuje na myo-elasto aerodynamickou teorii, avšak nepovažuje ji za ucelenou a definitivní. Problémem je složitost přeměny subglotického tlaku na akustické vlny a proudící vzduch v supraglotickém prostoru. Realizace analýzy parametrů proudícího vzduchu před vstupem do hlasivek je u živého člověka obtížně realizovatelná. Také není spolehlivě definován princip funkce lidských hlasivek (Dršata 2011) (Mišun 2010).

Teorie procesu fonace je založena na následující úvaze. Svalstvo (myo) k sobě přitlačuje hlasivkové vazy (addukce). Tím se mění pružnost a napětí hlasivek, při kterém dochází ke změně frekvence jejich kmitání. Zkrácením hlasivek, zesílí, stávají se hmotnějšími a frekvence kmitání je pak nižší. Naopak prodloužením se stávají tenčími, méně hmotnými a poté kmitají s vyšší frekvencí. Tloušťka a napětí jsou regulovány svalstvem. Aerodynamická část předpokládá, že proudící vzduch z plic odtlačí hlasivky od sebe (abdukce), pak vzniká mezera glottis, která propustí pulz vzduchu do supraglotického prostoru (Mišun 2010).

3.4.2 Teorie bublin tlakového vzduchu

Ve fázi, kdy jsou hlasivky otevřené (mezera glottis $g > 0$) vzniká v supraglotickém prostoru (oblast za hlasivkami) bublina tlakového vzduchu. Následná expanze bubliny v tomto prostoru vede ke vzniku zdrojového hlasu. Křivka podobná elipse zobrazuje experimentálně zjištěnou závislost subglotického tlaku na mezeře glottis (charakteristika, popisující funkci hlasivek) $g - p_{SG}$ (viz Obr. 4). Plocha uvnitř této elipsy je podle této teorie úměrná práci přivedené stlačeným vzduchem. Na ustálené křivce se nachází bod C znázorňující maximální otevření modelu hlasivek. V bodech B, D je maximální (B) a minimální (D) hodnota subglotického tlaku. Body A, E znázorňují subglotický tlak, při kterém začíná otevírání (A) nebo zavírání (E) hlasivek. Tento model zahrnuje kontaktní prvky, avšak nefunguje na principu interakce struktury se vzduchem (Mišun 2010) (Vašek 2013).



Obr. 4 Závislost subglotického tlaku na mezeře glottis (Mišun 2004)

3.5 Pohyb hlasivek, vznik hrtanového tónu

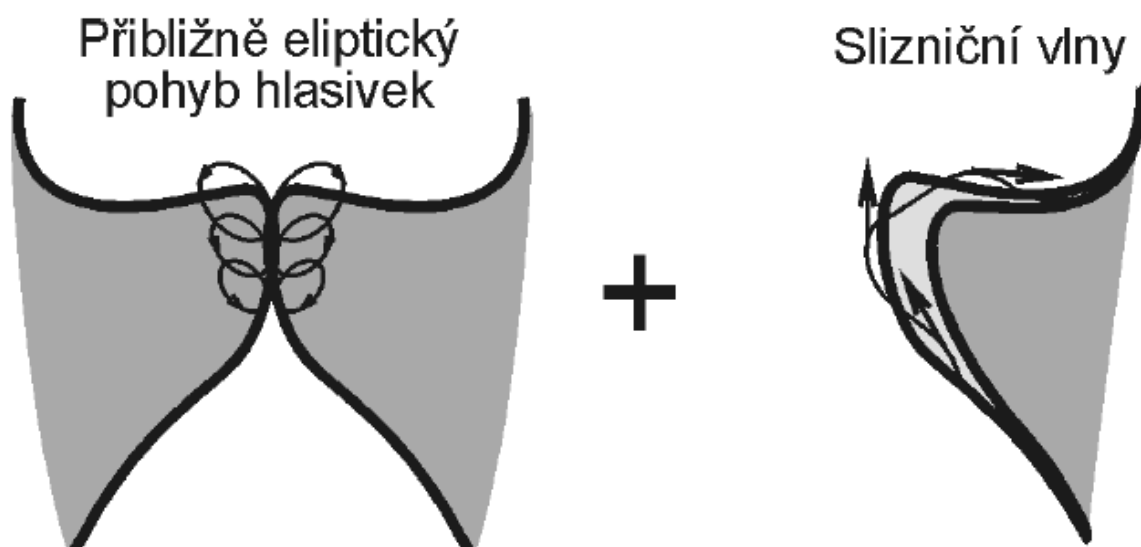
Fyzikální děje pohybu hlasivek mají za následek vznik základního hrtanového tónu, který ovšem ještě nelze považovat za lidský hlas.

3.5.1 Hrtanový tón

Základní hrtanový tón a řada vyšších harmonických tónů, jejichž intenzita je modifikována v rezonačních prostorách vytváří jedinečný lidský hlas (Švec 1996). Je to jeho základní a podstatná součást, proto se mu říká základní hrtanový tón.

3.5.2 Základní pohyby hlasivek

Pohyb hlasivek je složený ze dvou základních pohybů (viz Obr. 5). Trajektorie jednoho z pohybů hlasivek při kmitání je přibližně eliptická – **eliptický pohyb hlasivek**. Další pohyb během kmitání vzniká vlivem interakce se vzduchem, při které dochází k pohybu slizničních vln po hlasivkách odspodu nahoru. Mezera glottis je více konvergentní při otevírání a více divergentní při uzavírání hlasivek. Změny tvaru hlasivek, způsobených tímto pohybem nazývaným **slizniční vlna**, je energetický významným pro udržení kmitavého pohybu hlasivek (Švec 1996).

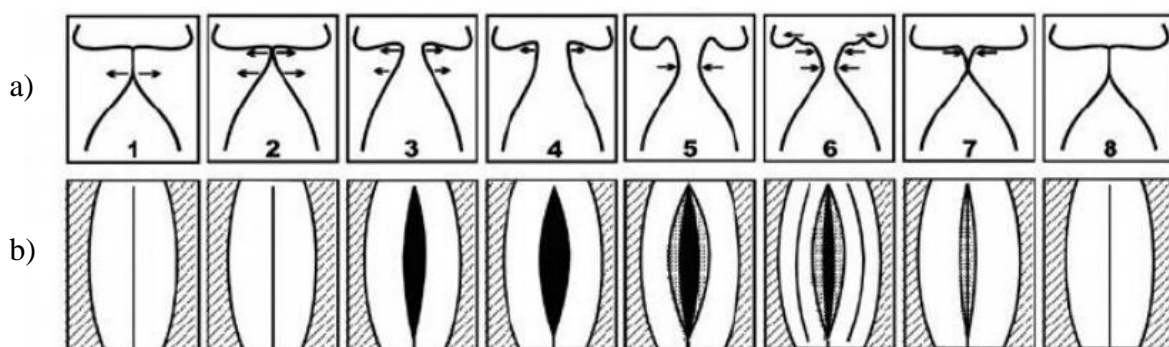


Obr. 5 Rozložení celkového pohybu hlasivek

Experimentální výzkum kmitání hlasivek byl původně realizován na hrtanových preparátech, separovaných od lidského těla. I po vynálezu laryngoskopického zrcátka bývají stále používány. Další možností je použití náhradního zvířecího modelu (hrtany psů, prasat apod.) (Švec 1996).

3.5.3 Vznik hrtanového tónu

Tvar hlasivek v jednotlivých fázích vibračního cyklu (viz Obr. 6) se výrazně mění. Nahoře je postavení hlasivek ve frontálním řezu (Obr. 6a), dole jsou hlasivky znázorněny, jak se jeví při pohledu shora během laryngostroboskopie (Obr. 6b). Pod sevřené hlasivky dorazí proud vydechaného vzduchu z plic. Narůstající subglotický tlak posouvá sliznici hlasivek vzhůru a laterálně (v české terminologii tzv. posun hrany). Tím dochází k počátečnímu oddělení spodní části hlasivek (1), následně horní části hlasivek (2) a průtočné množství vzduchu mezi hlasivkami roste. Spodní i horní části glottis se rozšiřují (3). Spodní část mezery glottis se otevře na maximum (4). Horní část mezery glottis se maximálně otevře, spodní část zúží a spodní okraje hlasivek jsou pozorovatelné shora (5). Růst proudu vzduchu způsobí mezi hlasivkami podtlak, který společně s elastickými vlastnostmi zapříčiní následné uzavírání hlasivek. Spodní i horní části mezery glottis se zužují, po povrchu hlasivek se šíří slizniční vlna (6). Uzavřou se spodní části mezery glottis (7) a v další fázi (8) se uzavřou i horní části. Cyklus se opakuje a rozkmitáváním sliznic hlasivek vlivem proudícího vzduchu z dolních cest dýchacích, vzniká primární hrtanový tón. Jednotlivý tón je podmíněn působením dvou protichůdných sil – odporem uzavřené glottis (dané napětím hlasivek a těsností uzavěru hlasivek) a velikostí subglotického laku. Napětí hlasivek má vliv na výšku tónu, subglotický tlak vzduchu především hlasitost (Dršata 2011) (Švec 1996).



Obr. 6 Poloha hlasivek v jednotlivých fázích periody kmitů. Převzato a upraveno z (Švec 1999)

Dle (Dršata 2011) je podmínkou pro vytvoření kvalitního hrtanového tónu stejné napětí obou hlasivek, dobrá slizniční vlna, dobrá hybnost hlasivek a schopnost uzavřít mezeru glottis v plném rozsahu.

3.6 Anatomie hrtanu

Hrtan (larynx) je nepárový dutý orgán, lokalizovaný ve viscerální části krku mezi hltanem a průdušnicí (Čihák 2002).

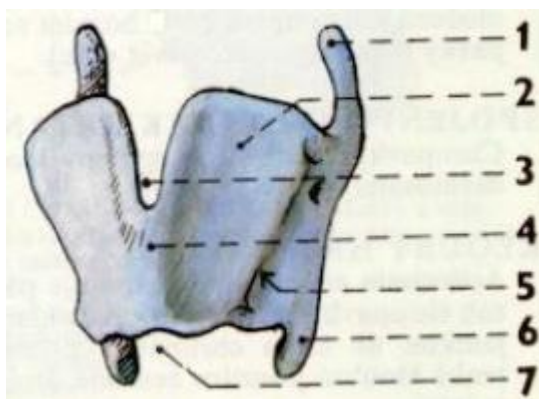
Hrtan se anatomicky dělí na supraglotický, glotický a subglotický prostor. Z onkologického hlediska je důležité rozdělení na sublokalizace (Dršata 2011). Strukturu hrtanu lze rozdělit na tvrdou (chrupavky) a měkkou tkáň (svalstvo, vazy a sliznice) (Švec 1996).

3.6.1 Kostra hrtanu

Chrupavčitá kostra hrtanu (cartilagines laryngis) je ilustrována na Obr. 10. Skládá se z nepárových chrupavek štítné, prstencové, příklopky hrtanové a párové chrupavky hlasivkové.

Nepárové chrupavky hrtanu:

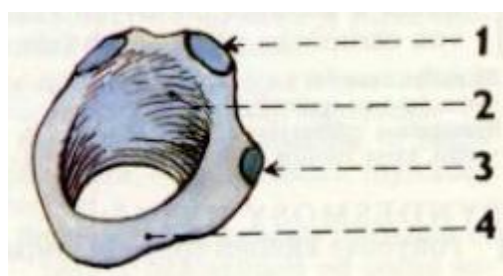
Chrupavka štítná (cartilago thyroidea, značena T, viz Obr. 7) je hyalinní, nepárová chrupavka tvořící základ kostry hrtanu. Skládá se ze dvou křídel (plotének), které jsou ve střední čáře ventrálně (vpředu) srostlé a vytváří oblou hranu, které se říká „ohryzek“ (prominentia laryngea). Tyto křídla v zadní části přechází v horní a dolní roh (cornu superius et inferius cartilaginis thyroideae). Horní rohy vytváří vazivové spojení chrupavky štítné s jazyčkou. Dolní rohy jsou kloubně spojeny s chrupavkou prstencovou (Čihák 2002). Rotace chrupavky štítné vůči chrupavce prstencové kolem tohoto synoviálního kloubu umožňuje napínání hlasivek, a tím nastavování frekvence kmitání hlasivek (Švec 1996).



Obr. 7 Chrúpavka štítná (Čihák 2002)

Popis obrázku: 1. Horní roh (cornu superius), 2. Levé křídlo (lamina sinistra), 3. Horní hluboký zářez do přední strany štítné chrúpavky (incisura), 4. Přední oblá hrana (prominentia laryngea), 5. Hrana na boku ploténky (linea obliqua), 6. Dolní roh (cornu inferius), 7. Dolní mělký zářez do přední strany štítné chrúpavky (incisura thyroidea inferior)

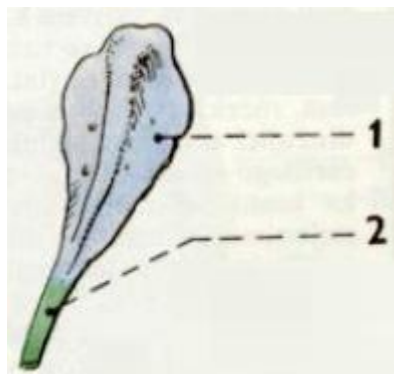
Chrúpavka prstencová (cartilago cricoidea, značena C, viz Obr. 8) je hyalinní, nepárová chrúpavka ve tvaru vodorovně položeného pečetiho prstenu. Je tvořena dvěma základními částmi – obloukem (arcus cartilaginis cricoideae) a pečetidlem (lamina cartilaginis cricoideae). Vzadu nahoře má dvě vyklenuté párové kloubní plochy (facies articularis arytaenoidea) tvořící podložení pro pohyb hlasivkových chrúpavek (cartilagine arytenodae, značeny A). Párové kloubní plochy (facies articularis thyroidea) pro skloubení s dolním rohem chrúpavky štítné je vpravo a vlevo na boku chrúpavky. Dole je spojena s průdušnicí (Čihák 2002).



Obr. 8 Chrúpavka prstencová (Čihák 2002)

Popis obrázku: 1. Párová kloubní plocha pro spojení s hlasivkovou chrúpavkou (facies articularis arytaenoidea), 2. Ploténka prstencové chrúpavky (lamina cartilaginis cricoideae), 3. Párová kloubní plocha pro spojení se štítnou chrúpavkou (facies articularis thyroidea), 4. Oblouk prstencové chrúpavky (arcus cartilaginis cricoideae)

Příklopka hrtanová (epiglottis, viz Obr. 9) je nepárová elastická protáhlá chrúpavka tvaru lžice na boty, která je dolním koncem připojena k vnitřní části chrúpavky štítné (Čihák 2002). Při polykání se stlačuje dozadu a svým horním okrajem překryje vchod do hrtanu. Příklopka plní důležitou funkci ochrany dýchacích cest před aspirací při polykání (Dršata 2011).

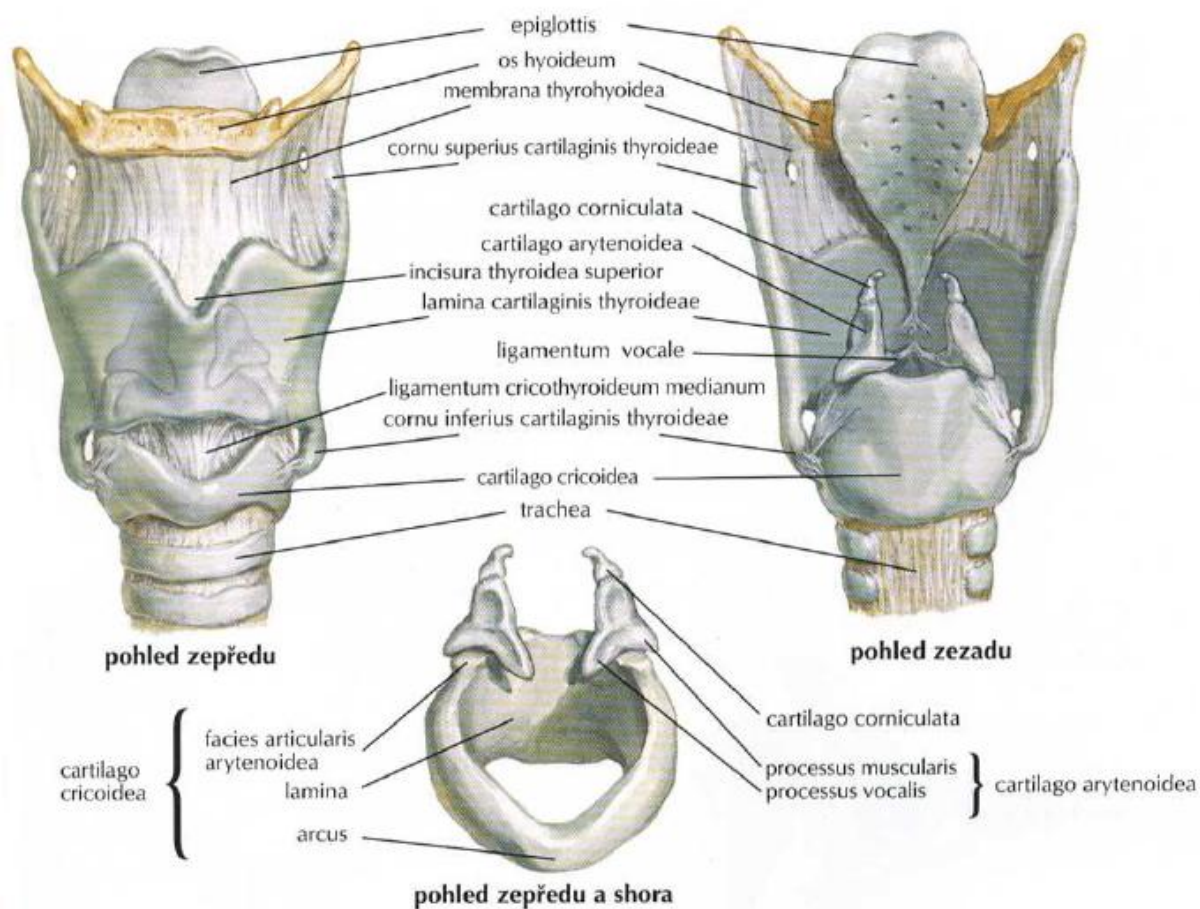


Obr. 9 Příklopka hrtanová (Čihák 2002)

Popis obrázku: 1. List příklopky (lamina epiglottidis), 2. Stopka (petiolus epiglottidis)

Další chrupavky jsou drobné, připojené vazivem k hlavním chrupavkám, nebo jsou vloženy ve vazech (Čihák 2002).

Jazylka (os hyoideum) je jediná kost na Obr. 10 podkovitého tvaru. Na jazylku se upíná velké množství zevních hrtanových svalů umožňujících celkové pohyby hrtanu (Švec 1996).



Obr. 10 Kostra hrtanu, chrupavka prstencová a hlasivkové (Netter 2005)

Kostra hrtanu, pohled zepředu a zezadu:

Epiglottis – příklopka hrtanová

Os hyoideum – jazykka. Kost mezi bradou a hrtanem

Membrana thyrohyoidea – elastická membrána mezi chrupavku štítnou a jazykku

Cornu superius cartilaginis thyroideae – horní roh chrupavky štítné

Cartilago corniculata – drobná párová chrupavka hrtanu nasadající na hrot chrupavky hlasivkové

Cartilago arytaenoidea – chrupavka hlasivková. Párová chrupavka nasadající na zadní část chrupavky prstencové

Incisura thyroidea superior – horní hluboký zářez do přední strany chrupavky štítné

Lamina cartilaginis thyroideae – plátek chrupavky štítné

Ligamentum vocale – hlasový vaz. Párový vaz hrtanu rozepjatý mezi chrupavkou hlasivkovou a chrupavkou štítnou

Ligamentum cricothyroideum – vaz mezi obloukem přední částí prstencové chrupavky a chrupavkou štítnou

Cornu inferius cartilaginis thyroideae – dolní roh chrupavky štítné

Cartilago cricoidea – prstencová chrupavka. Chrupavka hrtanu mající tvar prstenu

Trachea – průdušnice

Chrupavka prstencová a chrupavky hlasivkové, pohled zepředu a shora:

Cartilago cricoidea – prstencová chrupavka

Facies articularis arytenoidea – kloubní plocha pro hlasivkovou chrupavku

Lamina – ploténka prstencové chrupavky

Arcus – oblouk prstencové chrupavky

Cartilago corniculata – drobná párová chrupavka nasadající na hrot chrupavky hlasivkové

Cartilago arytaenoidea – chrupavka hlasivková

Processus muscularis – svalový výběžek

Processus vocalis – hlasivkový výběžek

3.6.2 Spojení chrupavek hrtanu

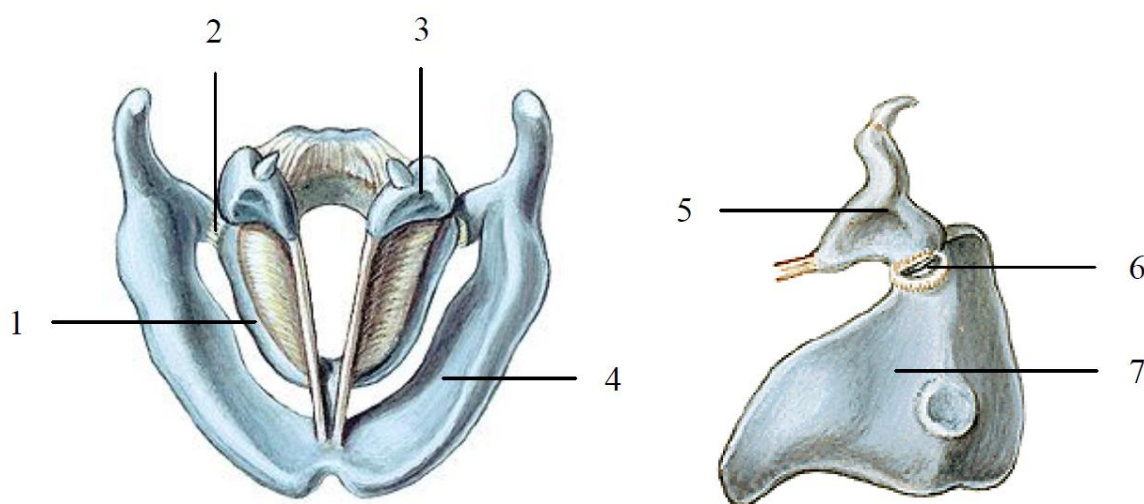
Chrupavky hrtanu jsou vzájemně spojeny klouby a syndesmózami (tj. pevnými vazivovými spojeními kostí).

Kloubní spojení hrtanu (articulationes laryngis) tvořená klouby articulatio cricothyroidea a articulatio cricoarytenoidea jsou ilustrovány na Obr. 11. Následující popis dle literatury (Dršata 2011).

Articulatio cricothyroidea je synoviální drobný kulovitý kloub v hrtanu tvořený dolním rohem štítné chrupavky a chrupavkou prstencovou. Hlavní pohyby v kloubu jsou rotace dolního rohu chrupavky štítné na chrupavce prstencové a klouzání v anteroposteriorním směru. Sval m. cricothyreoideus stahuje křídla chrupavky štítné a téměř uzavírá prostor mezi chrupavkou štítnou a prstencovou (viz Obr. 14-3). Pohyby vedou k prodlužování a napínání hlasivkových vazů.

Articulatio cricoarytenoidea je víceosý kloub mezi chrupavkou hlasivkovou a prstencovou. Vzdálenost mezi oběma hlasivkovými výběžky je při pohybu proměnná. Postavení a tvar hlasivek je závislé na kombinaci tahů vnitřních hrtanových svalů. Kloubní spojení umožňuje různé formy pohybu hlasivkových chrupavek, mezi které patří klouzání, kolébání a rotace. Řadí se k nejsložitějším kloubním mechanismům v lidském těle.

Pohyby štítné chrupavky vzhledem k prstencové a hlasivkových chrupavek vzhledem k prstencové jsou součástí zadaných okrajových podmínek při výpočtovém modelování a bližší pojednání je v kapitole 5.8.



Obr. 11 Klouby hrtanu (Sobotta 2007)

Popis obrázku: 1. Cartilago cricoidea, 2. **Articulatio cricothyroidea**, 3. Cartilago arytaenoidea, 4. Cartilago thyroidea, 5. Cartilago arytaenoidea, 6. **Articulatio cricoarytaenoidea**, 7. Cartilago cricoidea

Syndesmózy hrtanu (syndesmosis laryngis) jsou popsány dle (Dršata 2011):

Membrana thyrohyoidea (viz Obr. 10) je elastická membrána, která tvoří spojení mezi jazylkou a horním okrajem chrupavky štítné.

Ligamentum crycothyreoideum (conicum) (viz Obr. 10) je vaz mezi obloukem přední části prstencové chrupavky a chrupavkou štítnou. **Conus elasticus** je jeho laterálním pokračováním. V hlasivkovém vazu (ligamentum vocale) je kraniálně zesílený.

Hlasivkový vaz (ligamentum vocale) (viz Obr. 10) je párový vaz hrtanu složený z elastických vláken a rozepjatý mezi chrupavkou hlasivkovou a chrupavkou štítnou.

Ligamentum ventriculare je zahuštěné vazivo (nepravý vaz) s elastickými vlákny tvořící podklad slizničních řas.

Ligamentum cricotracheale spojuje dolní okraj chrupavky prstencové s horním okrajem první chrupavky tracheální.

3.6.3 Svalstvo hrtanu

Svaly hrtanu (musculi laryngis) jsou příčné pruhované a párové (s výjimkou m. arytaenoideus transversus). Svalstvo hrtanu lze rozdělit na přední, postranní a zadní. Anatomicky je lze rozlišovat jako vnější a vnitřní. (Čihák 2002).

Dle literatury (Dršata 2011) je pohyb hlasivek zajištěn svaly, které jsou podle funkce děleny na adduktory (přitahovače), abduktory (odtahovače) a tenzory (napínače), eventuálně na relaxátory (viz Tab. 1).

Tab. 1 Svalstvo hrtanu

Adduktory hlasivek	m. cricoarytaenoideus lateralis, m. thyroarytaenoideus, m. interarytaenoideus
Abduktory hlasivek	m. cricoarytaenoideus posterior
Tenzory hlasivek	m. cricothyreoideus
Relaxátory	m. vocalis, m. cricoarytaenoideus lateralis

Vnitřní svaly (viz Obr. 12) propojují navzájem hrtanové chrupavky a mají především fonační funkci (Švec 1996).

Musculus thyroarytenoideus (Sval hlasivkový, značen TA) je párový postranní sval, který se pne od chrupavky štítné k chrupavce hlasivkové (Čihák 2002). Anatomicky je rozdělen do dvou částí. Svazky tvořící vnitřní část hlasivkového svalu, které sousedí s hlasivkovým vazem, se nazývají m. thyroarytenoideus internus (nebo také m. vocalis, m. thyrovocalis). Dále od kraje se svazky svalových vláken označují m. thyroarytenoideus externus. Kontrakcí

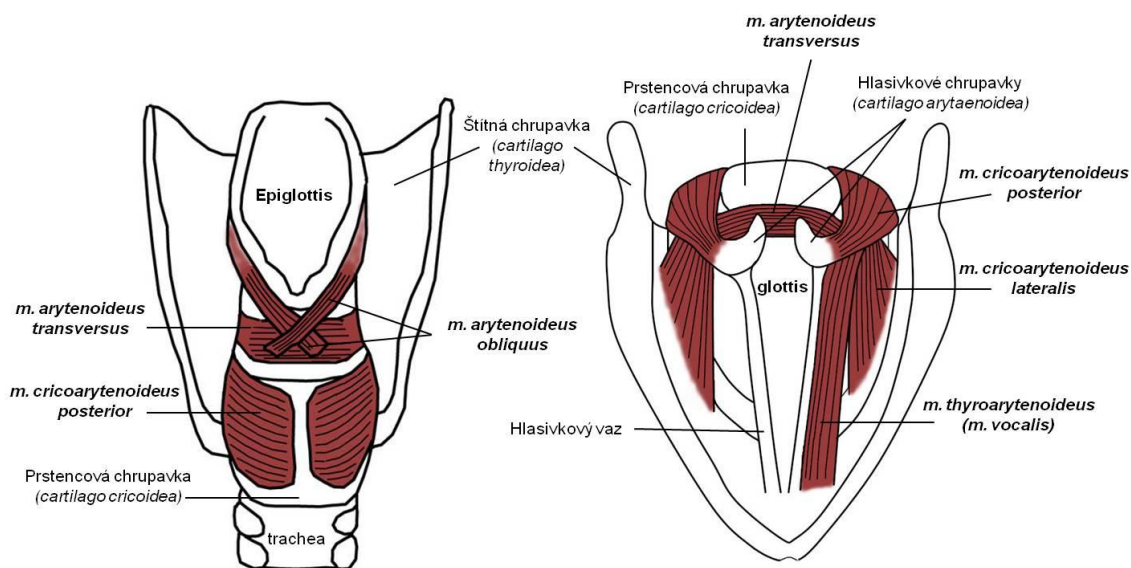
dvousvazkového svalu dochází ke zkracování a ztlušťování hlasivek při zvyšování tuhosti svalu. Významně se uplatňuje při tvorbě hlasu. Experimentálně byl zjištěn vliv svalu na výšku tónu hlasivek a nastavení hlasových rejstříků (Švec 1996).

Musculus cricothyroideus (Vnější napínač, značen CT) je párový přední sval. Upíná se na přední stranu chrupavky prstencové a na spodní okraj destičky chrupavky štítné. Skládá se ze dvou samostatných bříšek, pars recta (anterior) a pars obliqua (Čihák 2002). Vnější napínač primárně kontroluje frekvenci hlasivek. (Švec 1996).

Musculus cricoarytenoideus lateralis (značen LCA) je párový postranní sval, který se pne od horního okraje chrupavky prstencové na svalové výběžky chrupavek hlasivkových (Čihák 2002).

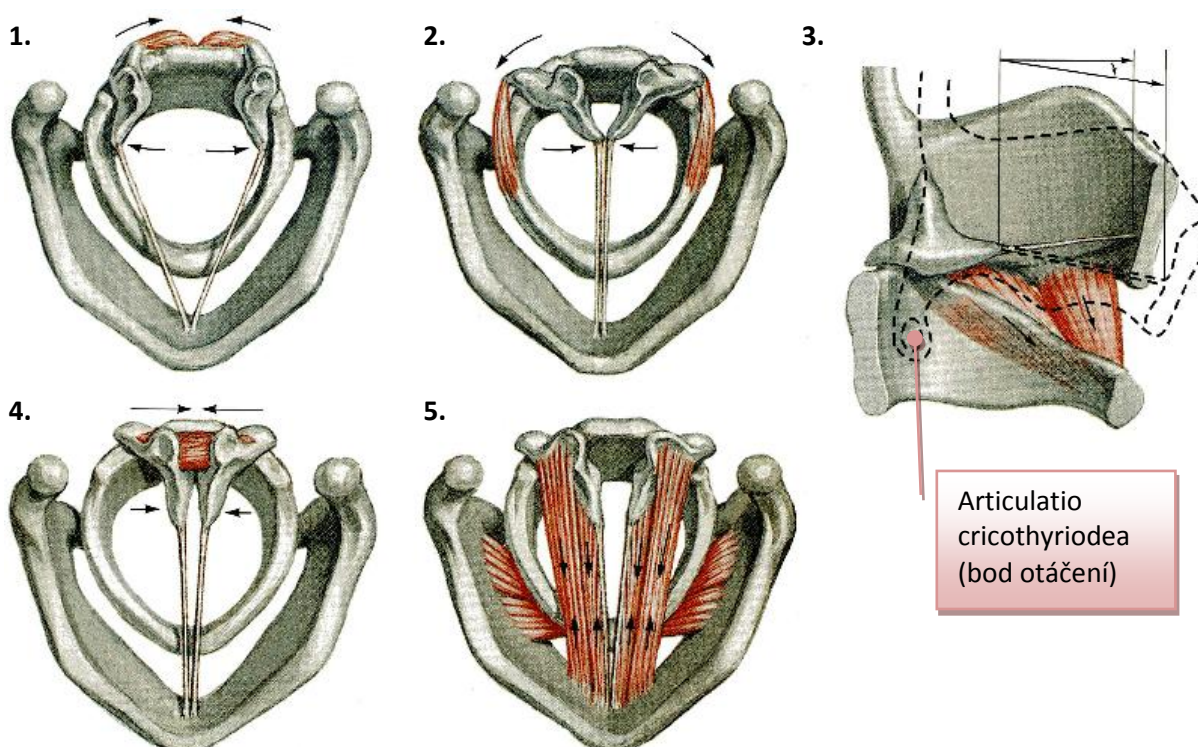
Musculus cricoarytenoideus posterior (značen PCA) je párový zadní sval a jediný abduktor. Upíná se na zadní straně laminy chrupavky prstencové, kterou spojuje s hlasivkovou chrupavkou (Čihák 2002).

Musculus arytenoideus (značen IA – z angl. Interarytenoid muscle) je zadní sval spojující arytenoidní chrupavky (Čihák 2002).



Obr. 12 Vnitřní svaly hrtanu, pohled dorsální a vertikální (Univerzita Palackého v Olomouci 2010)

Vnější svaly plní funkci fixace hrtanu mezi dolní čelistí a hrudní kostí a umožňují jeho celkový pohyb (Švec 1996).



Obr. 13 Funkce hrtanových svalů (Netter 2005)

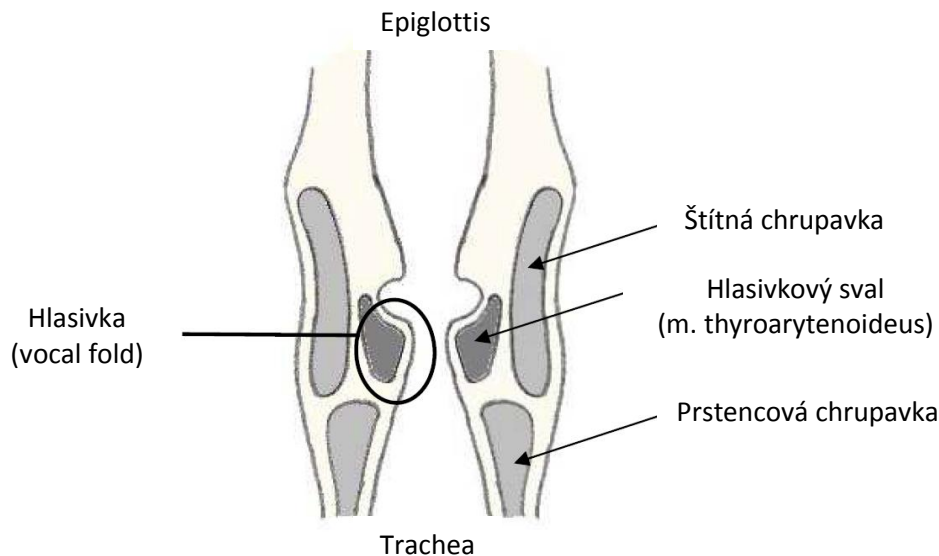
Popis obrázku: 1. funkce m. cricoarytenoidus posterior: abdukce hlasivek, 2. funkce m. cricoarytenoideus lateralis: addukce hlasivek, 3. funkce m. cricothyroideus: prodloužení (tense) hlasivek, 4. funkce m. arytenoideus transversus: addukce hlasivek, 5. funkce m. vocalis et thyroarytenoideus: zkrácení (relaxace) hlasivek

3.6.4 Hlasivky

Základním prvkem fonace je činnost hlasivek neboli řas hlasivkových (plicae vocalis) pokrytých sliznicí.

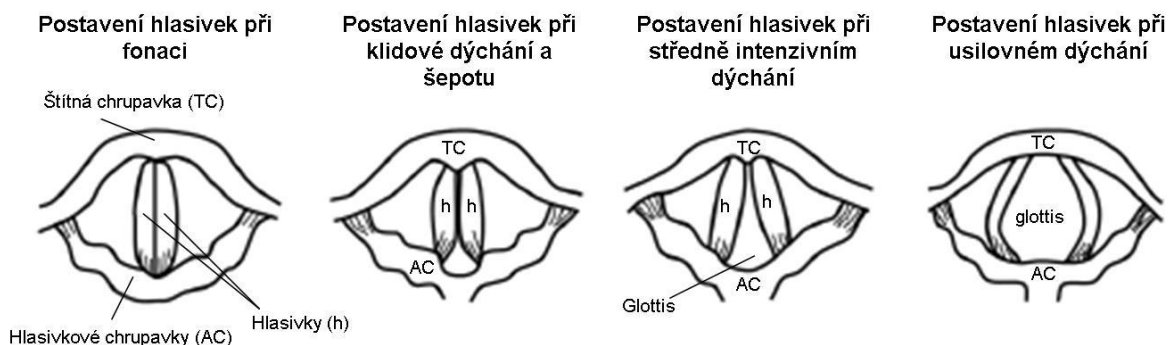
Uložení hlasivek

Hlasivky jsou v hrtanu uloženy vodorovně. Napínají se zepředu dozadu od střední roviny chrupavky štítné k hlasivkovým chrupavkám. Vpředu jsou uchyceny těsně vedle sebe na chrupavku štítnou a spojení je nepohyblivé. Vzadu se upínají na hlasivkové chrupavky. Ty jsou situovány na rozšířené části prstencové chrupavky. Posunutím a rotací hlasivkových chrupavek je umožněn pohyb hlasivek. Kloubní spojení s prstencovou chrupavkou a také způsob nervového a svalového ovládní jsou velmi komplikované (Matug 2008). Grafické znázornění uložení hlasivek v hrtanu je na Obr. 14.



Obr. 14 Koronální řez hrtanem (Cook 2009)

V přímém řezu mají hlasivky podobu zhruba dvou klínů (Obr. 15). Pohybem hlasivek k sobě dochází k jejich periodickému zavírání a otvírání. Proud vzduchu se neustále přerušuje, a vzniká zvuk, tzv. primární akustický signál (Univerzita Palackého v Olomouci 2010).



Obr. 15 Schematický pohled na hlasivky shora: fonace a dýchání (Univerzita Palackého v Olomouci 2010)

Histologické vrstvy hlasivek

Modifikací obecné struktury sliznice je vrstevnatá struktura hlasivek, kterou lze podle literatury (Dršata 2011) (Švec 1996) rozlišit z pohledu mikroanatomie na pět vrstev:

Povrchový epitel – dlaždicobuněčný vícevrstevnatý nerohovějící s tloušťkou 0,05 – 0,1 mm, který obklopuje měkkou tkáň připomínající svými vlastnostmi tekutinu. Také bývá přirovnáván ke gumovému balónku naplněného vodou.

Lamina propria superficialis (klinicky: Reinkeho prostor) – neorganizovaně uspořádaná poddajná vlákna, široká přibližně 0.5 mm. Jedná se o prostor řídkého fibrózního vaziva nacházející se pod epitelem s malým množstvím elastinu a kolagenních vláken, který je

v podobě kluzké vrstvy situován především v oblasti mediálního okraje hlasivky. Vlákna bývají svými elastickými vlastnostmi, přirovnávány ke gumovému míčku.

Lamina propria media – primárně elastická podélná vlákna s menším množstvím kolagenních vláken (tloušťka 1 – 2 mm). Zhuštění vláken tvoří ligamentum vocale, pokračující kaudálně jako conus elasticus.

Lamina propria profunda – primárně tvořená kolagenními podélnými vlákny (tloušťka 1 – 2 mm). Tyto vlákna mají v porovnání s vlákny elastinovými téměř nepoddajné vlastnosti a bývají připodobňována k vláknům bavlny. Společně s lamina propria media tvoří ligamentum vocale.

Svalová vrstva (muscularis propria; m. vocalis, m. thyreoarytenoideus). Nejhlouběji je uvnitř hlasivky uložen m. thyreoarytenoideus (TA), který také zahrnuje největší část hlasivky (přibližně 7 – 8 mm). Funkce TA svalu je popsána v kapitole – vnitřní svaly.

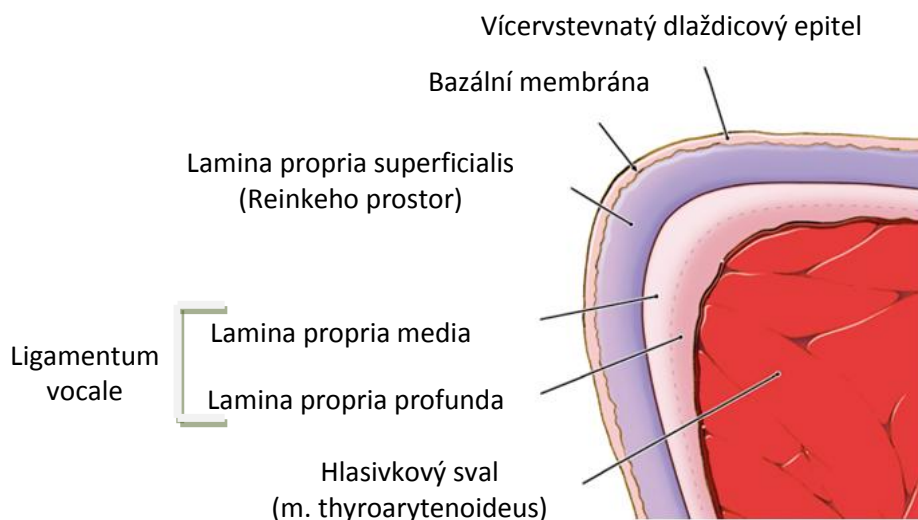
Z funkčního hlediska (kmitání nebo hlasotvorba) se hlasivky dělí na tři tkáňové vrstvy (Dršata 2011) (Švec 1996):

Slizniční vrstva – povrchová vrstva (kryt) představující epitel a Reinkeho prostor

Hlasivkový vaz – tvořen přechodovou vrstvou (intermediální zóna)

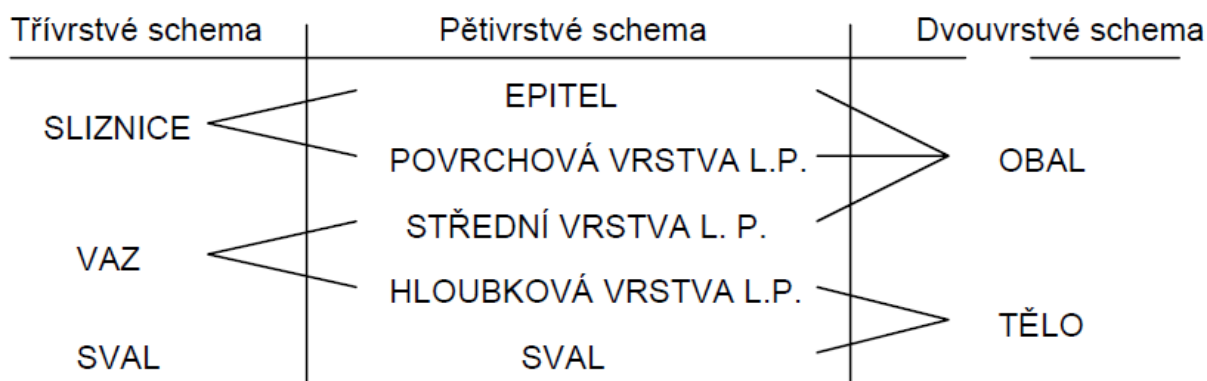
Hlasivkový sval – hluboká vrstva

Z hlediska fyziologické funkce se používají i dvouvrstvá schémata rozeznávající **obal** a **tělo** hlasivky (z angl. cover and body) (Švec 1996).



Obr. 16 Schematické rozložení vrstev hlasivek ve frontálním řezu (Simpson 2008)

Morfologii hlasivek lze pro výpočtové modelování uvažovat jako dvouvrstvou, třívrstvou nebo pětivrstvou (viz Obr. 17).



Obr. 17 Schémata používaná pro označování vrstev hlasivek (Švec 1996)

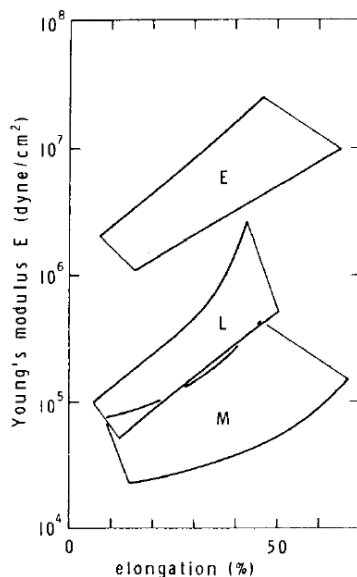
Základním předpokladem tvorby slizniční vlny při fonaci je uspořádání hlasivek do vrstev. Pro kmitání jsou nejdůležitější povrchový epitel a lamina propria superficialis (Dršata 2011).

Tloušťky jednotlivých vrstev lidských hlasivek bývají zpravidla u každého člověka velmi individuální, proto se velmi často setkáváme s různě naměřenými hodnotami získaných z experimentů.

3.7 Vlastnosti hlasivek

3.7.1 Elastické vlastnosti hlasivek

Elastické vlastnosti hlasivek mají při tvorbě hlasu podle myo-elasto aerodynamické teorie podstatnou úlohu při určování frekvence hlasivek. Tyto vlastnosti charakterizuje podobně jako u jiných materiálů modul pružnosti v tahu (také Youngův modul) (Švec 1996). Youngův modul se mění v závislosti na přetvoření nelineárně (viz Obr. 18).



Obr. 18 Závislost Youngova modulu na prodloužení pro epitel (E), ligament (L) a TA sval (M)

4 PŘEHLED VÝPOČTOVÝCH MODELŮ

V současné době tvoří značnou část hlasového výzkumu návrh výpočtového modelu hlasivek, který by umožňoval modelovat jejich chování u pacientů trpících hlasovými poruchami. I přes velké úsilí odborníků v této oblasti nebyl dosud v odborné literatuře prezentován model, který by věrohodně popisoval stav hlasivek s viskoelastickými vlastnostmi jednotlivých tkání a dokázal určit velikost namáhání, predikci napjatosti a charakter poškození (Vampola 2007). Dosud se nepodařilo navrhnout a zkonstruovat vhodný náhradní zdroj akustického signálu tak, aby produkoval dostatečně silný akustický signál s požadovanou základní frekvencí a vyššími harmonickými složkami vibrací. Zároveň musí splňovat požadavky na maximální rozměry zhruba 5 x 5 mm a také dlouhodobě odolávat agresivnímu prostředí na rozhraní dýchacích a trávících cest.

Výpočtové modely uváděné v literatuře lze rozlišovat jako modely hmotové, modely proudění a modely s vysokým počtem stupňů volnosti (obvykle řešené pomocí MKP). Vzhledem k velkému množství publikovaných modelů hlasivek, které byly předmětem zájmu mnoha autorů, je následující přehled zaměřen pouze na vybrané typy.

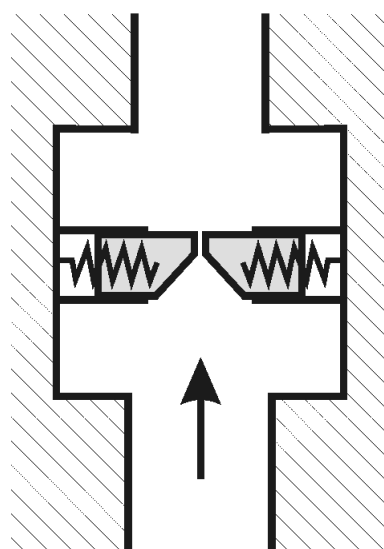
4.1 Hmotové modely

Tyto nejjednodušší používané modely sloužící k prvnímu matematicko-fyzikálnímu popisu hlasivek se vyznačují nízkým počtem stupňů volnosti. Typickým aspektem je také malý počet prvků typu hmota, tlumící a pružný člen.

4.1.1 Ewaldova píšťala

Ernst Julius Richard Ewald hledal podobnost chování lidských hlasivek a různých druhů píšťal. Vytvořil jeden z prvních historicky dokumentovaných modelů hlasivek představující píšťalu se dvěma protiraznými jazýčky (viz Obr. 19). Nejedná se ovšem o výpočtové modelování, ale experimentální (Švec 1996).

Pružné jazýčky jsou pomocí pružin k sobě přitlačovány. S narůstajícím tlakem vzduchového proudu působícího na jazýčky dochází k jejich vzájemnému oddalování. Při rozevření uniká vzduch, zároveň klesá tlak a vlivem tuhosti pružin dojde k opětovnému přiblížení, resp. uzavření. Periodické opakování tohoto děje se projevuje akusticky. Ewald vytvořil na této bázi několik dalších funkčních hlasových modelů (Ewald 1913).

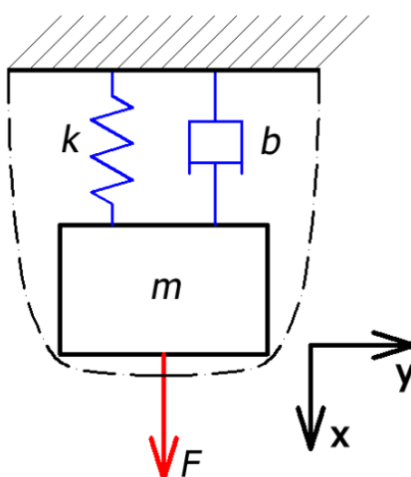


Obr. 19 Ewaldova píšťala s protiraznými jazyčky (Švec 1996)

4.1.2 Jednohmotový model

Ewald ovšem nedokázal hlasivkový model matematicko-fyzikálně popsat. Proto je jako první a také nejjednodušší model v literatuře uváděn tzv. jednohmotový model hlasivek (viz Obr. 20), který vytvořil v 60. letech James L. Flanagan a Lorinda L. Landgraf (Flanagan 1968).

S výhodou je využita symetrie, kdy byla zkoumána pouze jedna hlasivka a druhá byla nahrazena zrcadlovým obrazem první. Hlasivka představuje jednu hmotu kmitající s jedním stupněm volnosti. Kmitání hlasivek je popsáno pouze pohybem ve směru osy x , avšak nevystihuje věrohodně pohyb hlasivek (Flanagan 1968).



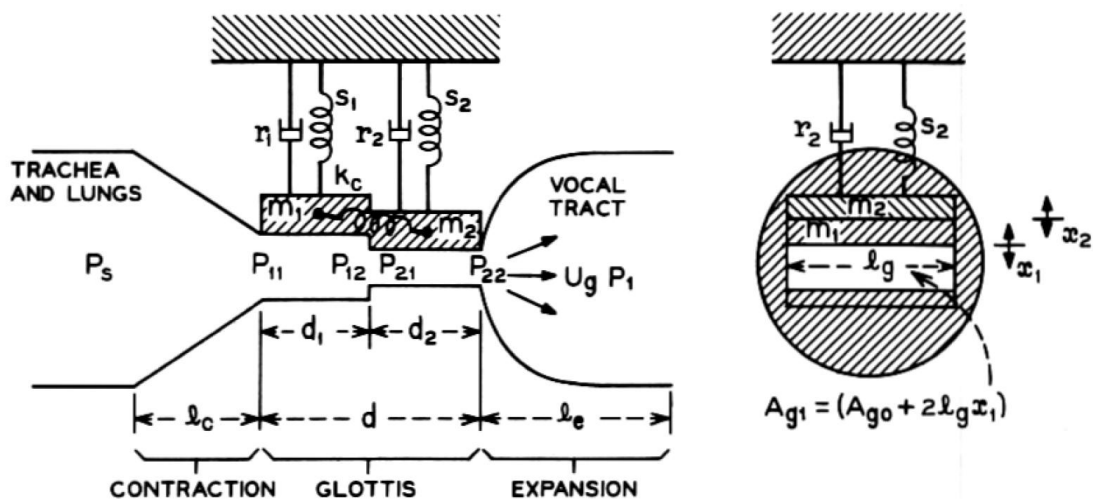
Obr. 20 Jednohmotový model (Klíma 2009)

4.1.3 Dvouhmotový model

Základem pro mnoho dalších vylepšení je dvouhmotový model hlasivek, nazván modelem IF podle autorské dvojice K. Ishizaka a J. L. Flanagan (Ishizaka 1972-07). Je také jedním s nejpoužívanějších modelů hlasivek od svého vzniku do současnosti. V tomto modelu hlasivka představuje sedm viskozně-elastických parametrů – po dvou hmotnostech (m_1 , m_2), poddajnostních (s_1 , s_2) a tlumících členech (r_1 , r_2) a jedna vazební tuhost mezi dvěma hmotnostmi (k_c). Interakci se vzdušným sloupcem definují geometrické a aerodynamické parametry (viz Obr. 21) (Švec 1996).

Dvouhmotový model je reprezentován dvěma tuhými a vzájemně spojenými hmotami. Má dva stupně volnosti, kdy pohyby hmot jsou uvažovány pouze v jednom směru. Lze tedy dynamiku modelu popsat pomocí dvou pohybových rovnic. Nespornou výhodou chování modelu je, že za podmínek odpovídajících normálním fonačním parametrům vychýlení hmotnosti m_1 fázově předbíhá vychýlení hmotnosti m_2 , a tak napodobuje vertikální diference spodního a horního okraje hlasivek při vibraci (Švec 1996). Tento model již umožňuje modelovat slizniční vlnu, ale stále popisuje pouze kmitání v příčném směru na proudící vzduch (Hrůza 2007).

Dále vykazuje nelineární vlastnosti. S výhodou byl použitý pro studium jevů bifurkace, subharmonické fonace nebo neperiodických kmitů hlasivek. Studia těchto jevů značně podpořila zavedení teorie nelineární dynamiky pro studium hlasivkových kmitů (Švec 1996).

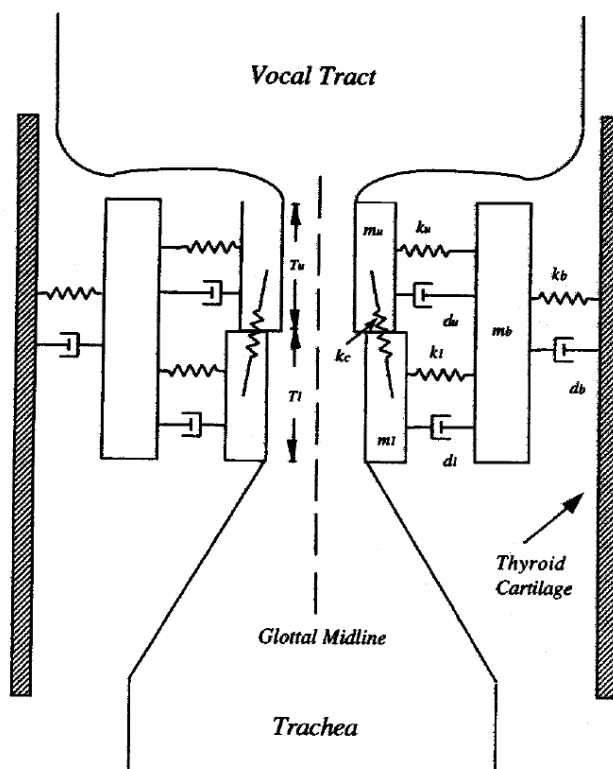


Obr. 21 Dvouhmotový model hlasivek, vlevo bokorys, vpravo nárys (Ishizaka 1972-07)

4.1.4 Tříhmotový model – Body-cover

Brad H. Story a Ingo R. Titze jsou autory tříhmotového modelu (viz Obr. 22) používaného pro výpočty, navazujícího na dvouhmotový model z předcházející kapitoly.

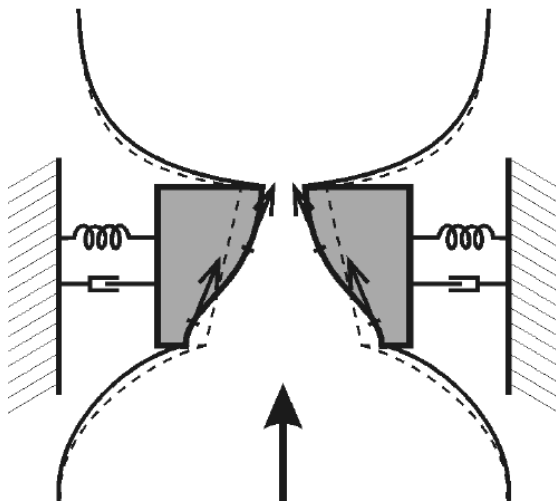
Hmotnosti m_u a m_l představují pružnou a ohebnou slizniční tkáň (obal). Třetí nově přidaná hmotnost m_b charakterizuje svalová vlákna a vláknitou tkáň (tělo). Pružné členy k_u a k_l reprezentují tuhost obalu a také tuhost mezi obalem a tělem hlasivky. Člen k_b vyjadřuje tuhost těla hlasivky (Lan 2006), (Story 1995).



Obr. 22 Tříhmotový model hlasivek (Story 1995)

4.1.5 Model slizniční vlny

Hlasivka je reprezentována jedním kmitajícím hmotnostním členem (viz Obr. 23). Pohyb horního okraje hmoty je fázově opožděn oproti dolnímu okraji, což odpovídá šíření slizniční vlny zespodu nahoru. U tohoto modelu je v porovnání s dvouhmotovým modelem zahrnujícím sedm viskozně-elastických parametrů je počet redukován na čtyři (hmotnostní – m , tuhostní – k , tlumící – b a rychlost slizniční vlny – v). (Titze 1988). Chování dvouhmotového a slizničního modelu je dle (Švec 1996) velmi podobné.



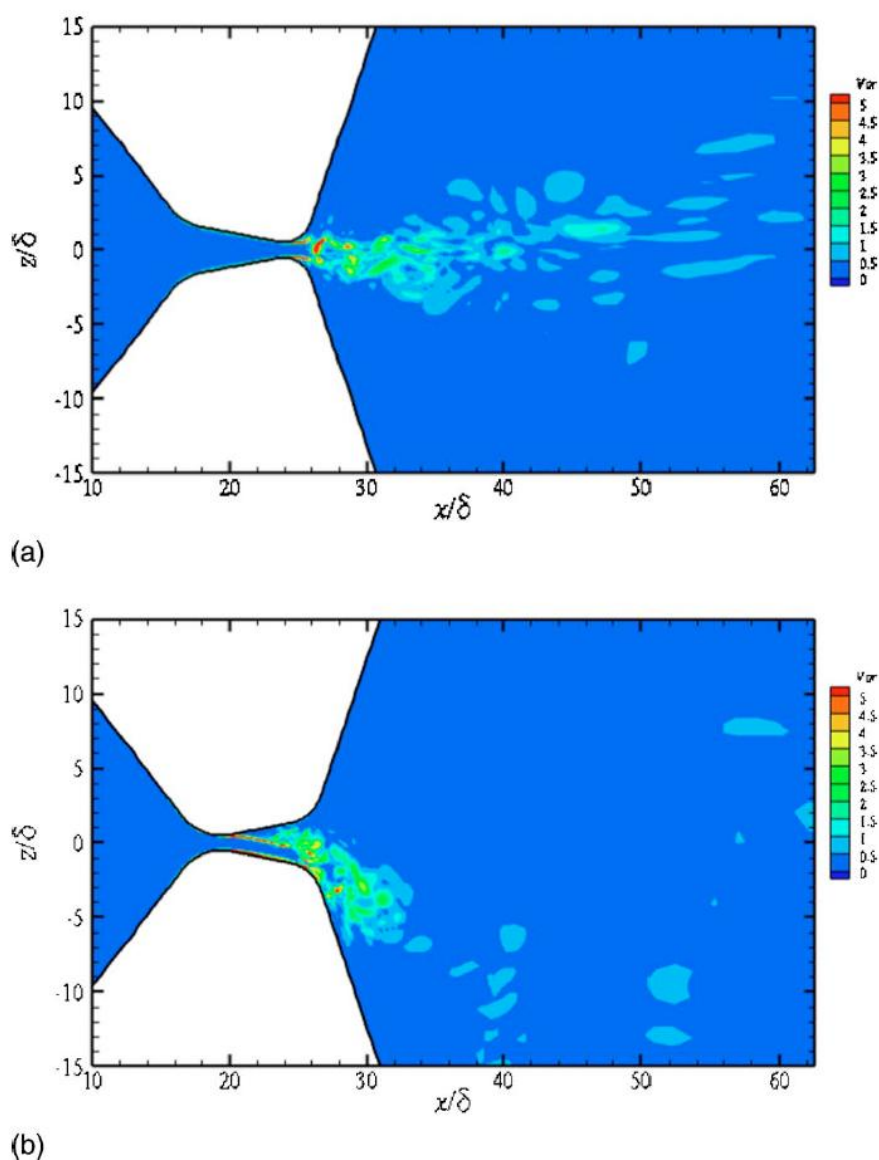
Obr. 23 Model slizniční vlny (Švec 1996)

4.2 Modely proudění

Modely řeší proudění vzduchu přes nepohyblivé hlasivky s určitou velikostí mezery glottis nebo s předepsaným pohybem hlasivek.

4.2.1 Proudění přes tuhý model hlasivek

Numerickou simulací je zde řešený turbulentní přechod proudu tekutiny přes nepoddajný tuhý model hlasivek. Model geometrie je zjednodušen na rovinný kanál se vstupním otvorem, který znázorňuje mezeru mezi hlasivkami (glottis). Jsou uvažovány dvě varianty, kdy hlasivky zaujímají konvergentní (sbíhají se – viz Obr. 24 nahoře) nebo divergentní (rozbíhají se – viz Obr. 24 dole) polohu. Hlasivky vzájemně svírají úhel 20° a minimální vzdálenost mezi nimi je 0,4 mm. Hodnota tlaku přes mezeru glottis je 15 cm vodního sloupce, odpovídající přibližně 20 kPa (Suh 2007).



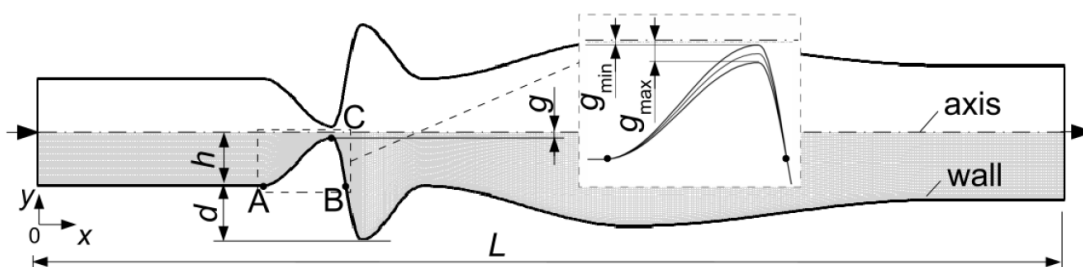
Obr. 24 Výsledný průběh vírových struktur (Suh 2007)

Na Obr. 24 je při porovnání grafických vyobrazení výsledků zřejmý rozdíl. V případě první varianty (konvergentní tvar) lze vypočítat u nejužšího místa mezery glottis na výstupu hustý výskyt turbulentního průběhu proudění. U druhé varianty (divergentní tvar) je znázorněn menší výskyt vířivých jevů s přichycováním proudu pouze k jedné stěně (Suh 2007).

4.2.2 Proudění s předepsaným pohybem hlasivek

Model nestacionárního proudění vzduch přes hlasivky

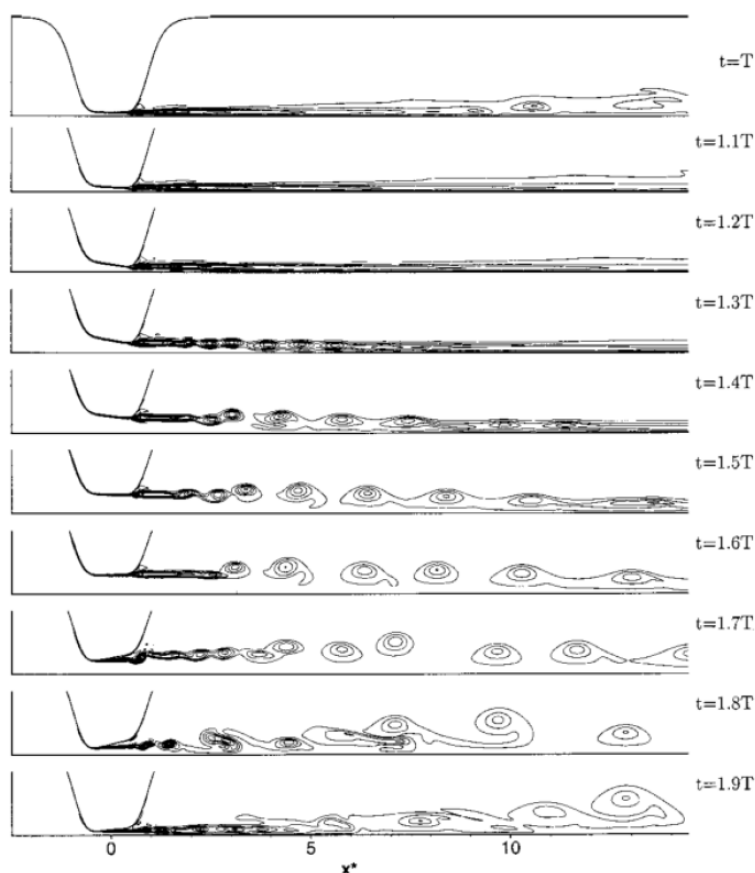
Model numericky simuluje rovinné nestacionární stlačitelné viskózní pole proudění vzduchu probíhající v symetrickém kanálu s nízkými vstupními rychlostmi vzduchu (viz Obr. 25). Nestacionární tok způsobuje předepsaný pohyb části kanálové stěny. Tím dochází k rozkmitání hlasivek s velkými amplitudami, při nichž téměř dojde k uzavírání kanálu. Sít' vzduchu je tvořena čtyřuzlovými prvky a posuvy jsou řízeny harmonickými pohyby při frekvenci stěn 100 Hz. Vstupní rychlost vzduchu je u modelu nastavena na Machovo číslo $Mc_\infty = 0,012$. Pohyb kontinua je popsán za použití ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian) metody, která zohledňuje velké deformace. Hlavním záměrem autorů je výzkum citlivosti pole vzduchu v supraglottickém prostoru na předepsání symetrických podmínek a také studium bodu odtržení. Proudění kanálem (viz Obr. 25) představuje proudění vzduchu z průdušnice přes mezeru glottis vibrujícími hlasivkami do vokálního traktu (Horáček 2008).



Obr. 25 Geometrie kanálu (Horáček 2008)

Model aerodynamické generace zvuku během fonace

Numerický model představuje tuhou trubici s modulovaným otvorem představující mezeru glottis. Na modelu byla zanedbána interakce struktury a tekutiny. Geometrie s předepsaným pohybem hlasivek a usměrněným prouděním mezi stěnou trubice a hlasivkou představuje přiblížení k idealizované mezeře glottis a vokálnímu traktu během fonace. Pro řešení byl použitý dvourozměrný axisymetrický tvar Navier-Stokesovy rovnice, které byly nejprve transformovány z válcových do křivočarých souřadnic. Řešení rovnice proběhlo za použití metody konečných diferencí. Pohyb sítí je složen z posuvu ve směru kolmém na šíření proudění, a potom z předbíhání dolní nebo opoždění horní části hlasivek. Také byla zkoušena varianta samotného přiblížení hlasivek a kombinace přiblížení s natočením, při čemž se vycházelo z akustické analogie založené na Williams-Hawkingově rovnici (Zhao 2002).



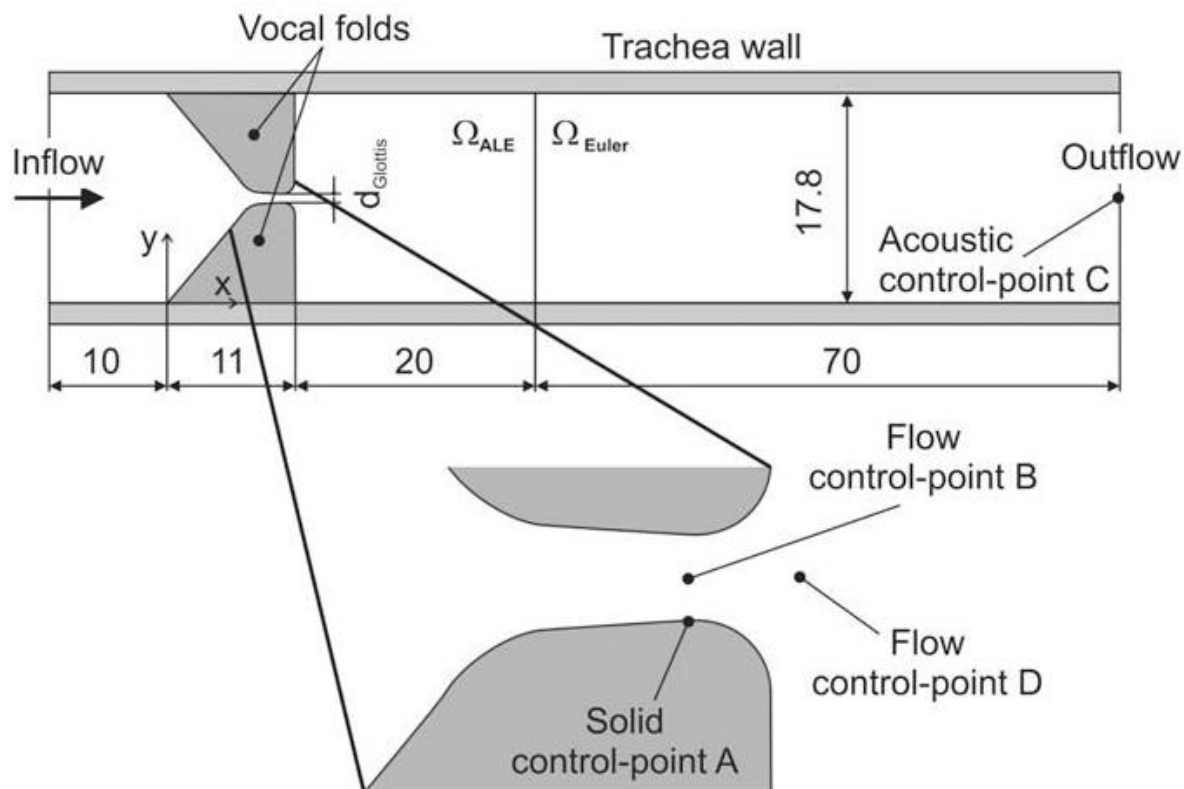
Obr. 26 Cyklus pohybu hlasivek a vznik vířivosti (Zhao 2002)

4.3 Modely s vysokým počtem stupňů volnosti

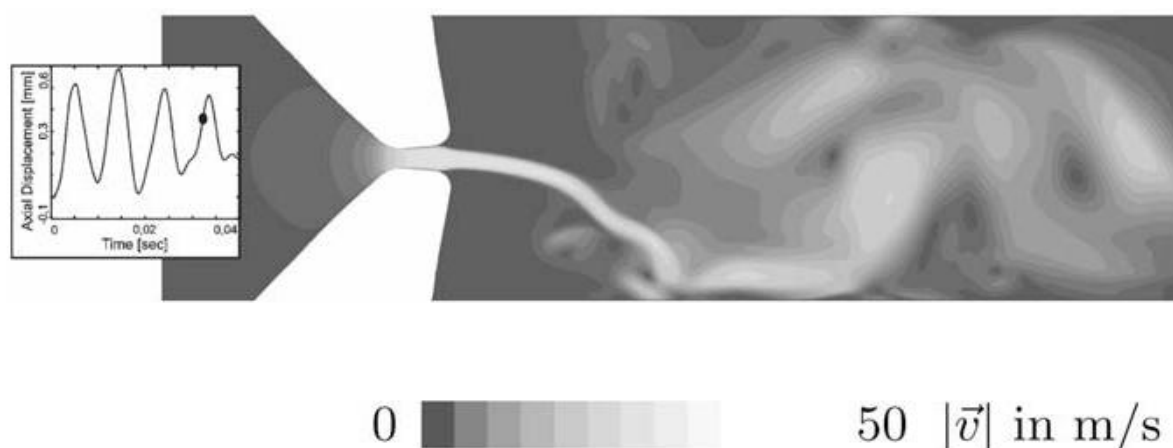
Jedná se o řešení výpočtového modelu při využití metody konečných prvků, při kterém lze v porovnání s výše popsány modely jednoznačně lépe vystihnout reálné chování hlasivek i s případnými poruchami a patologiemi tkání hlasivek. FEM modely umožňují modelovat interakci tekutina – struktura – akustika a také proudění tekutiny kolem hlasivek (CFD).

4.3.1 Rovinný model interakce tekutina – struktura – akustika pro řešení fonace

Na modelu (viz Obr. 27) je použitý nově vyvinutý přístup k řešení modelování problému interakce tekutina – struktura – akustika za využití metody konečných prvků. Pro řešení mechanických a akustických problémů byla použita Galerkinova metoda (nazývaná též metoda vážených reziduí). Fluidní problémy jsou řešeny metodou založenou na reziduích. Interakce mezi Eulerovým polem tekutiny a Lagrangeovým mechanickým polem (interakce tekutina – struktura) je založena na metodě Arbitrary Lagrangian Eulerian (ALE). Interakce struktura – akustika je založena na mechanice kontinua a spojení interakce tekutina – akustika na Lighthillově analogii (Akustické analogii). Řešení zahrnuje Coandův efekt (viz Obr. 28). Třívrstvý model hlasivek je znázorněn na Obr. 42 (Link 2009).



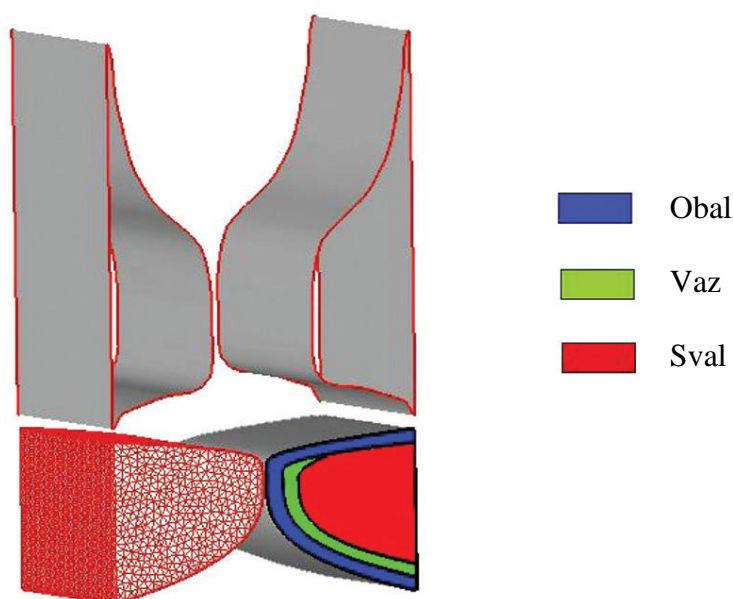
Obr. 27 Geometrie modelu (v mm) (Link 2009)



Obr. 28 Řešení modelu s výskytem Coandova efektu (Link 2009)

4.3.2 Prostorový model s numer. sim. proudění přes glottis a dynamiky hlasivek

Řešení numerické simulace je založeno na metodě vnořené hranice (immersed boundary method – IBM) v modelu proudění tekutiny společně s metodou konečných prvků pro určení dynamiky hlasivek. Model geometrie (viz Obr. 29) je prostorový s třívrstvou strukturou hlasivek, která zahrnuje obal, vaz a sval. Dále je v modelu nad hlasivkami slepá hrtanová výchlípka ventriculus laryngis, která odděluje hlasivky od ventrikulárních řas plicae ventriculares, nazývaných také nepravými hlasovými vazy. Model materiálu je viskoelastický, transversálně izotropický (Zheng 2011).



Obr. 29 Geometrie modelu (Zheng 2011)

5 KONEČNĚPRVKOVÝ MODEL HRTANOVÝCH CHRUPAVEK A MĚKKÉ TKÁŇĚ HLASIVEK

Předkládaná práce je orientovaná na výpočtové modelování pohybu a napjatosti hlasivek při nastavení do fonačního postavení. Výpočtové modelování bude realizováno pomocí výpočtového systému ANSYS firmy ANSYS Inc., určeného pro řešení celé řady fyzikálních problémů (obecně nelineární strukturální, akustickou a termodynamickou analýzu, analýzu proudění kontinua a analýzu elektromagnetických a elektrostatických polí atd.). Tento systém je založen na dnes jedné z nejčastěji využívaných metod pro výpočtové modelování v biomechanice – metodě konečných prvků (MKP). Ta vychází z Lagrangeova variačního principu, vedoucí při řešení statické analýzy napětí a přetvoření na řešení soustavy algebraických rovnic:

$$K \cdot U = F$$

Kde

K – celková matice tuhosti,

U – celková matice deformačních parametrů,

F – celková matice zatížení

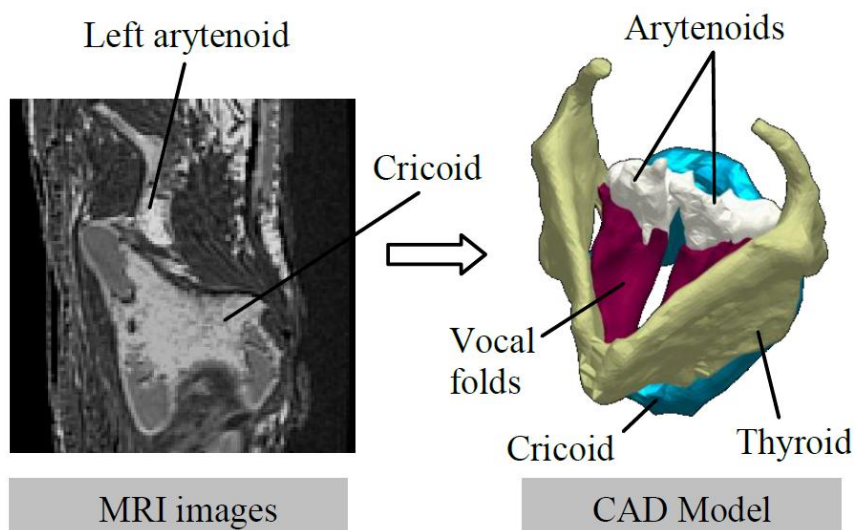
Geometrie hlasivek je objektem, předmětem zájmu, na kterém je řešen problém. Pro účely výpočtového modelování u mechanismu fonačního nastavení hlasivek bylo nutné rozšíření o tělesa chrupavek hlasivkových, štítné a prstencové. Ovšem jsou také kladeny značné nároky na morfologii hrtanu, především pak lidských hlasivek. Přesné rozměry všech struktur hrtanu jsou nezbytným předpokladem v biomechanickém modelování.

Při výpočtovém modelování je třeba postupně vytvořit dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

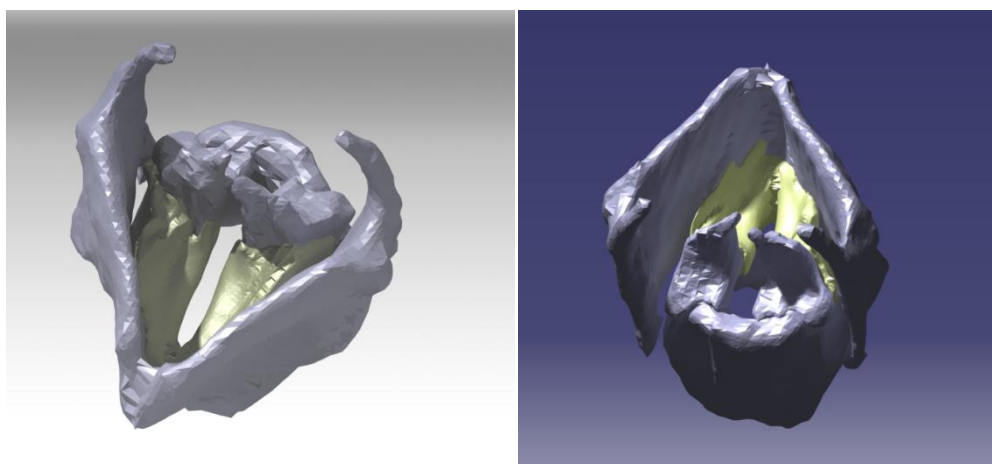
5.1 Model geometrie

Pro každé těleso tvořící hrtan je nyní nutné vytvořit model geometrie, který je vymezen tvarem a rozměry. Data pro tvorbu geometrie lidských hrtanových chrupavek a hlasivek byla získána ve formátu STEP z úložiště dat – National Repository for Laryngeal Data (Hunter 2012), provozovaném odborníky z různých pracovišť, kteří se společně zabývají výzkumem hlasu.

Dr. W. Scott Selbie se podílel na vytvoření velice přesných snímků pořízených zobrazovací metodou MRI (Magnetic Resonance Imaging) (Selbie 1998) (Selbie 2002). Snímky byly pořízeny na 2.0 T (Tesla) zařízení GE-NMR Instruments s rozlišením 256x256 pixelů se 128 řezy na oblasti 90x90x45 mm (rozlišení 0,35 mm). Bylo k tomu použito hrtanu 75 letého zemřelého muže, který byl ihned po smrti vyjmut a zmrazen a následně před snímáním opět rozmrazen. Účelem poskytnutí dat je také jednotný základ pro pozdější tvorbu dalších výpočtových modelů v zájmu dosažení pokroků v dané oblasti.



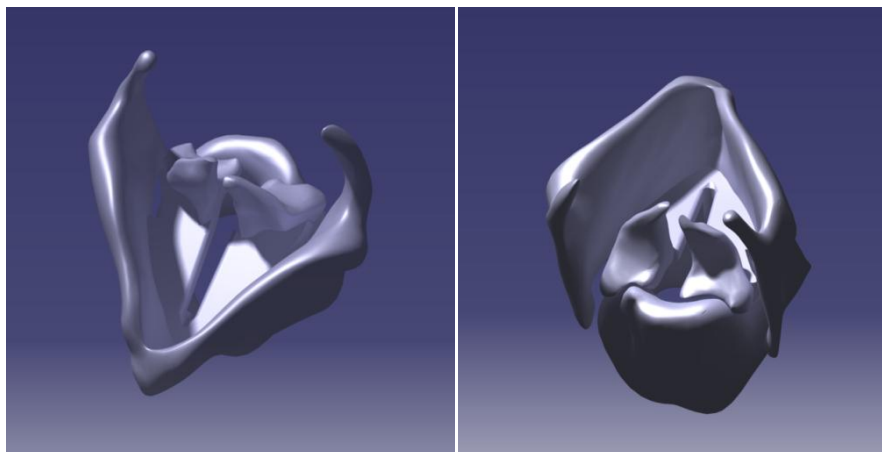
Obr. 30 Proces vyhotovení CAD modelu hrtanu (Hunter 2012)



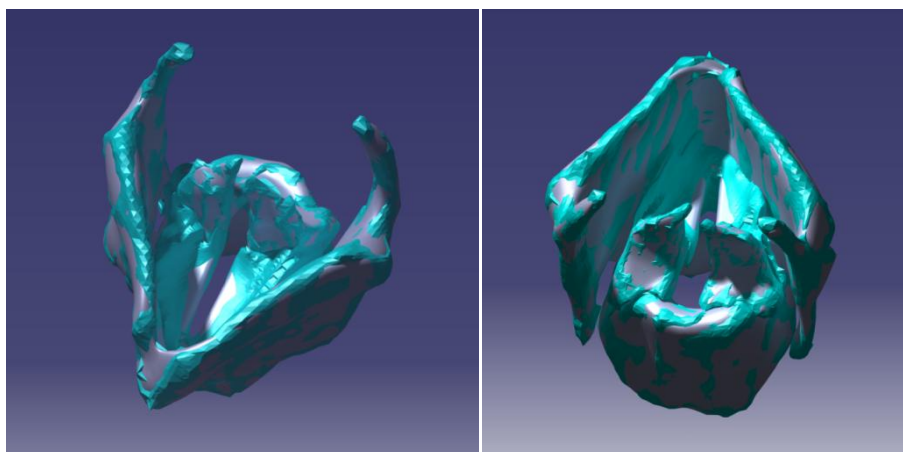
Obr. 31 MRI data

Získaná data byla upravena v programovém prostředí CATIA V5 (Computer-Aided Three-Dimensional Interactive Application), který podporuje import souborů ve formátu STL. Nejprve se geometrie zjednodušila zmenšením počtu elementů, při kterém se menší elementy sloučily do větších. Následně se vyhladily plochy, odstranily samostatné elementy, uzavřely nežádoucí otvory, vyplnily chybějící objemy a zaoblily ostré hrany. Z hlediska kvality a efektivity zpracování těchto operací lze považovat použití programu za velmi výhodné.

Další úpravy byly provedeny za použití standardních příkazů obsažených v programovém prostředí PTC Creo 2.0 (vychází z kombinace systémů Pro-ENGINEER, CoCreate a ProductView). Výběr programu je dán především zkušenostmi v používání. Modifikace hrtanu jsou detailněji popsány v následujících podkapitolách.



Obr. 32 Vyhlazená geometrie chrupavek a M5 Schererova geometrie tkáně hlasivek (Catia a PTC Creo)



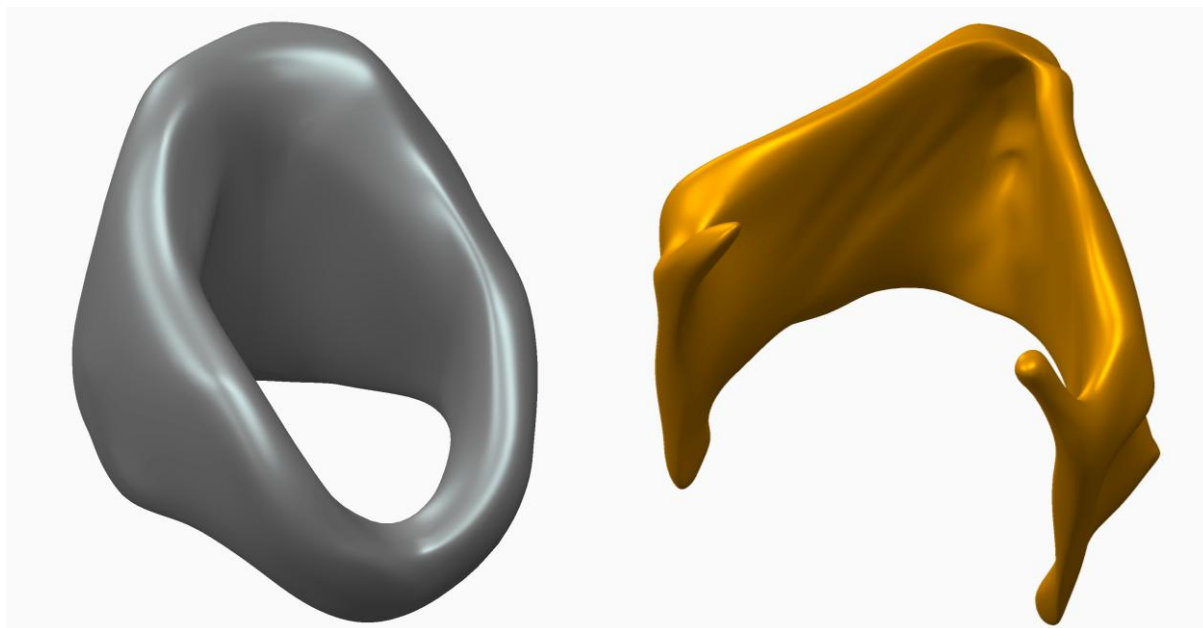
Obr. 33 Původní (zelená) a modifikovaná (šedá) geometrie hrtanu

5.1.1 Model geometrie chrupavek

Jednotlivé modely geometrie chrupavek jsou tvořeny:

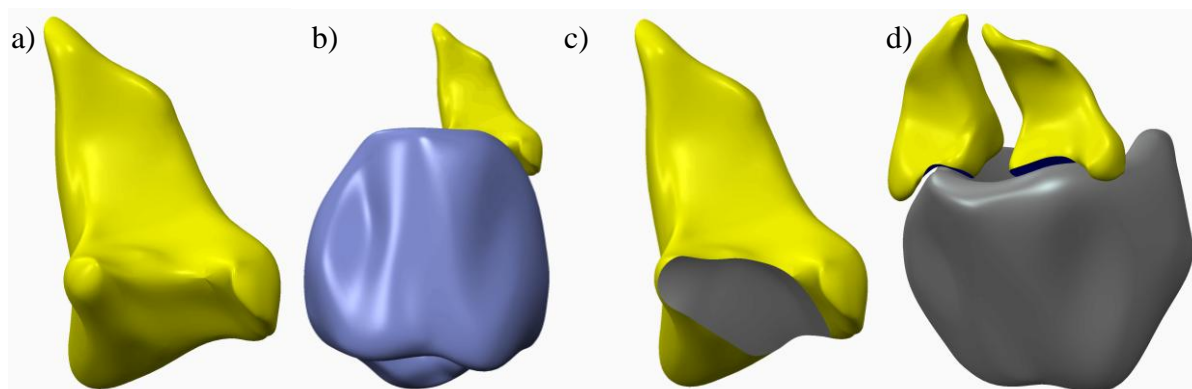
- chrupavkou prstencovou
- chrupavkou štítnou
- párovými chrupavkami hlasivkovými
- párovými chrupavčitými částmi hlasivek mezi chrupavkami hlasivkovými a M5 Schererovou geometrií tkáně hlasivek

Výsledné geometrie **chrupavky prstencové** a **štítné** jsou ilustrovány na Obr. 34. U obou nepárových chrupavek nebylo již nutné provádět další úpravy.



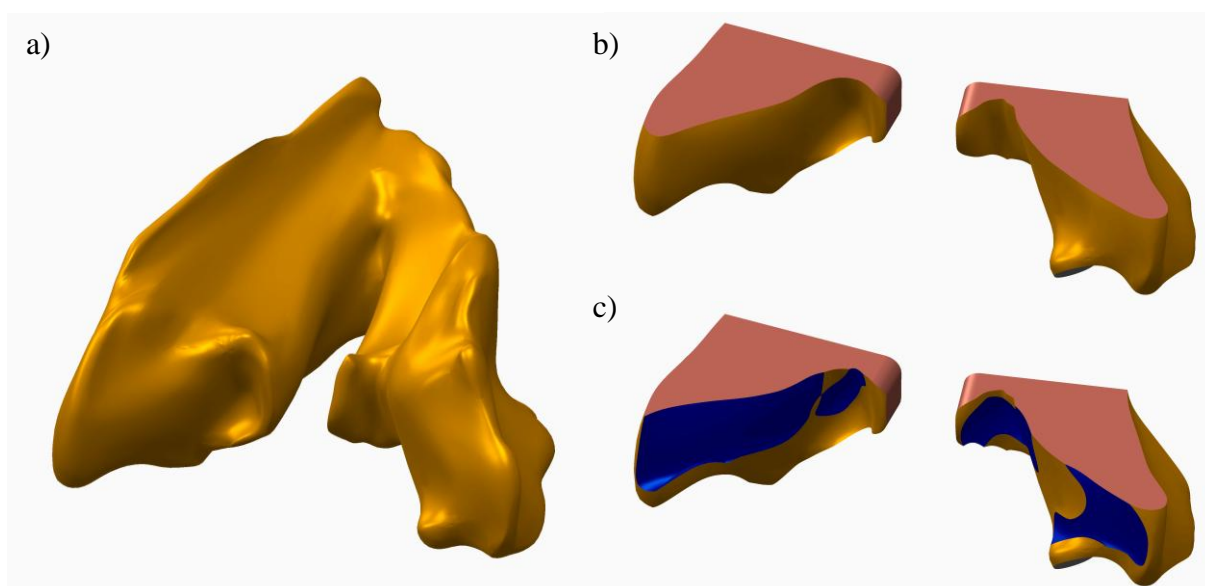
Obr. 34 Model geometrie chrupavky – a) prstencové, b) štítné (PTC Creo)

Mezi dvěma párovými **chrupavkami hlasivkovými** a chrupavkou prstencovou docházelo při pohybu k vzájemnému průniku geometrií. Bylo provedeno několik úprav s cílem eliminovat průnik komponent a rovněž umožnit volný pohyb hlasivkových chrupavek v rámci budoucího výpočtového modelování. Na Obr. 35 je názorně ilustrován postup při modifikaci pravé hlasivkové chrupavky. Nejprve jsme otevřeli těleso hlasivkové chrupavky v programovém prostředí PTC Creo v původním globálním souřadnicovém systému (viz Obr. 35a). Poté byla pomocí příkazu „External Cut Out“ vložena pomocná externí geometrie pronikajícího tělesa prstencové chrupavky (viz Obr. 35b) s nadefinováním polohy souřadnicového systému, odsazeného od původního souřadnicového systému (Obr. 35c) tak, aby v celkové sestavě hrtanu byla následně mezi chrupavkou prstencovou a hlasivkovými chrupavkami mezera kolem 1 mm. Posledním krokem je použití booleanovské operace „Merge“, při které dojde k odstranění vzájemně pronikajících objemů a také geometrie prstencové chrupavky (viz Obr. 35d). Analogicky je řešena levá hlasivková chrupavka.



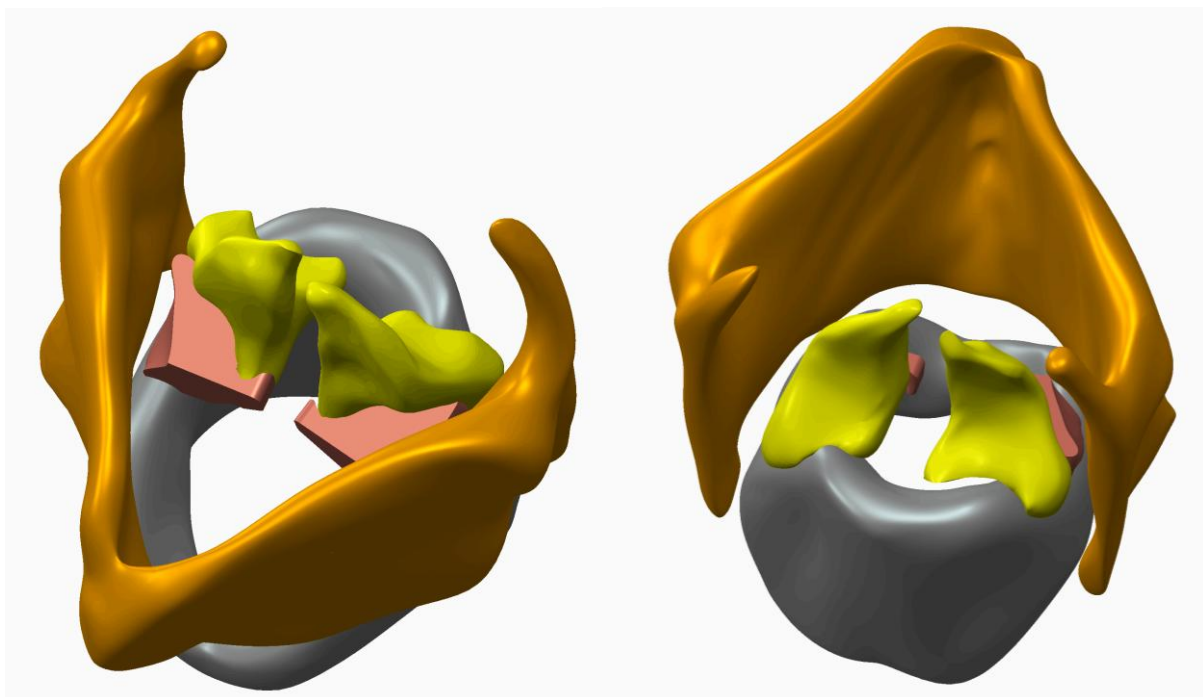
Obr. 35 Modifikace modelu geometrie chrupavky hlasivkové (PTC Creo)

Chrupavčité přechody mezi chrupavkami hlasivkovými a měkkou tkání hlasivek byly vytvořeny modifikací geometrie hlasivek (viz Obr. 36a), která je tvořena dvěma páry slizničních záhybů. Horní z nich, tzv. výchlipkové řasy (také „nepravé hlasivky“) jsou nepohyblivé a tvoření hlasu se nezúčastní, proto byly trvale odstraněny. Spodní dvojice záhybů v nejužším místě hrtanu, tj. hlasivky (plicae vocales, labia vocalia, svaly hlasové) byly pro danou geometrii také odstraněny (viz Obr. 36b). Vzniklé chrupavčité přechody v sestavě hrtanu pronikaly do hlasivkových chrupavek. Z tohoto důvodu podobně jako při modifikaci hlasivkových chrupavek, byly použity stejné příkazy pro odečtení objemu pronikajícího tělesa. Rozdíl byl pouze v definování polohy při vkládání pomocné externí geometrie tělesa. Lokální souřadné systémy těles se shodují s globálním souřadným systémem v původní sestavě. Při vložení externí geometrie byl lokální souřadný systém externí geometrie tělesa sjednocen s lokálním souřadným systémem chrupavčitých přechodů, což mělo za následek vytvoření totožných kontaktních ploch obou těles v sestavě. Ilustrativně jsou modrou barvou znázorněny plochy (Obr. 36c), které vznikly po odečtení objemu hlasivkových chrupavek pomocí příkazu „Merge“.



Obr. 36 Modifikace modelu geometrie chrupavčitého přechodu hlasivek (PTC Creo)

Po provedených úpravách je znázorněn na Obr. 37 vzniklý **model geometrie chrupavek**. Je důležité uvědomit si značnou nesymetrii hrtanu, především chrupavek, které nebudou na rozdíl od hlasivek upravovány. Výhodou je větší přiblížení geometrie realitě. Nevýhodou je obtížné nadefinování rovnoměrného pohybu hlasivek vyvolané pohybem chrupavek hlasivkových a štítné.

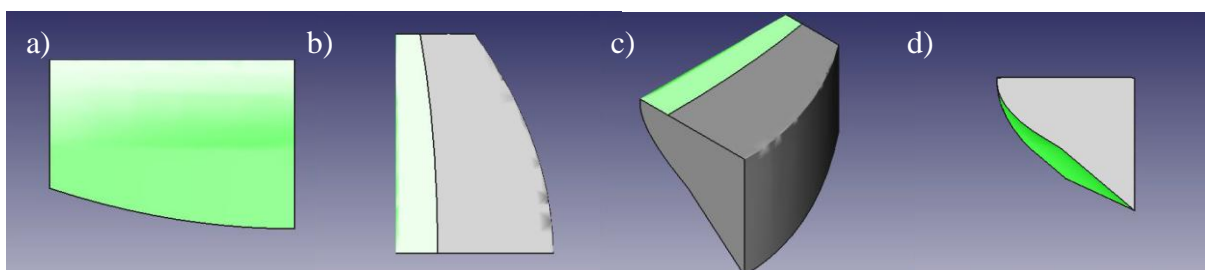


Obr. 37 Model geometrie chrupavek (PTC Creo)

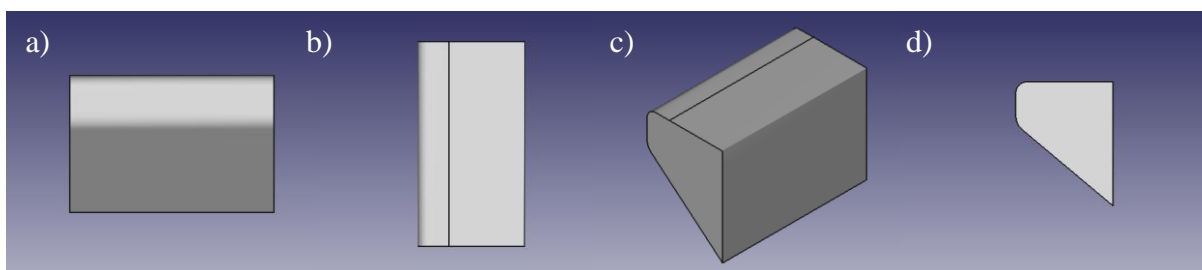
5.1.2 Model geometrie hlasivek

Mezi klasické FEM modely hlasivek, popsané v literatuře a přístupné v STL formátech jako CAD modely na úložišti dat – National Repository for Laryngeal Data (Hunter 2012) patří:

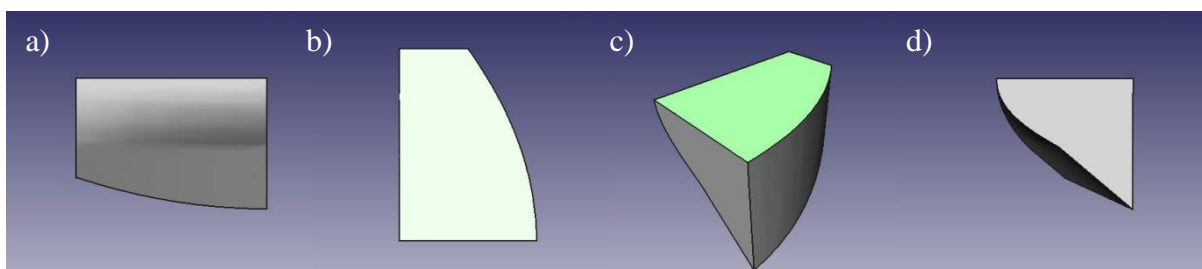
- **Titze a Talkin (1979)** na Obr. 38, který byl základem pro mnoho dalších výpočtových studií (Alipour, 2000; Alipour a Scherer, 2000; Gunter, 2003).
- **Scherer (2001)** na Obr. 39, často nazývaný **Schererův model M5**, který je také základem pro mnoho výpočetních a experimentálních studií (Scherer, 2001; Thomson, 2005; Drechsler a Thomson, 2008).
- **Alipour (2000)** na Obr. 40, varianta modelu Titze a Talkin (Alipour, 2000; Alipour a Scherer, 2000).



Obr. 38 Model Titze a Talkin (1979); převzato a upraveno z (Hunter 2012)



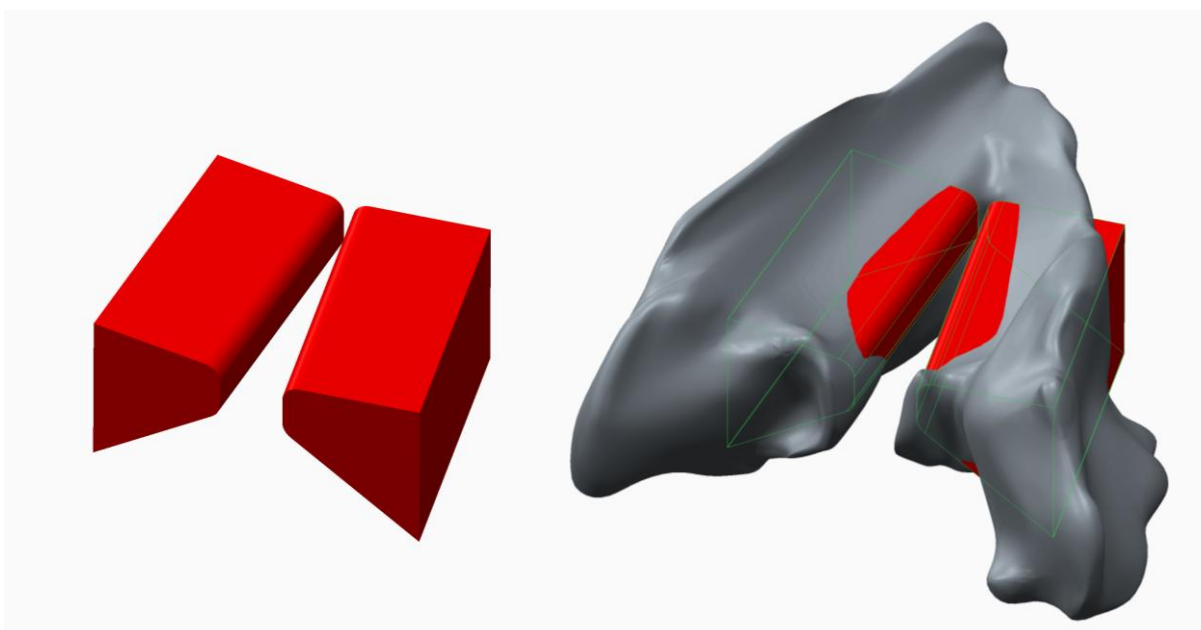
Obr. 39 Schererův model M5; převzato a upraveno z (Hunter 2012)



Obr. 40 Model Alipour 2000; převzato a upraveno z (Hunter 2012)

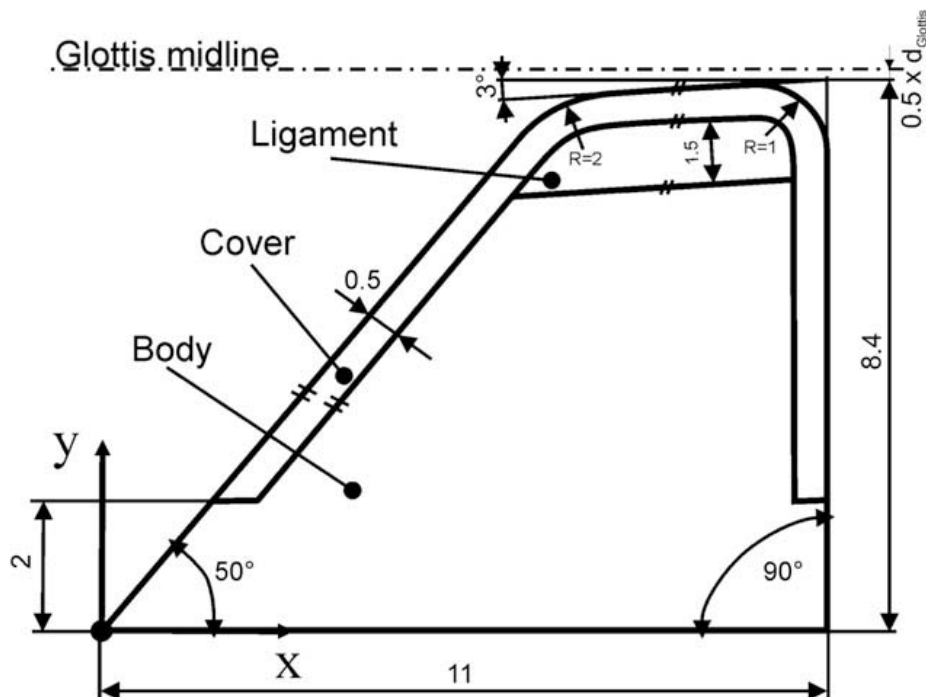
Popis obrázků (Obr. 38, Obr. 39 a Obr. 40): a) pohled v mediálním směru, b) pohled superior, c) pohled axonometrický, d) pohled posterior blízko hlasivkové chrupavky

Vnější geometrie modelu hlasivek bude vytvořena na základě v literatuře velmi často používaného **Schererova modelu M5**, dostupného ve formátu STEP (Hunter 2012). Tato geometrie byla importována do celkové sestavy (viz Obr. 41) tak, aby co nejvíce reprezentovala polohu rozevření hlasivek u původní geometrie. Hlasivky mezi sebou svírají úhel 12° .



Obr. 41 Definování polohy Schererova modelu M5 v sestavě (PTC Creo)

Dále byl zvolen **čtyřvrstvý materiálový model**, který bude vytvořen v programovém prostředí PTC Creo 2.0 při zachování požadovaného vnějšího tvaru. Základem pro tvorbu vnitřní struktury geometrie bylo použití třívrstvého modelu hlasivek, zahrnující obal – vaz – tělo (viz Obr. 42).



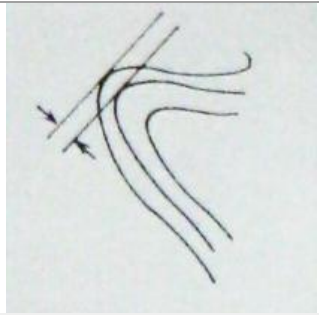
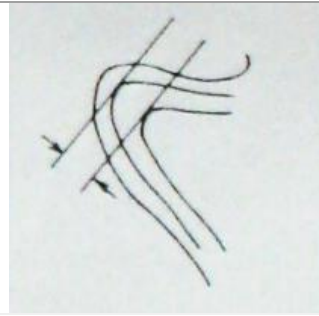
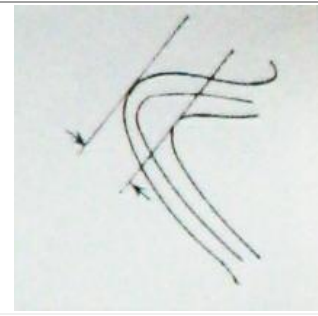
Obr. 42 Třívrstvý Schererův model M5 (v mm) (Link 2009)

Modifikací tohoto modelu vznikl model čtyřvrstvý, složený z vrstev:

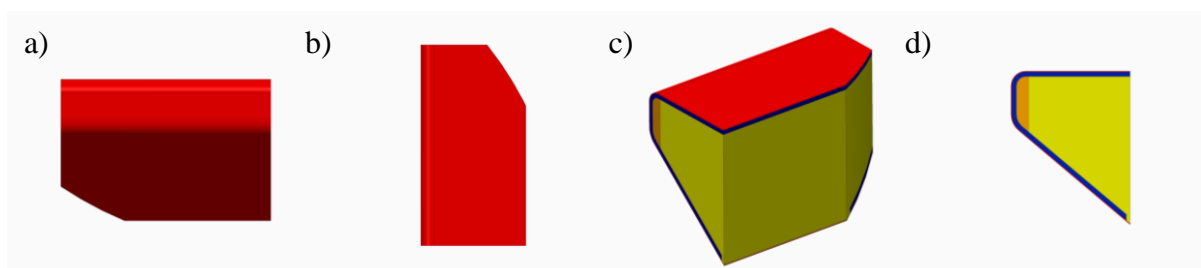
- **Epitel**, povrchové vrstvy hlasivky s tloušťkou 0,05 mm (Scherer 2001), pod níž je měkká tkáň, jejíž vlastnosti se podobají tekutině superficial lamina propria.
- **Superficial lamina propria** o tloušťce 0,3 mm.
- **Ligament**, o maximální tloušťce 0,8 mm, na který společně se superficial lamina propria navazuje svalová vrstva.
- **Svalová vrstva**

Hodnoty tloušťek ligamentu a superficial lamina propria byly určeny jako aritmetický průměr deseti naměřených hodnot u vyoperovaných lidských hlasivek (viz Tab. 10) podle (Hirano 1975).

Tab. 2 Naměřené tloušťky vrstev lamina propria a ligament u hlasivek – modifikováno podle (Hirano 1975)

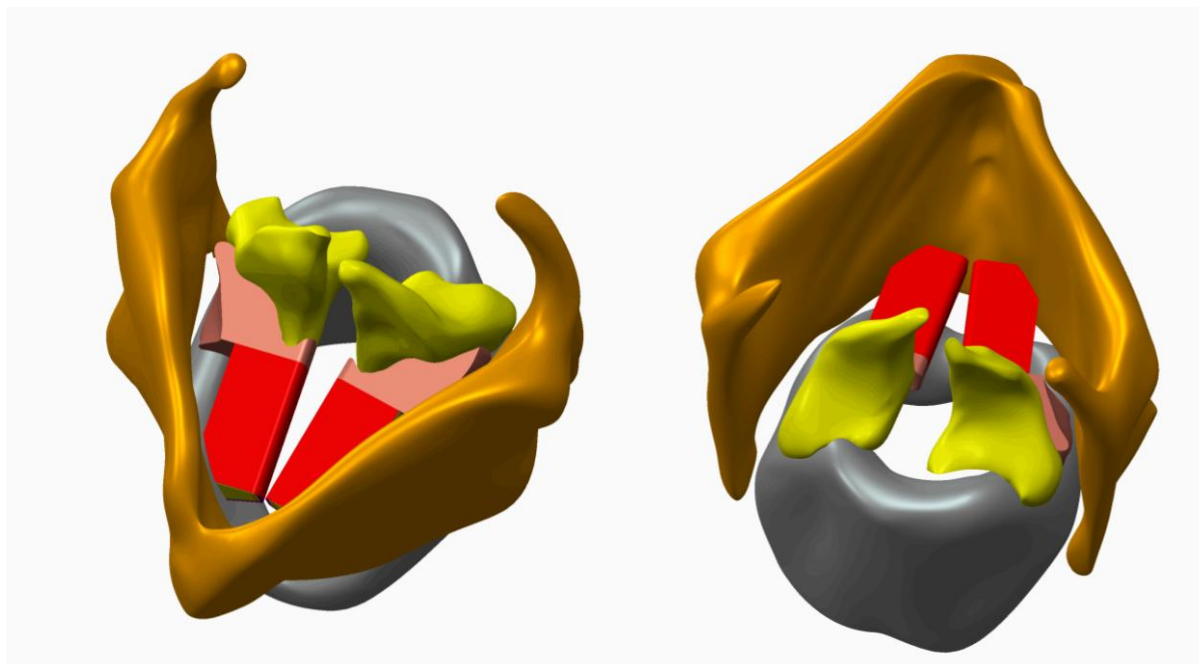
Číslo měření	Tloušťka vrstev		
	Lamina propria	Ligament	Lamina propria a ligament
			
1	0,3	0,9	1,2
2	0,4	0,5	0,9
3	0,2	1,1	1,3
4	0,5	0,8	1,3
5	0,3	0,6	0,9
6	0,4	0,5	0,9
7	0,2	1,0	1,2
8	0,3	1,0	1,3
9	0,3	1,0	1,3
10	0,3	0,9	1,1
Průměr	0,3	0,8	1,1

Vzhledem k tomu, že vzniklá geometrie v celkové sestavě hrtanu částečně svým objemem pronikala do chrupavky štítné, byl tvar s výhodou upraven podle Modelu Alipour (2000) ve formátu STEP (Hunter 2012). Zúžení v podobě zaoblení modelu na straně blíže k chrupavce štítné u této geometrie bylo po přesném odměření přeneseno na Schererův model M5.



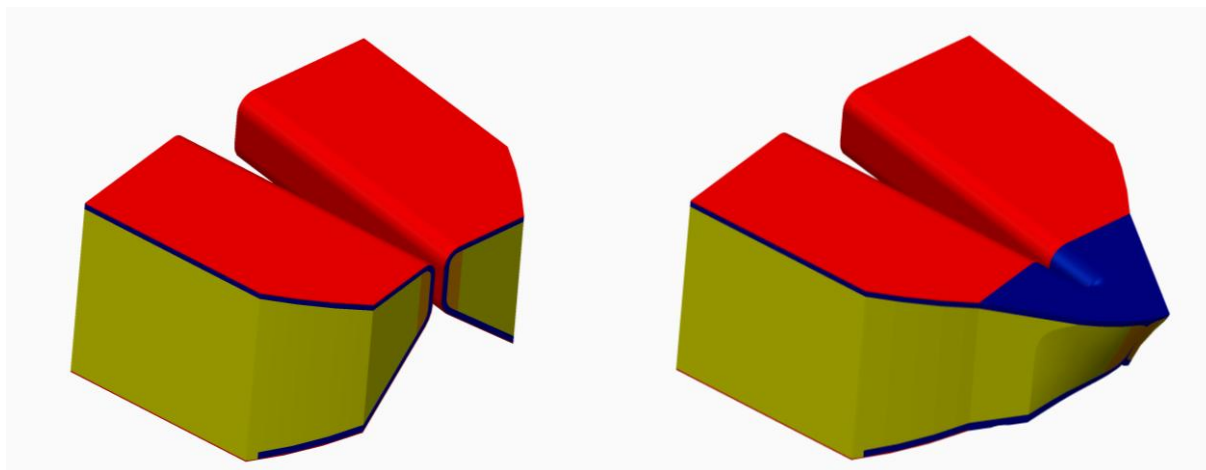
Obr. 43 Modifikovaný Schererův model M5 (PTC Creo)

Popis obrázku: a) pohled v mediálním směru, b) pohled superior, c) pohled axonometrický, d) pohled posterior blízko hlasivkové chrupavky

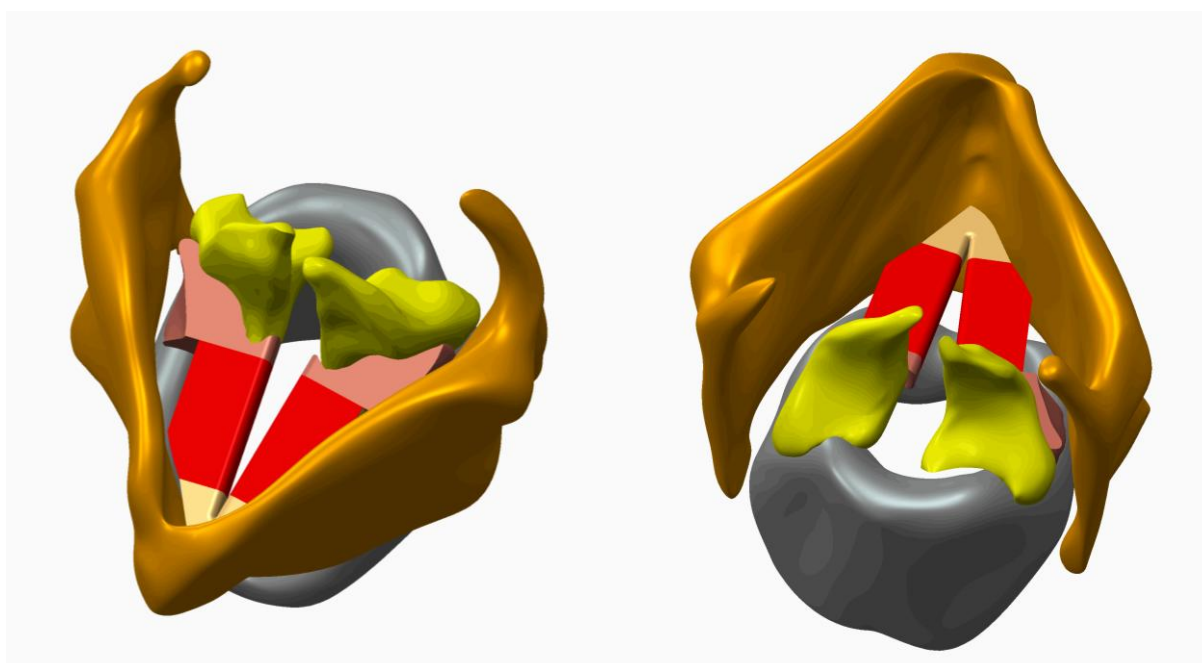


Obr. 44 Modifikovaný Schererův model M5 v sestavě hrtanu (PTC Creo)

Ovšem fyzikální chování obou hlasivek je v podstatě srovnatelné s chováním dvou „strun“, zavěšených mezi chrupavkou štítnou a chrupavkami hlasivkovými. Proto bylo nutné vytvořit spojení – „mezikus“ (viz Obr. 45) mezi vytvořenou geometrií hlasivek a chrupavkou štítnou a to nejlépe se stejnou vnitřní strukturou jako u použitého Schererova modelu M5 tak, aby vznikla jeho prodloužená varianta. Epitel a lamina propria byly u mezikusu sloučeny v jeden celek. Tím se eliminovaly komplikace při budoucí tvorbě konečněprvkové sítě. Návaznost struktury hlasivek zůstala zachována. Geometrie musí mít v místě největšího zúžení nadefinovaný takový rozměr, aby byly všechny čtyři vrstvy propojeny se štítnou chrupavkou. Zároveň nesmí být toto propojení příliš velké, protože je z hlediska výpočtového modelování a také přiblížení se realitě důležité, aby dostatečný prostor zahrnovalo poddajné pletivo, jehož geometrii bude věnována následující kapitola. Ovšem negativním aspektem také je značná nesymetrie chrupavek, především dvou párových chrupavek hlasivkových a obou částí chrupavky štítné, na které navazuje symetrická geometrie hlasivek. To má v geometrii vliv na odlišné uchycení symetrických hlasivek.



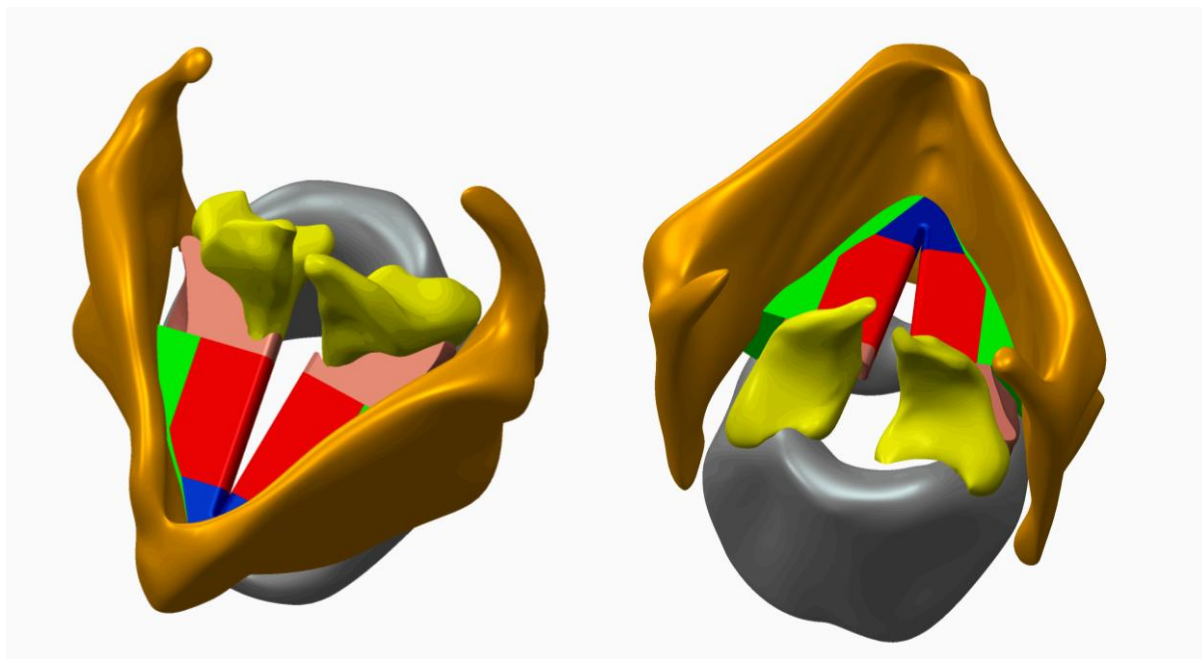
Obr. 45 Tvorba „mezikusu“ se zachováním vnitřní struktury hlasivek (PTC Creo)



Obr. 46 Modifikovaný Schererův model M5 s „mezikusem“ v sestavě hrtanu (PTC Creo)

5.1.3 Model geometrie pletiva

Volný prostor mezi hlasivkami a štítnou chrupavkou je vyplněn pletivem (viz zelená tělesa v Obr. 47). Při tvorbě pletiva bylo modifikováno a doplněno těleso původní geometrie hlasivek (viz Obr. 36a). Velmi často byly využívány booleanovské příkazy, kdy bylo pletivo pomocí přiléhajících těles ořezáno tak, aby vznikly přesně přiléhající kontaktní plochy, využitelné s výhodou ve výpočtovém modelování při řešení kontaktů.



Obr. 47 Kompletní geometrie hrtanu (PTC Creo)

5.2 Model materiálu

Pro materiálové parametry jednotlivých tkání lze v odborné literatuře nalézt velice odlišné hodnoty s velkými rozptyly. Experimentální zjišťování materiálových charakteristik jednotlivých tkání je obtížné až nemožné realizovat uvnitř lidského těla (in vivo). Měření na tkáních realizovaných mimo tělo (in vitro) je také velmi komplikované. Hlasivky se nejprve musí vyoperovat, tkáň se nachází mimo biologické prostředí, přestává být inervována a velice rychle se vysušuje. Často se také následně mrazí a rozmrazuje před měřením. Výsledné naměřené hodnoty poté někdy nekorespondují s těmi skutečnými. Je také důležité uvědomit si, že každý člověk má rozdílné fyzikální vlastnosti nejen hlasivek, ale i ostatních částí těla. Z těchto důvodů lze získané parametry aplikovat pouze na konkrétního člověka.

Pro jednoduchost byl v tomto prvním modelu volen izotropní, homogenní, lineárně elastický model materiálu. Izotropní materiál nemá směrové vlastnosti, vykazuje stejné chování ve všech směrech. Pro popis materiálového modelu budou použity pouze dvě materiálové charakteristiky – Poissonův poměr (μ) a modul pružnosti materiálu (E). Danou variantu lze považovat za nejjednodušší, avšak je velice problematické z důvodů uvedených výše tyto konstanty stanovit. Tento model zahrnuje prvky o šesti různých materiálech. Pro přípravu modelu pro modelování dynamiky pohybu hlasivek byly do modelu zadány také hustoty jednotlivých materiálů.

5.2.1 Model materiálu chrupavek

Materiálové vlastnosti chrupavek byly převzaty z práce (Hunter 2004):

Chrupavka	$E_{\text{chrupavka}} = 30\,000\,000 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{chrupavka}} = 0,47$	$\rho_{\text{chrupavka}} = 1043 \text{ kg/m}^3$
------------------	--	---------------------------------	---

Součinitelé proporcionálního tlumení se zahrnují pouze pro dynamickou úlohu.

Hmotnost (Rayleighova)	$\alpha_{\text{chrupavka}} = 32,3$
Tuhost (Rayleighova)	$\beta_{\text{chrupavka}} = 6,87 \cdot 10^{-4}$

5.2.2 Model materiálu hlasivek

Při tvorbě modelu hlasivek byla využita modifikovaná M5 Schererova geometrie hlasivek, a čtyřvrstvá struktura tkáně hlasivek - epitel, lamina propria, ligament, sval.

Hodnoty pro jednotlivé vrstvy byly voleny na základě (Pavlica 2011)(Martínek 2013):

Epitel (povrchová)	$E_{\text{epitel}} = 25000 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{epitel}} = 0,49$	$\rho = 1040 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$
Lamina propria (podpovrchová)	$E_{\text{lamina}} = 2000 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{lamina}} = 0,49$	$\rho = 1040 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$
Ligament	$E_{\text{ligament}} = 8000 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{ligament}} = 0,49$	$\rho = 1040 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$
Sval	$E_{\text{sval}} = 65000 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{sval}} = 0,49$	$\rho = 1040 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

5.2.3 Model materiálu pletiva

Materiálové vlastnosti pletiva byly voleny podle (Vampola 2007):

Pletivo	$E_{\text{pletivo}} = 120 \text{ Pa}$	$\mu_{\text{pletivo}} = 0,01$	$\rho = 1020 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$
----------------	---------------------------------------	-------------------------------	--

5.3 Postup výpočtového modelování

Charakter řešeného problému je takový, že jsou u celkové geometrie podstatně zastoupeny všechny tři základní příčiny nelinearity: materiálová (hyperelastické a viskózní chování tkáně hlasivek), geometrická (velké deformace hlasivek) a vazbová (kontakty mezi jednotlivými tělesy). Dalším problémem je modelování pohybu relativně tuhých těles chrupavek spolu s velkými deformacemi připojené tkáně hlasivek. Vzhledem k použití lineárního materiálového modelu jsou v modelu zahrnuty nelinearity geometrické (velké deformace) a vazbové (kontakt mezi hlasivkami).

5.3.1 Výpočtové modelování v Ansys Classic

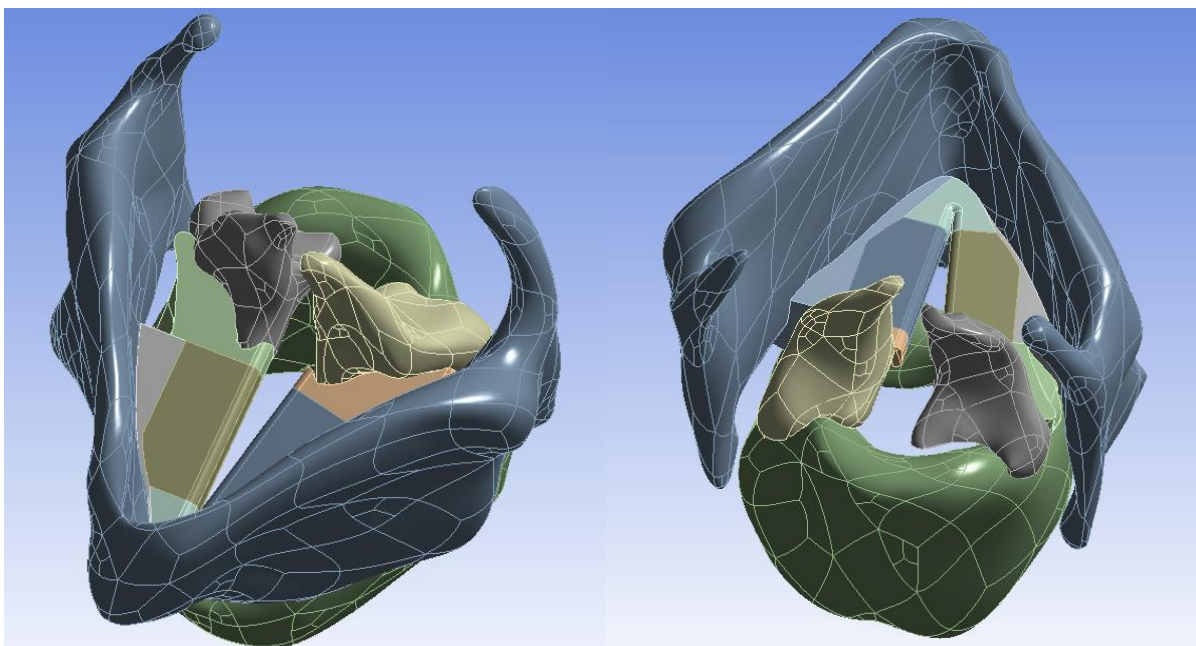
Původní snahou bylo řešení v programovém prostředí ANSYS Classic se sítí vytvořenou v programovém prostředí ICEM CFD, avšak použité elementy typu SOLID185 mají v každém uzlu celkem tři stupně volnosti (posunutí v každé z os souřadného systému), nepodporují tedy zahrnutí zadání natočení do výpočtu.

5.3.2 Výpočtové modelování v Ansys Workbench

Stejná úloha byla následně řešena v programovém prostředí ANSYS Workbench Mechanical 15.0. Bylo zjištěno, že jednou z příčin nekonvergence úlohy byly požadované rozsahy pohybu hlasivkových chrupavek, které se v konečné fázi přiblíží těsně k sobě, případně pohyb chrupavky štítné. Velký rozsah pohybů byl nutný pro dosažení požadovaného fonačního postavení, kdy dojde ke kontaktu obou hlasivek. Jestliže uvážíme relativně komplikovanou geometrii s mnoha tělesy zcela odlišných materiálových charakteristik včetně velkého množství kontaktů, jde o časově velmi náročný proces. Po řadě neúspěšných pokusů s řadou opatření při výpočtech, kdy stále docházelo k nestabilitám a divergencím, bylo od původního záměru upuštěno. Tyto opatření zahrnovala například eliminace fyzikálně nepřijatelného stavu snížením rozsahu pohybu, sjednocení kontaktních ploch příkazem „Virtual Cell“ pro větší volnost tvorby sítě, nastavení různých kombinací kontaktů, změnu hustoty sítě, zmenšení a automatickou délku kroku (step, substep), zaoblení ostrých hran a také četné zásahy do původní geometrie s opakováním popisovaných algoritmů. Úprava, která by pravděpodobně vyřešila daný problém, ale není slučitelná se zadáním této práce a také by potom postrádala smysl, spočívala v odstranění mezery glottis v modelu geometrie mezi hlasivkami, kdy by se úloha řešila v již nastaveném fonačním postavení.

Modifikovaný model geometrie převedený do programového prostředí Ansys Workbench je názorně ilustrován na Obr. 48.

Možnost, která přicházela dále v úvahu, spočívala v použití techniky submodelingu, která je popsána v následující kapitole.



Obr. 48 Kompletně modifikovaná geometrie hrtanu (Ansys Workbench)

5.3.3 Submodeling

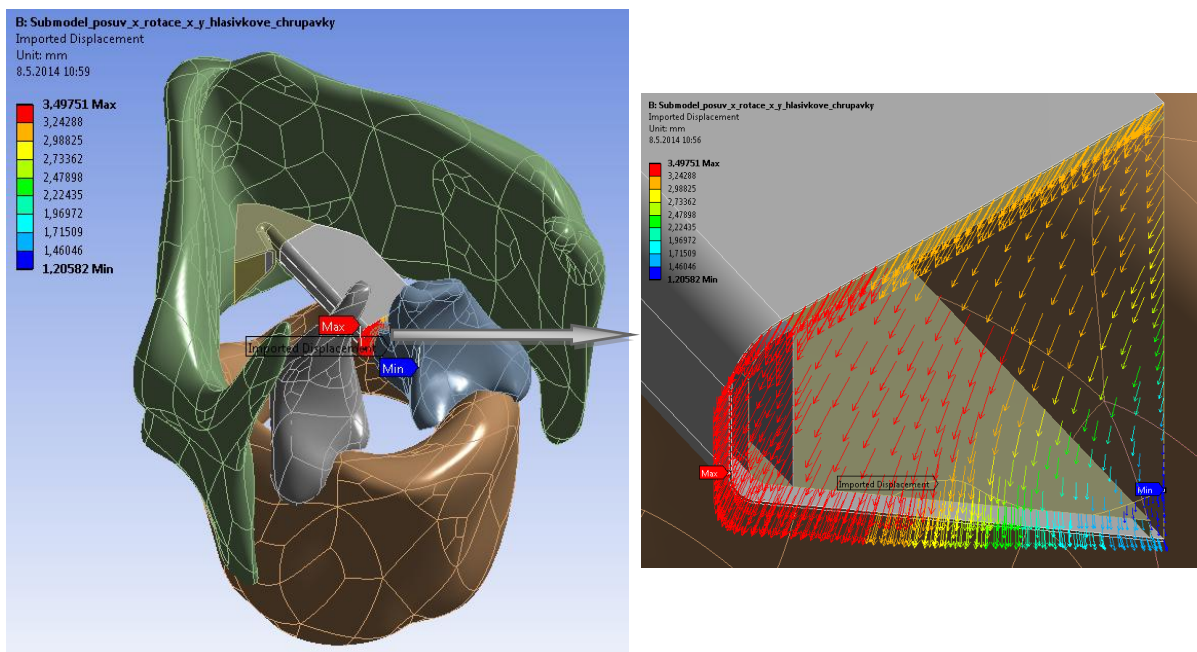
K získání přesnějších a věrohodnějších výsledků v dané oblasti řešeného problému, především v oblastech koncentrace napětí se využívá technika tvorby MKP modelu, tzv. submodeling. Princip techniky submodelingu nebo také metody hraničních posuvů spočívá v tom, že jsou na hranice detailního samostatného modelu (submodelu) korektně interpolovány globální okrajové podmínky, získané výpočtem z globálního jednoduššího modelu. Metoda je založena na St. Venantově principu podle kterého můžeme silovou soustavu π , nahradit staticky ekvivalentní soustavou π_e , přičemž napjatost v tělese bude pro obě soustavy stejná s výjimkou bezprostředního okolí náhrady.

Primárním účelem použití submodelingu u naší úlohy je snížení její obtížnosti způsobené složitostí geometrie (globální model). V tomto globálním modelu nebyly zahrnuty velké deformace v nastavení řešiče do výpočtu. Submodel s již zahrnutými velkými deformacemi je tvořen pouze tkání hlasivek se Schererovým modelem M5. Hranice submodelu přiléhají v obou směrech k chrupavkám. Ovlivnění celkových výsledků nezahrnutím velkých deformací v globálním modelu je minimalizováno přenesením zadaných posuvů přes tělesa chrupavek, která jsou modelována jako tuhá (tzv. Rigid). Chrupavky jsou o několik řádů tužší než poddajná tělesa (tzv. Flexible) tvořená samotnými hlasivkami. Nevýhodou při použití této techniky je nezahrnutí pletiva v submodelu. Ovšem obě hlasivky v podstatě tvoří „struny“ zavěšené mezi chrupavkou štítnou a chrupavkami hlasivkovými, kdy materiál pletiva je výrazně měkčí než materiál hlasivek a proto vzniklé nepřesnosti nemají výrazný vliv na výsledky. S ohledem na nesymetrii geometrie soustavy bude výpočtový submodel zahrnovat pouze hlasivky v pravé části hrtanu.

K programovému prostředí Ansys Workbench byl nainstalován speciální nový nástroj ACT Submodeling Extension R14.5 verze 1 dodávaný firmou ANSYS, který korektním způsobem umožní využití techniky submodelingu.

Postup při využití submodelingu:

- Tvorba a výpočet globálního modelu (geometrie hrtanu) v bloku I.
- Tvorba submodelu tvořeného hlasivkou s M5 Schererovou geometrií tkáně hlasivek v bloku II, který má z počátku stejnou geometrii jako globální model, avšak řešená oblast se osamostatní tak, že se potlačí ostatní komponenty geometrie.
- Definice nové sítě konečných prvků na samostatné detailní oblasti (submodelu).
- Propojení výpočtu (Solution) globálního modelu z bloku I do nastavení (Setup) submodelu v bloku II, pomocí kterého program rozpozná velikost deformací na plochách ohraničující submodel.
- Aktivace příkazu Submodeling po otevření bloku II.
- Interpolace globálních okrajových podmínek pomocí speciálního příkazu „Imported Displacement“ na hraničních plochách submodelu.
- Spuštění výpočtu (Solve).



Obr. 49 Interpolace globálních okrajových podmínek na hraničních plochách submodelu (Ansys Workbench) – globální model vlevo, interpolované vektory posuvů v uzlech sítě na rozhraní submodelu vpravo

5.3.4 Výpočtové modelování v Ansys Classic II

Protože se nepodařilo v prostředí ANSYS Workbench zajistit správnou funkci kontaktu mezi hlasivkami (pronikání sítě, nekonvergence) byla úloha submodelingu převedena do prostředí ANSYS Classic, kde kontaktní úloha relativně dobře konvergovala. K tomu byl využit soubor ds.dat, který Workbench vygeneruje po spuštění výpočtu. Po tomto převodu byl znovu nadefinován kontakt mezi hlasivkami a spuštěn výpočet.

5.4 Konečněprvkový model

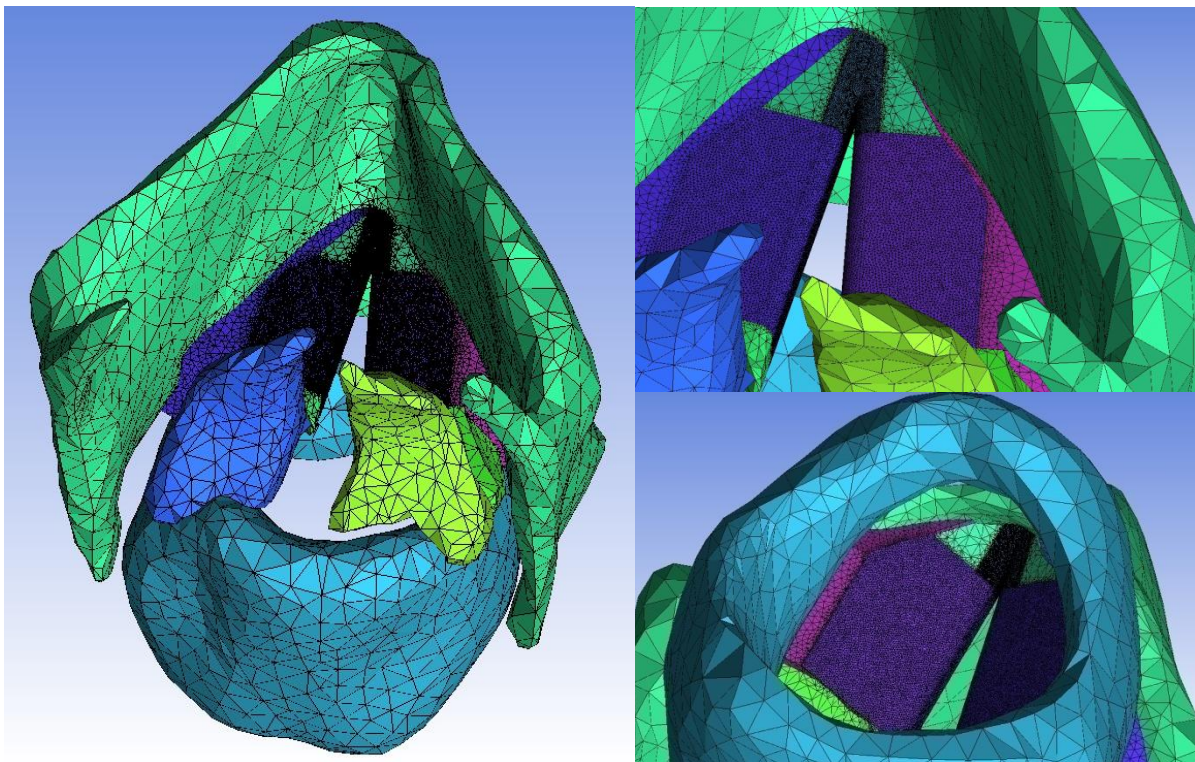
Konečněprvkový model tvoří síť elementů konečné velikosti. Pomocí těchto elementů jsou původně spojité tvary jednotlivých komponent celkové soustavy diskretizovány. Podle obecného pravidla platí, že čím hustější je diskretizace (síť konečných prvků), tím více lze považovat výsledky za věrohodnější. Ovšem negativním aspektem je délka výpočtového času a problémy s konvergencí.

5.4.1 Konečněprvkový model v ICEM CFD

Při tvorbě konečněprvkové sítě bylo původně využito programového prostředí ANSYS ICEM CFD 15.0, které umožňuje ve velmi krátkém časovém úseku generovat požadovanou síť i na složitějších geometriích.

Po načtení geometrie v programovém prostředí ICEM CFD byly vytvářeny různé typy volných sítí se snahou nadefinování kvalitní sítě s nízkým počtem elementů. Velmi kvalitní síť dosahovala hodnoty 938 291 elementů (prvků), což je výpočtově obtížně zvládnutelné.

Například na Obr. 50 je vytvořena síť s počtem 553 832 elementů. Snížení počtu elementů bylo dosaženo nastavením vysokého poměru stran u elementů (příkaz „Aspect Ratio“). Ovšem z důvodů matematické stability řešení nesmějí být prvky příliš nepravidelné (zkosené nebo protáhlé, tj. s vysokým poměrem stran nebo úhlů). Velikost elementů se pohybovala v rozsahu od 0,2 mm u epitelu po velikost 5 mm u velkých chrupavek. Při snižování velikosti docházelo k protažení výpočtového času. Vzhledem ke skutečnostem popsáným v kapitole 5.3.1 bylo přistoupeno k používání programového prostředí ANSYS Workbench, ve kterém byla vyhotovena síť s nižším počtem elementů.

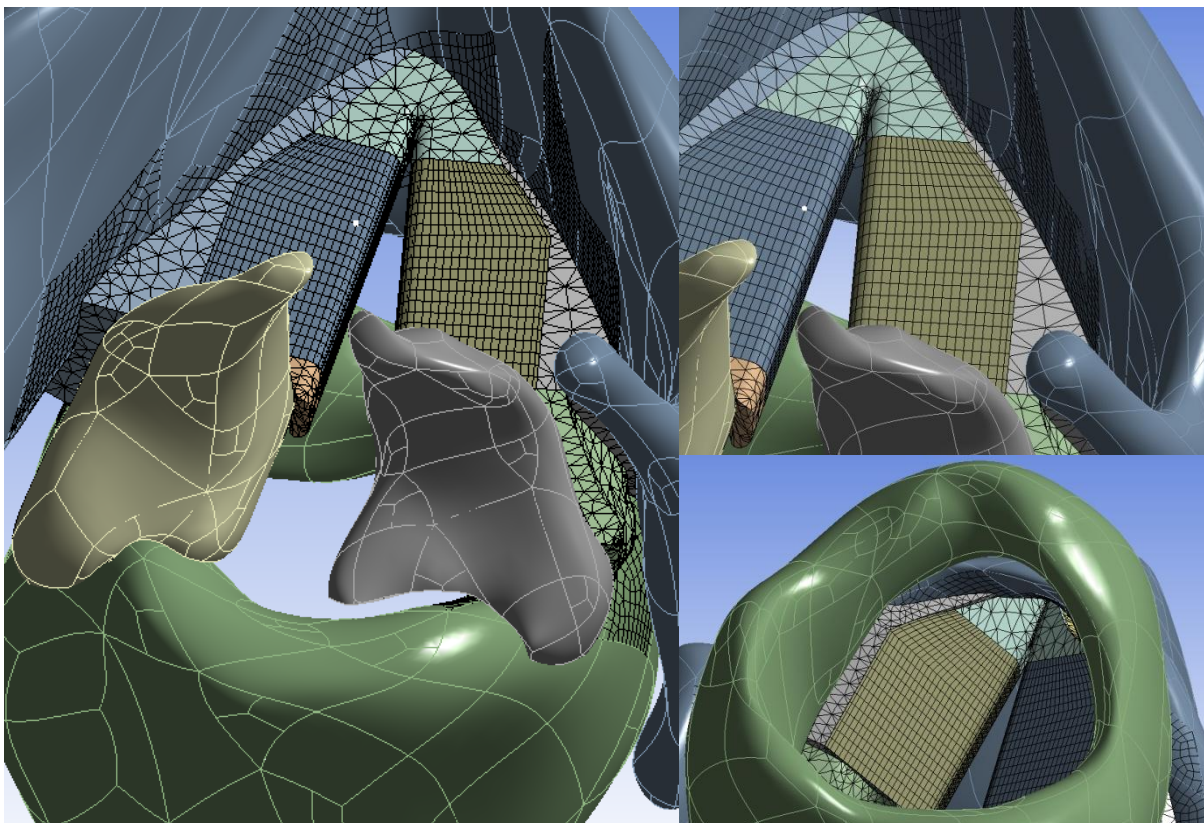


Obr. 50 Síť konečných prvků (Ansys ICEM CFD)

5.4.2 Konečněprvkový model v ANSYS Workbench

Síť procházela postupnými úpravami, podobně jako model geometrie na základě průběžných výpočtů. Nejprve bylo nutné zvážit použití volné (tzv. free) nebo mapované (tzv. mapped) sítě. Použití mapované sítě je u složitější geometrie poměrně náročné. V případě volného síťování dostačuje vhodným způsobem rozvrhnout velikost elementů. Odlišnost je v nižším počtu diskretizačních elementů a z toho plynoucí nižší výpočetní čas u mapované sítě. Jako nejvhodnější řešení bylo použito volné sítě u většiny těles. V tomto případě se generují tetragonální (čtyřstěnné) elementy. Epitel a lamina propria byly meshovány mapovanou sítí, vyplněnou hexagonálními (šestistěnnými) elementy. Pro vygenerování sítě byly použity prostorové prvky ve tvaru šestistěnu a čtyřstěnu typu SOLID186 a SOLID187, a také kontaktní dvojice elementů CONTA174 a TARGE170.

Chrupavka prstencová, štítná a chrupavky hlasivkové byly definovány jako dokonale tuhá tělesa „Rigid“. Z tohoto důvodu bude u těchto modelů konečněprvková síť pouze součástí ploch navazujících na ostatní tělesa, která jsou defaultně poddajné „Flexible“. Případné nepřesnosti, které jsou tímto zjednodušením do výsledků zahrnuty, nemají z hlediska charakteru řešeného problému větší význam, protože materiál chrupavky je řádově tužší oproti materiálu hlasivek a předmětem zájmu je rozložení napětí a přetvoření v oblasti samotných hlasivek.



Obr. 51 Síť konečných prvků (Ansys Workbench)

U základního globálního modelu byla nastavena maximální velikost prvku 0,75 mm. Počet uzlů byl 93 825 a počet použitých elementů 34 491. V rámci základního modelu bylo dosaženo dostatečné přesnosti, zároveň výpočtově se jednalo o relativně časově nenáročný proces. Vytvoření sítě na submodelu bylo téměř totožné jako u základního modelu. Rozměry elementů byly nastaveny opět na maximální velikost 0,75 mm. Potom byl počet uzlů 29 352 a počet použitých elementů 9 179.

5.5 Model kontaktů mezi prvky soustavy

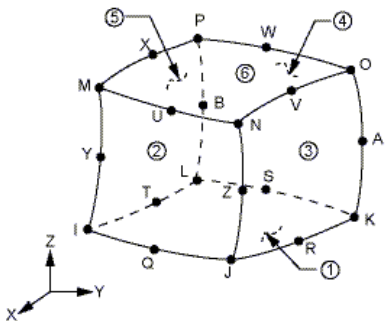
Vzhledem k velkému množství kontaktních ploch byly modely geometrie vybraných komponent v modulu Design modeler softwaru Ansys Workbench pomocí příkazu „Form New Part“, sloučeny v samostatná tělesa. Tím byla částečně eliminována nutnost definování kontaktních dvojic. Tento příkaz sjednotí plochy obou objemových těles a zároveň zajistí spojitost sítě při následné tvorbě konečněprvkové sítě. Kontakt mezi vzniklými tělesy a chrupavkami byl modelován jako lineární typu „Bonded“, simulující tuhé spojení a zamezující relativní pohyb těles. Kontakty stykových ploch mezi jednotlivými dílci byly modelovány kontaktní dvojicí elementů CONTA174 a TARGE170 jako symetrický kontakt plocha na plochu (surface to surface).

Pro výpočet kontaktních tlaků mezi hlasivkami byl v Ansysu Classic využit algoritmus „Augmented Lagrange method“ (rozšířený Lagrange), což je řešení pomocí penalizační funkce rozšířené o Lagrangeův multiplikátor, který aktualizuje tuhost kontaktu během numerické analýzy. Mezi kontakty nebylo zadáno tření.

5.6 Použité typy konečných prvků

Síť konečných prvků je tvořena kvadratickými hexaedrickými a tetraedrickými prvky, které jsou v programovém prostředí Ansys nazývány SOLID186 a SOLID187. Pro vystihnutí tvarově komplikované geometrie s očekávanými velkými gradienty napětí bude výhodné u většiny těles aplikovat volnou síť pomocí čtyřstěnných prostorových prvků SOLID187. V případě laminy propria a povrchové vrstvy epitelu byla provedena diskretizace mapovanou sítí pomocí šestistěnných prostorových prvků SOLID186, čímž došlo ke snížení počtu elementů. V následující tabulce je uveden seznam použitých elementů při tvorbě konečněprvkového modelu.

Tab. 3 Použité elementy při tvorbě konečněprvkové sítě

Označení	Popis	Použití	Schéma
SOLID186 (hexaedr)	20-uzlový prostorový šestistěnný prvek s kvadratickou bází, který má tři stupně volnosti (DOF) v každém uzlu (ve všech směrech); vhodný pro mapovanou (tzv. mapped/sweep) síť, dostupný i v degenerovaných tvarech	Lamina propria, epitel	

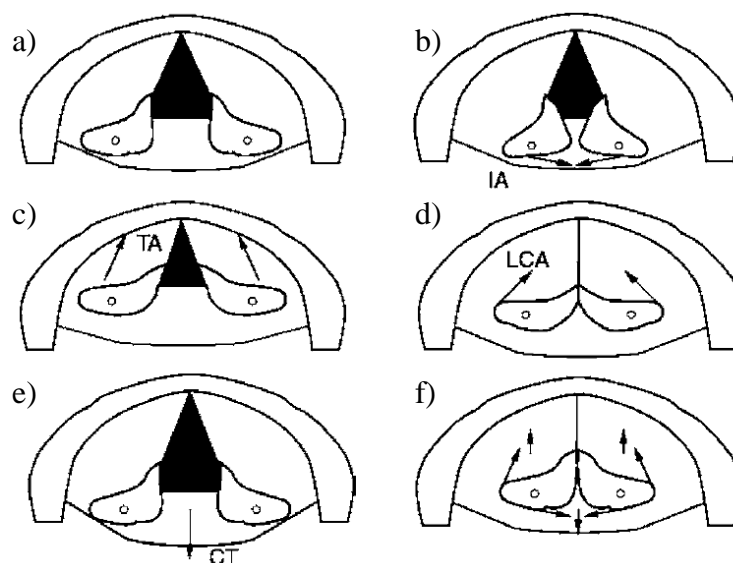
<p>SOLID187 (tetraedr)</p>	<p>10-uzlový prostorový čtyřstěnný prvek s kvadratickou bází, který má tři stupně volnosti (DOF) v každém uzlu (ve všech směrech), vhodný pro volnou (tzv. free) síť</p>	<p>Ligament, sval, pletivo</p>	
<p>CONTA174</p>	<p>4-uzlový kontaktní plošný prvek, který definuje kontakt a posuv mezi nedeformovaným a deformovaným povrchem prostorového tělesa definovaným tímto kontaktem</p>	<p>Kontaktní plochy mezi jednotlivými tělesy</p>	
<p>TARGE170</p>	<p>4-uzlový kontaktní plošný prvek představuje různé prostorové povrchy pro spojení s kontaktními prvky CONTA174</p>	<p>Kontaktní plochy mezi jednotlivými tělesy</p>	
<p>MASS21</p>	<p>Speciální bodový prvek disponuje šesti stupni volnosti (DOF) v uzlových posuvech ve směrech x, y a z, a pootočeními kolem os x, y a z.</p>	<p>Soustředná hmotnost u chrupavky štítné, chrupavky prstencové, chrupavek hlasivkových</p>	

5.7 Varianty řešení

Jednou z častých patologií hlasivek bývá paralýza některých svalů ovládajících pohyb hlasivek v důsledku poškození nervu. Pro analýzu tohoto stavu a pro zjištění vlivu aktivace jednotlivých svalů na pohyb a napjatost hlasivek, byly postupně zadávány posuvy a natočení chrupavek od působení jednotlivých svalů. Varianty budou zaměřeny na deformačně-napěťovou analýzu hlasivek při zahrnutí jednotlivých pohybů. V případě 6. varianty bude řešen i kontaktní tlak mezi hlasivkami.

- 1. varianta – zadán posuv v ose x u hlasivkové chrupavky – odpovídá aktivaci IA svalu.**
- 2. varianta – zadána rotace kolem osy x u hlasivkové chrupavky – odpovídá aktivaci TA svalu.**
- 3. varianta – zadána rotace kolem osy y u hlasivkové chrupavky – odpovídá aktivaci LCA svalu.**
- 4. varianta – kompletní definice pohybu hlasivkové chrupavky – odpovídá aktivaci IA, TA a LCA svalu.** Jedná se o kombinaci variant 1, 2 a 3. Pohyb u hlasivkové chrupavky zahrnuje současně posuv v ose x, pootočení kolem osy x a pootočení kolem osy y.
- 5. varianta – kompletní definice pohybu štítné chrupavky – odpovídá aktivaci CT svalu.** Pohyb u štítné chrupavky zahrnuje posuv v ose x a rotaci kolem osy z.
- 6. varianta – kontakt mezi hlasivkami při kompletní definici pohybu hlasivkových chrupavek – odpovídá aktivaci IA, TA a LCA svalu.** Zadaný pohyb je totožný jako v případě varianty 4. Ovšem součástí geometrie není zúžená část hlasivky („mezikus“) mezi Schererovým modelem M5 a chrupavkou štítnou. Z tohoto důvodu bude vyhodnocen pouze samostatný Schererův model M5. Důvody vypracování varianty v programovém prostředí Ansys Classic byly uvedeny v kapitole 5.3.4.

Na Obr. 52 jsou ilustrovány pohyby hlasivek odpovídající aktivaci svalů.

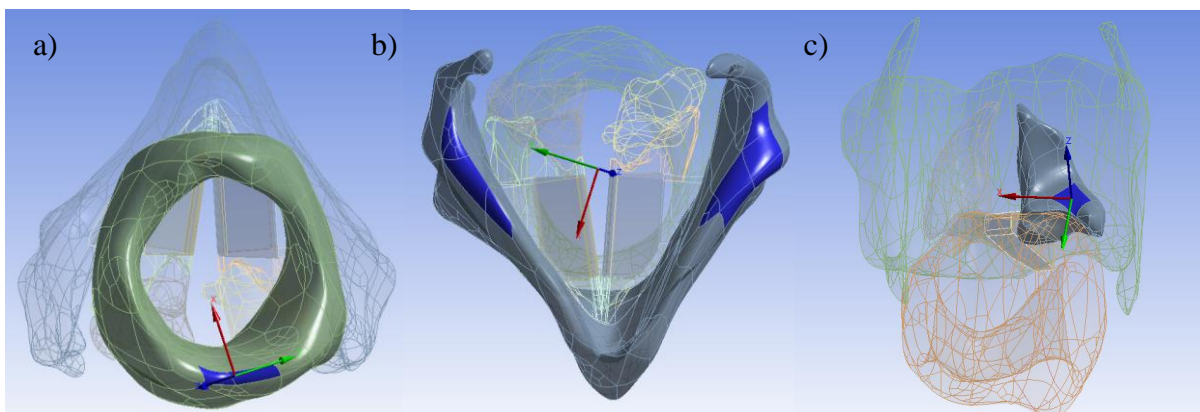


Obr. 52 Pohyb hlasivek odpovídající aktivaci jednotlivých svalů - a) bez aktivace, b) aktivace IA svalu, c) aktivace TA svalu, d) aktivace LCA svalu, e) aktivace CT svalu, f) aktivace všech svalů; převzato a upraveno z (Titze 2007)

5.8 Předepsání okrajových podmínek

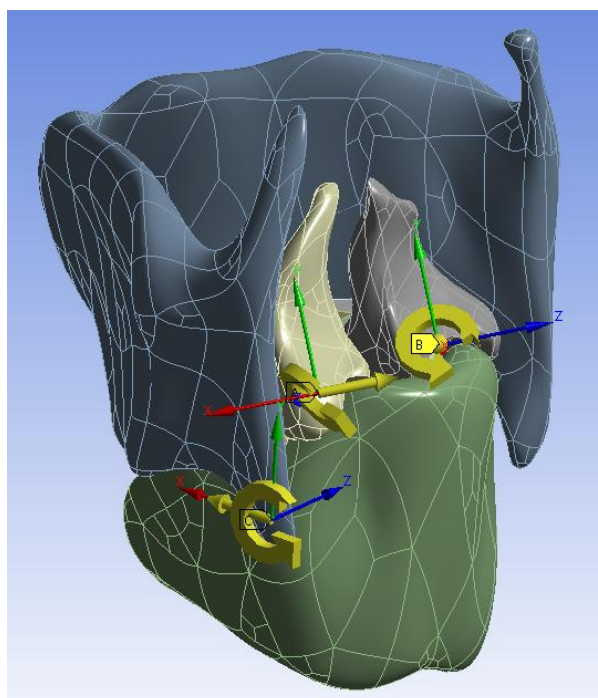
K vyřešení strukturální úlohy pomocí ANSYSU je podstatné jednoznačně určit polohu tělesa v prostoru (zabránění volného pohybu tělesa v prostoru). Okrajové podmínky jsou určeny v závislosti na řešené variantě.

Fixní vazby byly u variant 1, 2, 3, 4 a 6 aplikovány tak, aby zamezily pohyb ve všech třech osách ($U_x = 0$, $U_y = 0$, $U_z = 0$) u vybraných ploch prstencové (viz Obr. 53a) a štítné chrupavky (viz Obr. 53b) se zachováním neměnné polohy kompletních tuhých těles (Rigid). K tomu byl použit příkaz „Joints - Fixed“, který umožňuje fixaci ke globálnímu nepohyblivému souřadnicovému systému. V případě varianty 5 byl stejný příkaz použitý u prstencové chrupavky (viz Obr. 53a) a hlasíkové chrupavky (viz Obr. 53c), protože u kloubového spojení štítné chrupavky je zadán posuv s rotací.



Obr. 53 Místa vetknutí: a) prstencové chrupavky, b) štítné chrupavky, c) hlasivkové chrupavky

Při mechanismu předeptnutí hlasivek je dominantním pohybem natočení štítné chrupavky vzhledem k tělesu chrupavky prstencové. Ovšem součástí pootočení je i posuv štítné chrupavky. Další mnohem složitější pohyb, který nastavuje hlasivky k sobě a od sebe je pohyb hlasivkových chrupavek vzhledem k chrupavce prstencové.



Obr. 54 Přeepsání pohybů (Ansys Workbench)

5.8.1 Pohyb štítné chrupavky vzhledem k prstencové

Propojení tělesa štítné chrupavky s prstencovou bylo realizováno v místech kloubů (dva) vždy kombinací posuvné a rotační vazby.

Natočení lokálního souřadnicového systému

Lokální souřadnicový systém kloubového spojení chrupavky štítné a prstencové je srovnán podle osy prstencové chrupavky.

Definice pohybu

Pohyb je definován (odpovídá variantě 5; viz vazba označena jako C v Obr. 54):

- Posuvem v ose x
- Rotací kolem osy z

Definice pohybu	Hodnota	Číslo varianty
Posuv v ose x	1 mm	5
Rotace kolem osy z	2,5°	5

Hodnoty vycházely z literatury (Titze 2006).

5.8.2 Pohyb hlasivkových chrupavek vzhledem k prstencové

Vazba mezi hlasivkovou chrupavkou a chrupavkou prstencovou byla modelována podle skutečné funkce tohoto spojení (Storck 2011) jako kombinace posuvné vazby ve směru osy g , rotační vazby okolo této osy a rotační vazby okolo osy h (viz Obr. 55 a Obr. 56).

Natočení lokálního souřadnicového systému

Orientace osy g je určena směrovými kosiny.

Dle literatury (Hunter 2004) jsou hodnoty směrových kosinů:

$$l = 0,609, m = 0,619, n = -0,495$$

Jedná se o funkce kosinus směrových úhlů:

$$l = \cos \alpha_x, m = \cos \alpha_y, n = \cos \alpha_z$$

Dopočítané orientované úhly:

$$\alpha_x = \arccos l = 52,48^\circ$$

$$\beta_y = \arccos m = 51,75^\circ$$

$$\gamma_z = \arccos n = 119,67^\circ$$

Platí

$$l^2 + m^2 + n^2 = 1$$

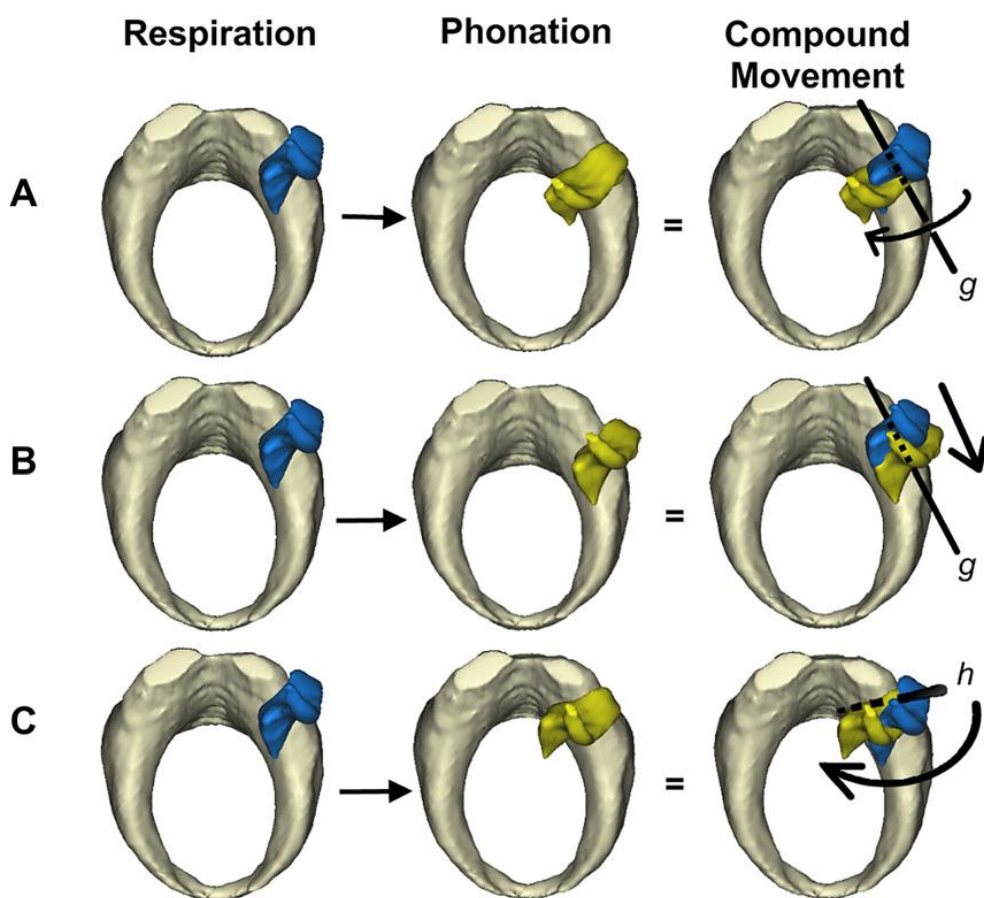
$$\cos^2\alpha + \cos^2\beta + \cos^2\gamma = 1$$

Definice pohybu

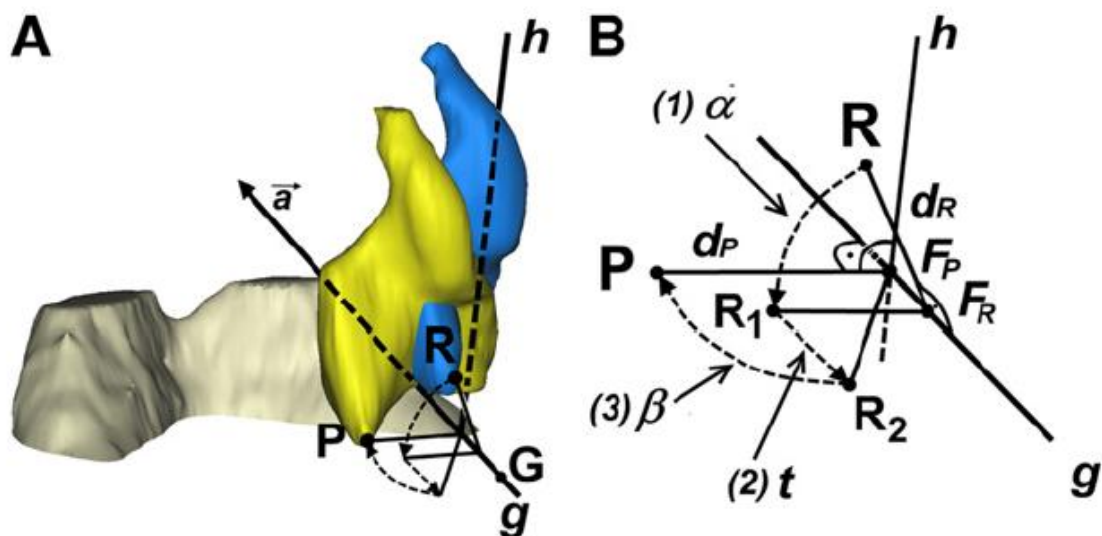
Pohyb je definován (viz vazby označené jako B a C v Obr. 54):

- Posuvem v ose x (odpovídá variantě 1).
- Rotací kolem osy x (odpovídá variantě 2).
- Rotací kolem osy y (odpovídá variantě 3).

Definice pohybu	Levá chrupavka	Pravá chrupavka	Číslo varianty
Posuv v ose x	-2,5 mm	-2,5 mm	1, 4, 6
Rotace kolem osy x	5,4°	-5,4°	2, 4, 6
Rotace kolem osy y	-3,5°	3,5°	3, 4, 6



Obr. 55 Horní pohled na chrupavku prstencovou s levou hlasivkovou chrupavkou v poloze „při dýchání“ (modrá) a v poloze „fonace“ (žlutá)(Storck 2011)



Obr. 56 Pohyb levé hlasivkové chrupavky (Storck 2011)

Hodnoty pro pohyb hlasivkových chrupavek dle (Storck 2011) jsou uvedeny v Tab. 4.

Tab. 4 Hodnoty pro pohyb hlasivkových chrupavek dle (Storck 2011)

	Men		Women	
	Mean	SD	Mean	SD
TABLE 1. Measurement of the Rotating, Sliding, and Tilting Movements of the Arytenoid Cartilages From the "Respiratory" to the "Phonatory" Position				
Rocking angle α (degree)				
Left	38.7	± 6.2	35.2	± 5.6
Right	37.2	± 7.3	32.2	± 5.9
Sliding distance (mm)				
Left	5.8	± 1.8	4.7	± 1.5
Right	5.5	± 1.4	4.7	± 1.5
Rotation angle β (degree)				
Left	51.4	± 8.2	51.7	± 9.5
Right	50.5	± 7.9	52.9	± 9.1
Respiratory—joint axis distance d_R (mm)				
Left	8.3	± 1.3	6.7	± 1.8
Right	8.7	± 1.2	6.8	± 1.5
Phonatory—joint axis distance d_P (mm)				
Left	5.1	± 1.3	4.1	± 1.6
Right	5.3	± 1.2	4.1	± 1.4

6 PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Výstupy řešení ve výpočtovém systému Ansys budou v této kapitole graficky znázorněny ve formě deformačních (posuvy) a napěťových polí, která s dostatečnou přesností reprezentují mechanické chování hlasivek. Výpočet byl realizován pro šest variant zohledňující vliv pohybu chrupavek hlasivkových a chrupavky štítné na hlasivky. Výsledky jednotlivých výpočtů budou systematicky řazeny. Varianty 1 – 5 budou řešeny v programu Ansys Workbench a varianta 6 v Ansys Classic. Hodnoty deformací budou popsány v milimetrech [mm], napětí v Megapascalch [MPa] a přetvoření jako bezrozměrná [-].

Snahou lékařů je i zjistit, ve kterém základním směru nebo rovině je u hlasivek největší napětí které by mohlo porušit tkáň. Na základě deformačně napěťové analýzy lze posoudit mechanismus poškození hlasivek.

U **variant 1 – 5** budou u M5 Schererovy geometrie tkáňe hlasivek vyhodnoceny:

- celkové posuvy
- celkové posuvy po cestě, označené v Ansysu jako Path s pořadovým číslem 1 (dále Path 1) umístěné na čele pravé hlasivky a jdoucí po její délce
- směrové deformační posuvy ve všech třech osách (x, y a z) po cestě 1 (Path 1)
- redukované napětí dle podmínky $HMH - \sigma_{HMH}$
- redukované napětí dle podmínky $HMH - \sigma_{HMH}$ po cestě, označené v Ansysu jako Path s pořadovým číslem 2 (dále Path 2) procházející přes vrstevnatou strukturu tkáňe hlasivek od povrchu směrem dovnitř hlasivky
- redukované napětí dle podmínky $HMH - \sigma_{HMH}$ na třech řezech, označených v Ansysu Surface 1, 2 a 3 procházející příčně přes vrstevnatou strukturu M5 Schererovy geometrie tkáňe hlasivek umístěných v $1/3$, $1/2$ a $3/4$ délky hlasivky

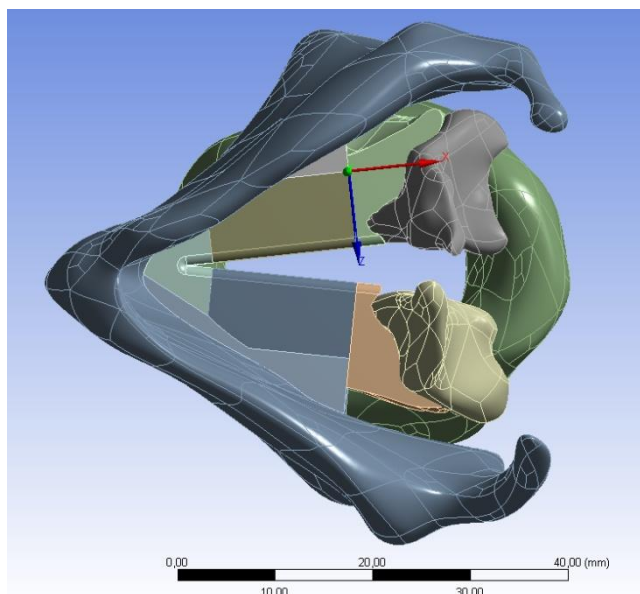
U **varianty 4** budou navíc oproti variantám 1, 2, 3 a 5 u M5 Schererovy geometrie tkáňe hlasivek vyhodnoceny:

- normálová napětí v řezu 2
- smyková napětí v řezu 2

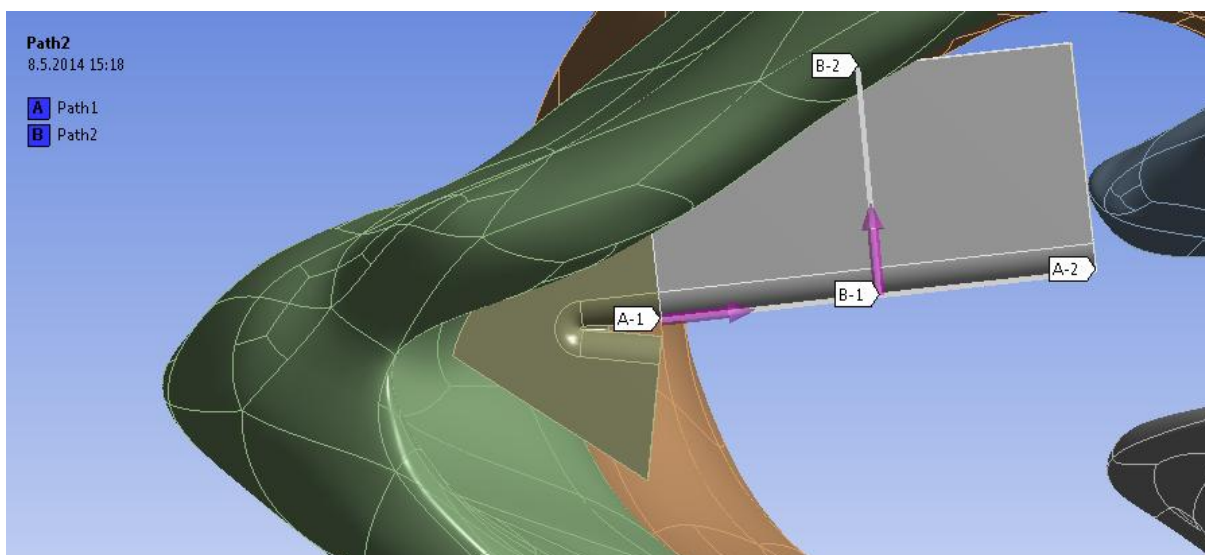
Varianta 6 vyhotovená v Ansys Classic bude navíc oproti variantám 1, 2, 3 a 5 u M5 Schererovy geometrie tkáňe hlasivek obsahovat:

- kontaktní tlak mezi hlasivkami

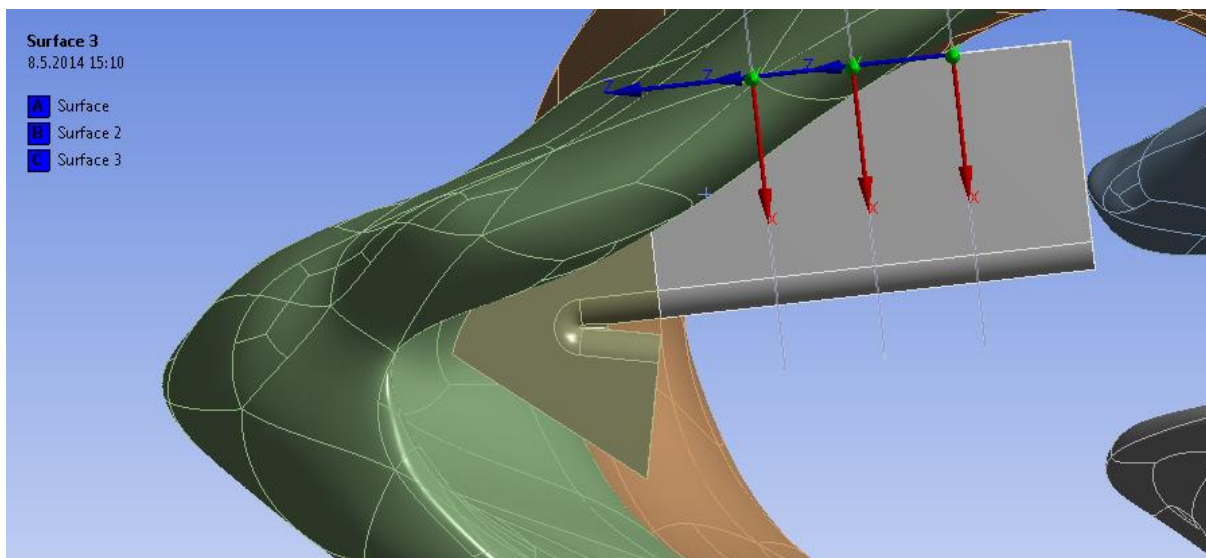
Souřadný systém na Obr. 57 je nadefinován tak, aby byly korektním způsobem vyhodnoceny u pravé hlasivky směrové deformační posuvy v jednotlivých osách. Cesta s označením Path 1 prochází podél povrchové vrstvy hlasivky – epitelu Schererova modelu M5 s účelem vyhodnocení deformačních posuvů. Napětí dle von Misesa bude porovnáváno po cestě s označením Path 2, která prochází přes všechny čtyři struktury hlasivky. Cesty jsou znázorněny na Obr. 58. Redukované napětí bude také vyhodnoceno na příčných řezech s označením Surface 1, 2 a 3 (viz Obr. 59).



Obr. 57 Souřadnicový systém



Obr. 58 Zadané cesty Path 1 a Path 2 pro vyhodnocení napětí a deformace



Obr. 59 Zadané roviny pro vyhodnocení napětí a deformace

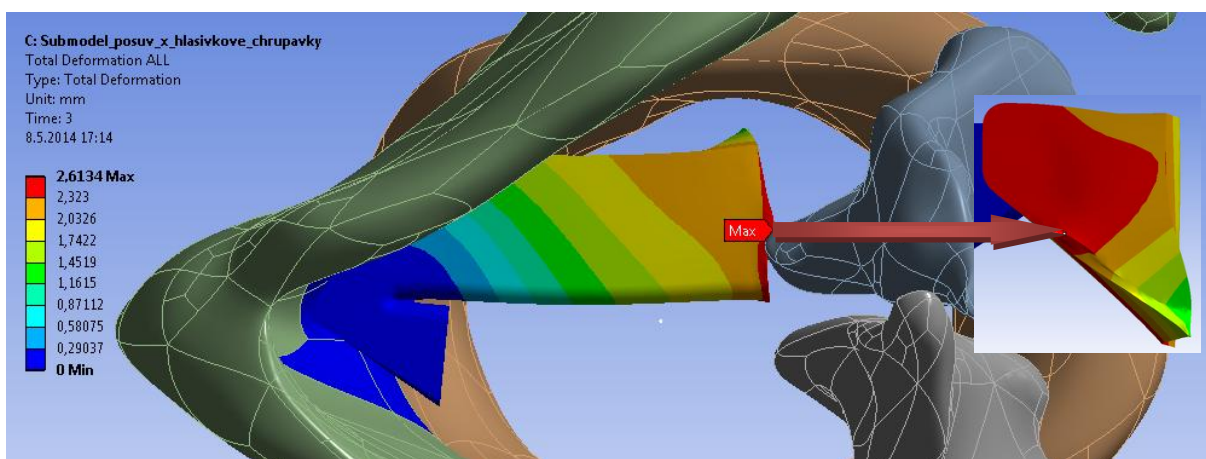
Všechny numerické výsledky jsou prezentovány v následujících kapitolách.

6.1 Analýza výpočtu – Varianta 1

Varianta 1 se zabývá vyhodnocením hlasivky při zadání **posuvu v ose x u hlasivkové chrupavky** – odpovídá aktivaci IA svalů.

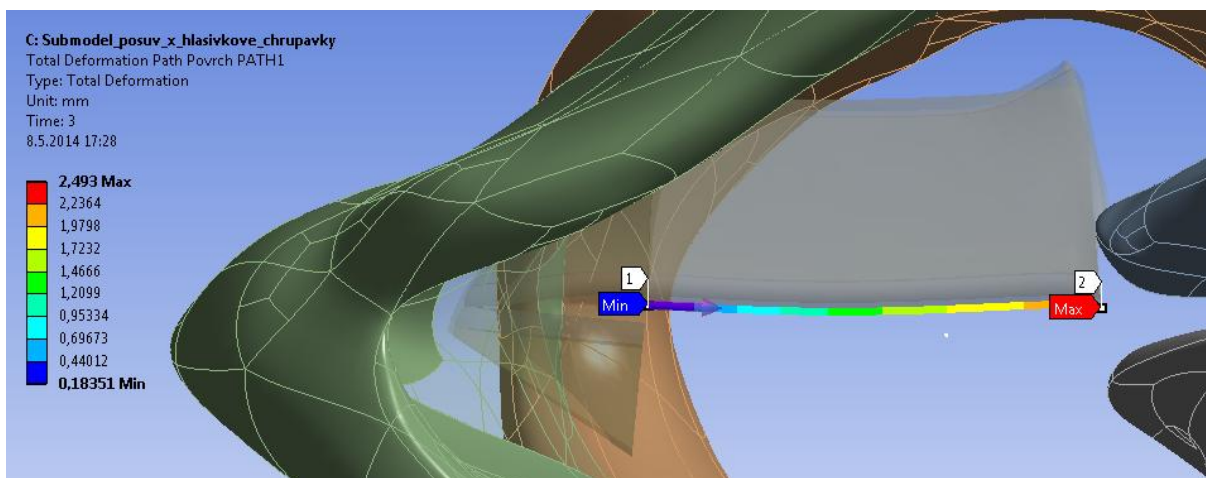
6.1.1 Celkové posuvy

Na Obr. 60 jsou zobrazeny celkové posuvy na celém objemu hlasivky. Lze konstatovat, že největšího posuvu 2,6134 mm je dosaženo ve spodní části vrstvy svalstva na hranici s vrstvou lamina propria a chrupavčité části hlasivek, která není součástí tohoto obrázku.



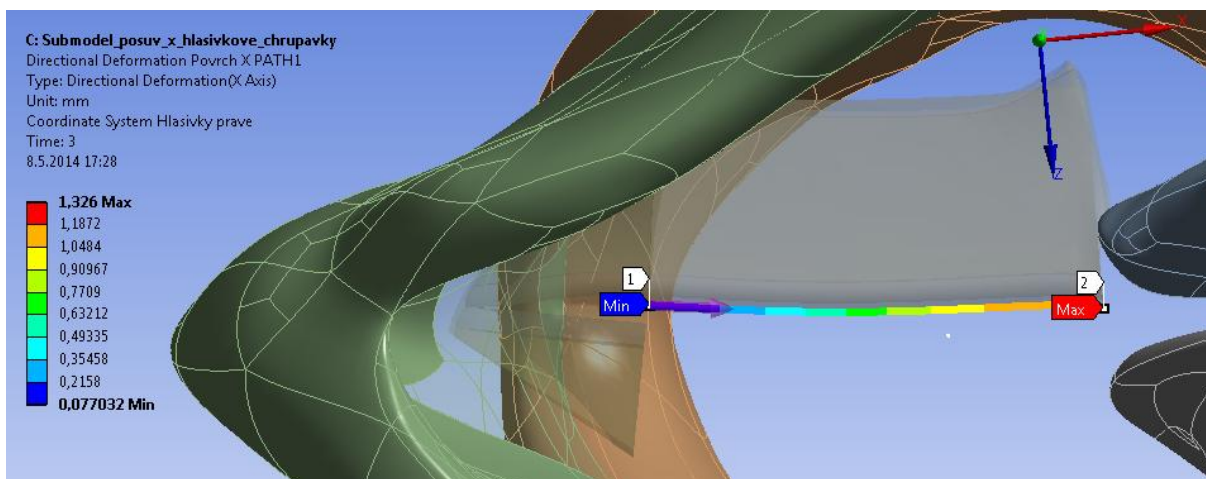
Obr. 60 Varianta 1: Celkové posuvy na hlasivce

Na Obr. 61 jsou vyhodnoceny celkové posuvy po cestě 1 (Path 1) s maximální hodnotou 2,493 mm.

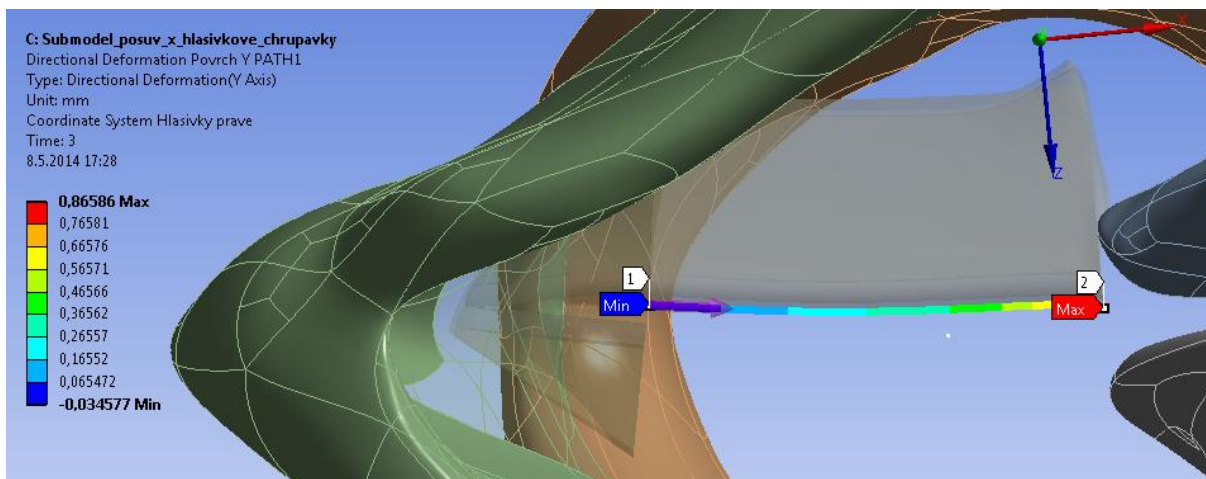


Obr. 61 Varianta 1: Celkové posuvy po cestě 1 (Path 1)

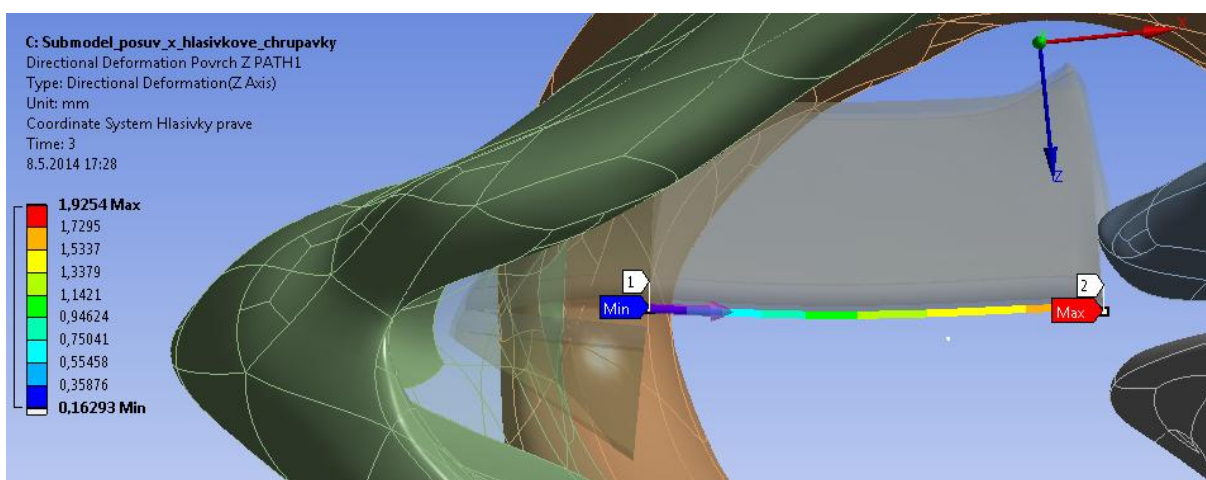
Na následujících třech obrázcích jsou vyhodnoceny směrové deformační posuvy v ose x (Obr. 62), v ose y (Obr. 63) a v ose z (Obr. 64). Je patrné, že největší směrové deformační posuvy hlasivek ve vyhodnocovaném úseku nastávají v ose z (příčný směr) s maximální hodnotou 1,9254 mm.



Obr. 62 Varianta 1: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path 1)



Obr. 63 Varianta 1: Směrové deformační posuvy v osy y po cestě 1 (Path 1)

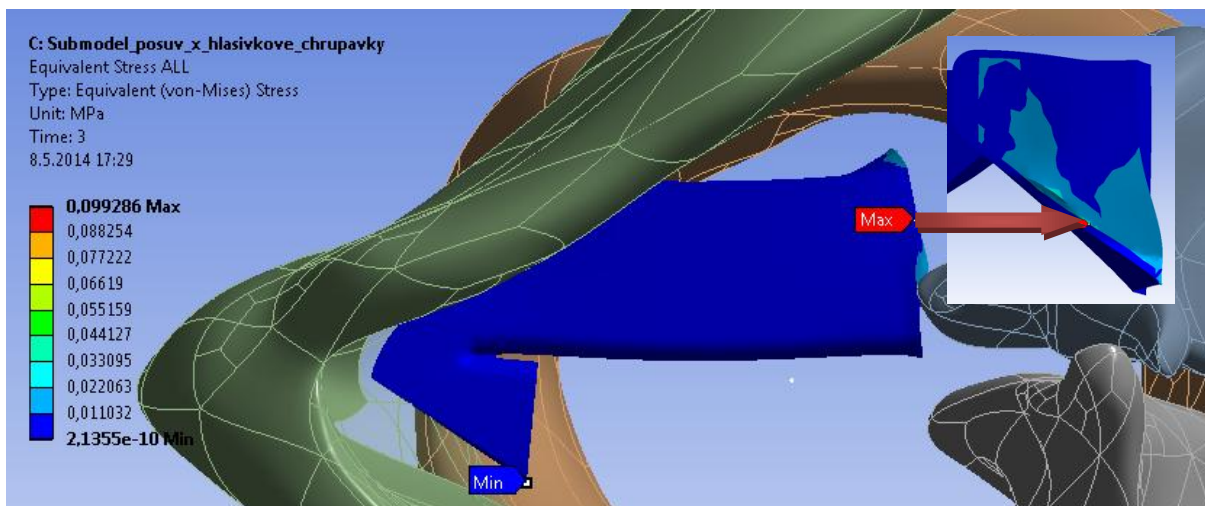


Obr. 64 Varianta 1: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path 1)

Z výsledků je vidět že pohyb hlasivkové chrupavky ve směru osy x způsobí protažení hlasivky a její ohnutí a tím vyboulení ve směru osy z a menšímu prohnutí ve směru osy y, kde se hlasivka prohýbá převážně směrem nahoru.

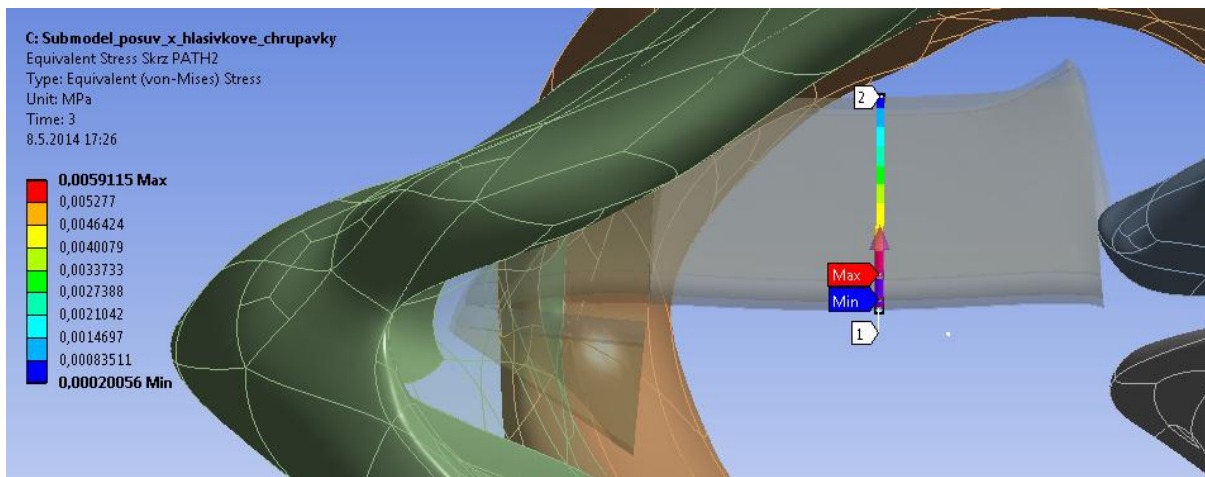
6.1.2 Redukované napětí dle podmínky HMH

Napětí lze popisovat pomocí redukovaného napětí dle podmínky HMH. Na Obr. 65 je maximální napětí 0,099286 MPa u dolní části svalů na hranici s vrstvou lamina propria a nevyobrazené chrupavčité části hlasivek.



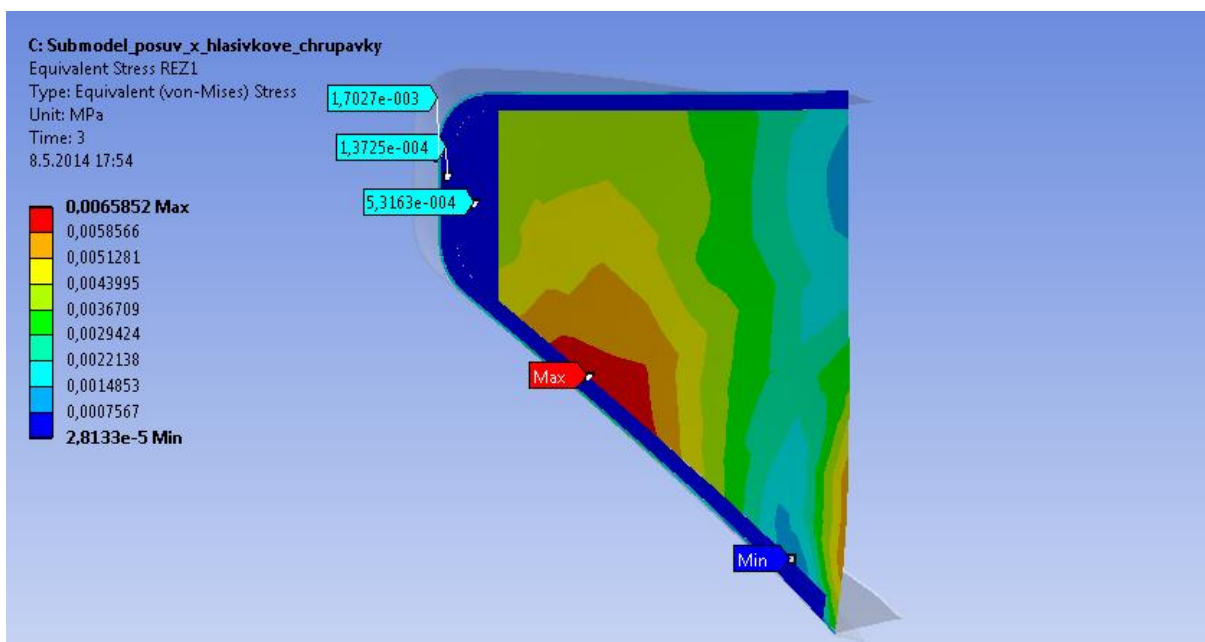
Obr. 65 Varianta 1: Průběh redukovaného napětí na hlasivce

Velikost redukovaného napětí dle podmínky HMH u všech čtyř vrstev hlasivek je znázorněno po cestě 2 (Path 2) na Obr. 66. Maximální velikost 0,0059115 MPa se nachází u svalstva na hranici s vrstvou ligament.

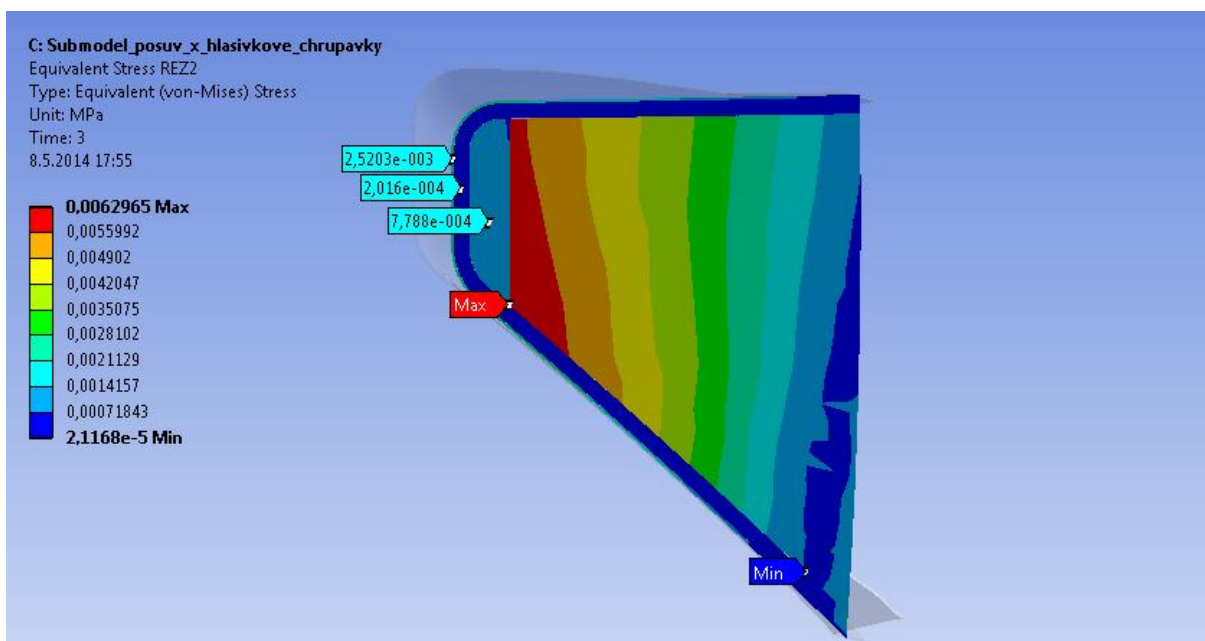


Obr. 66 Varianta 1: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path2)

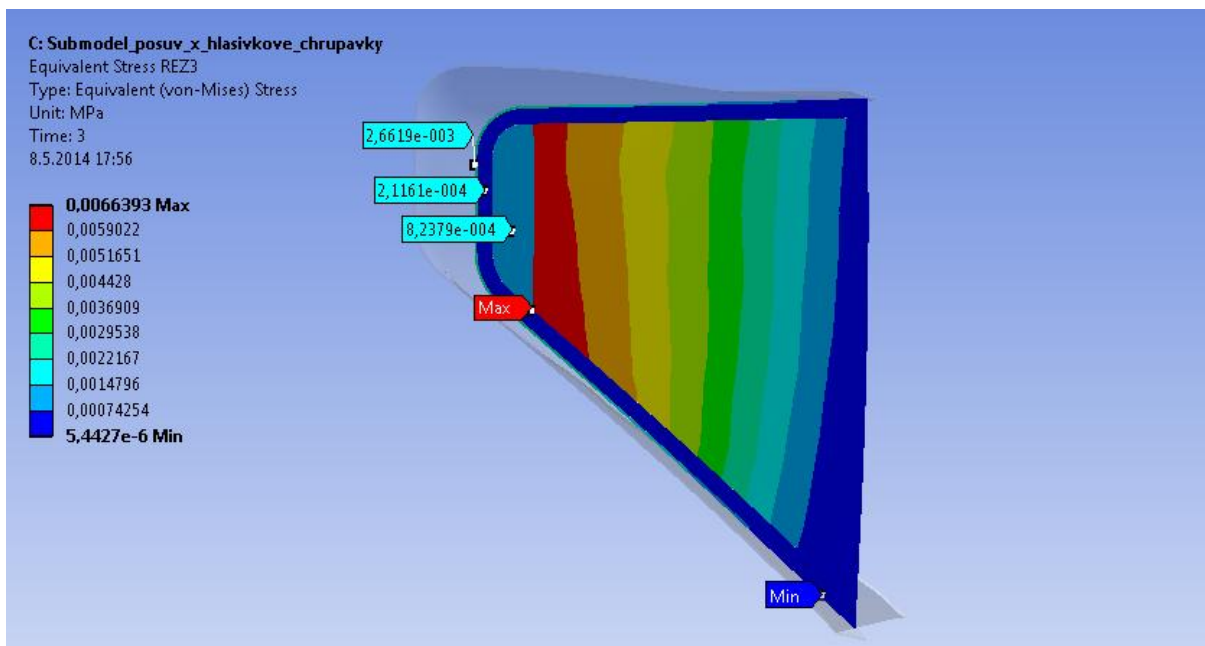
V řezech označených Surface 1 (Obr. 67), Surface 2 (Obr. 68) a Surface 3 (Obr. 69) jsou určena redukovaná napětí dle Misesovy podmínky HMH. Na obrázcích si můžeme všimnout, že maximální hodnoty jsou v řezu 2 a 3 (Surface 2 a 3) u svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament. V případě řezu 1 je maximální redukované napětí u svalu v dolní části na hranici s vrstvou lamina propria. Maximální hodnota 0,0066393 MPa se nachází v řezu 3. V ostatních vrstvách vychází napětí řádově menší. V epitelu okolo hodnoty $3 \cdot 10^{-3}$ MPa, v další vrstvě laminy propria okolo hodnoty $2 \cdot 10^{-4}$ MPa a v ligamentu okolo hodnoty $8 \cdot 10^{-4}$ MPa.



Obr. 67 Varianta 1: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



Obr. 68 Varianta 1: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



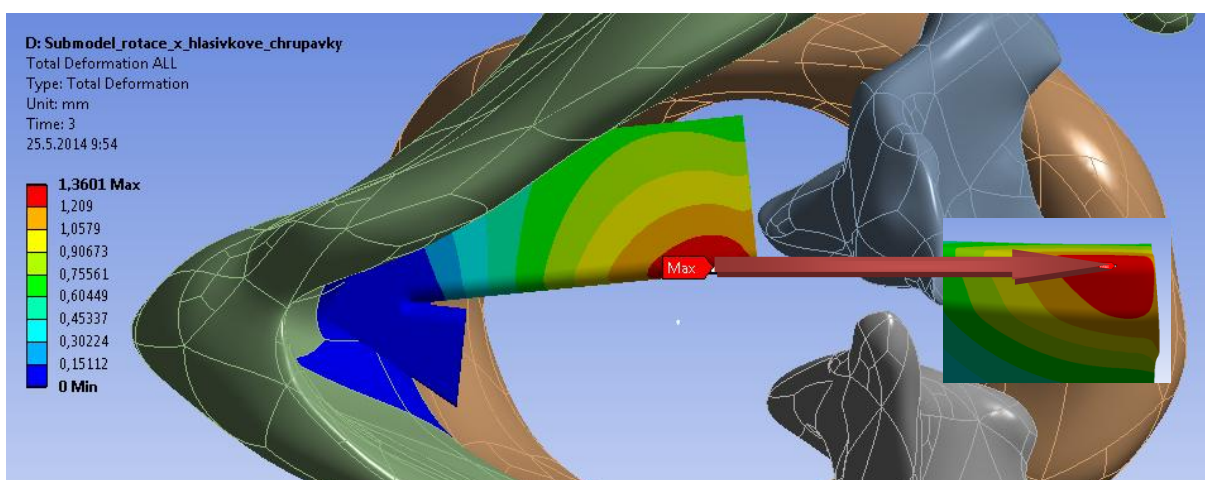
Obr. 69 Varianta 1: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.2 Analýza výpočtu – Varianta 2

Rotace kolem osy x u hlasivkové chrupavky byla zadána u varianty 2. Odpovídá aktivaci IA svalu.

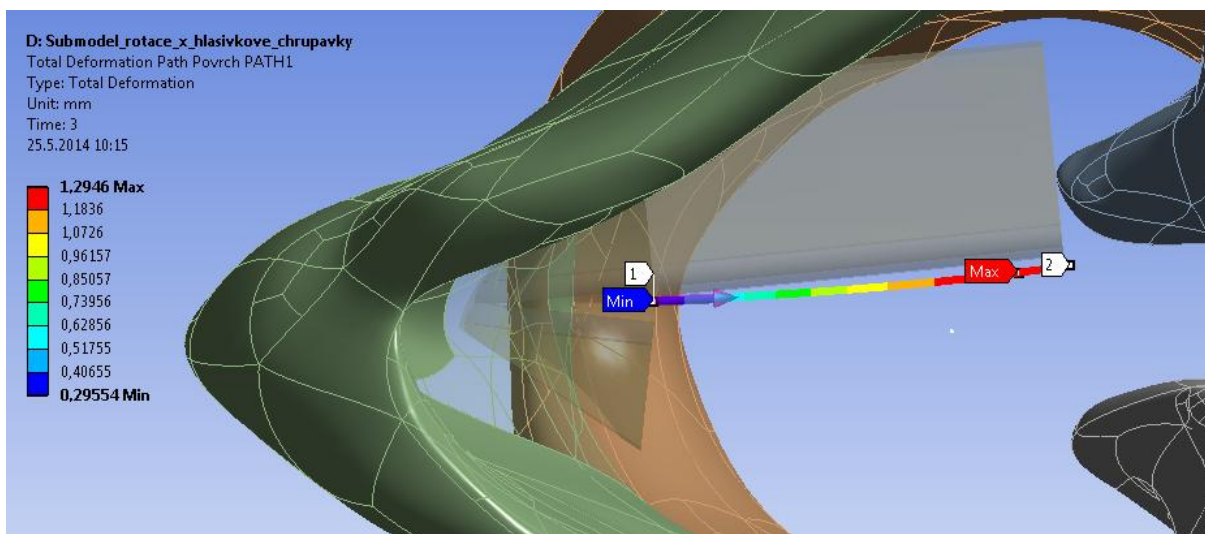
6.2.1 Celkové posuvy

Celkové posuvy v celém objemu hlasivky jsou zobrazeny na Obr. 70. Největší posuv 1,3601 mm se nachází na povrchové vrstvě epitelu v blízkosti nevyobrazené chrupavčité části hlasivek na ploše, kde by docházelo k případnému kontaktu s levou chrupavkou.



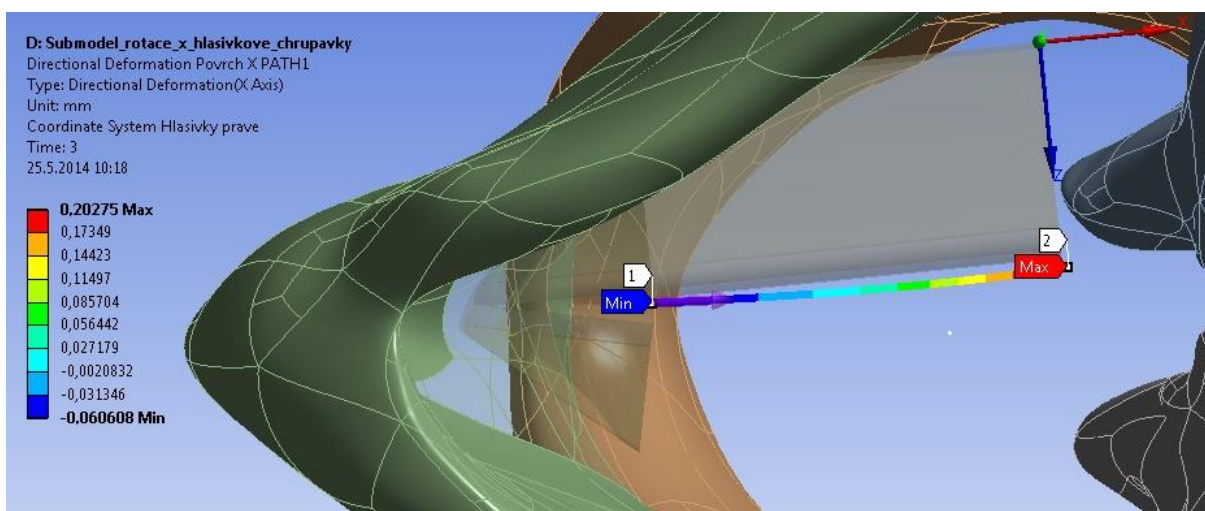
Obr. 70 Varianta 2: Celkové posuvy na hlasivce

Celkové posuvy po cestě 1 (Path 1) s maximální hodnotou 1,2946 mm jsou zobrazeny na Obr. 71.

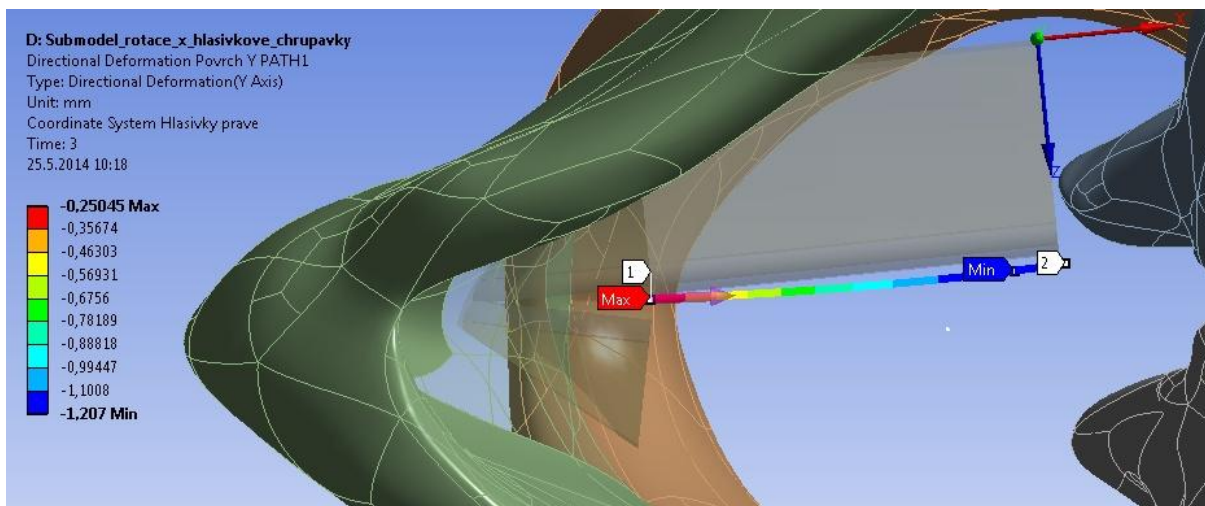


Obr. 71 Varianta 2: Celkové posuvy po cestě 1 (Path 1)

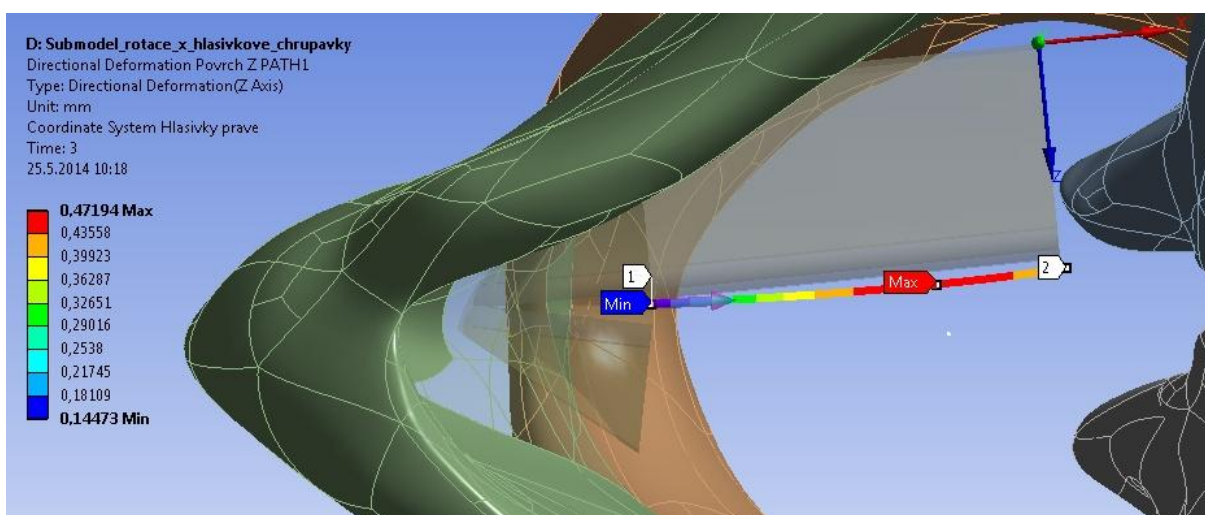
Vyhodnocení směrových deformačních posuvů ve všech osách (x, y a z) po cestě 1 (Path 1) je ilustrováno na následujících třech obrázcích (viz Obr. 72, Obr. 73 a Obr. 74). Největší směrové deformační posuvy hlasivek s maximem 0,47194 mm jsou dle očekávání u vyhodnocovaného úseku v příčném směru osy z.



Obr. 72 Varianta 2: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path1)



Obr. 73 Varianta 2: Směrové deformační posuvy v ose y po cestě 1 (Path 1)

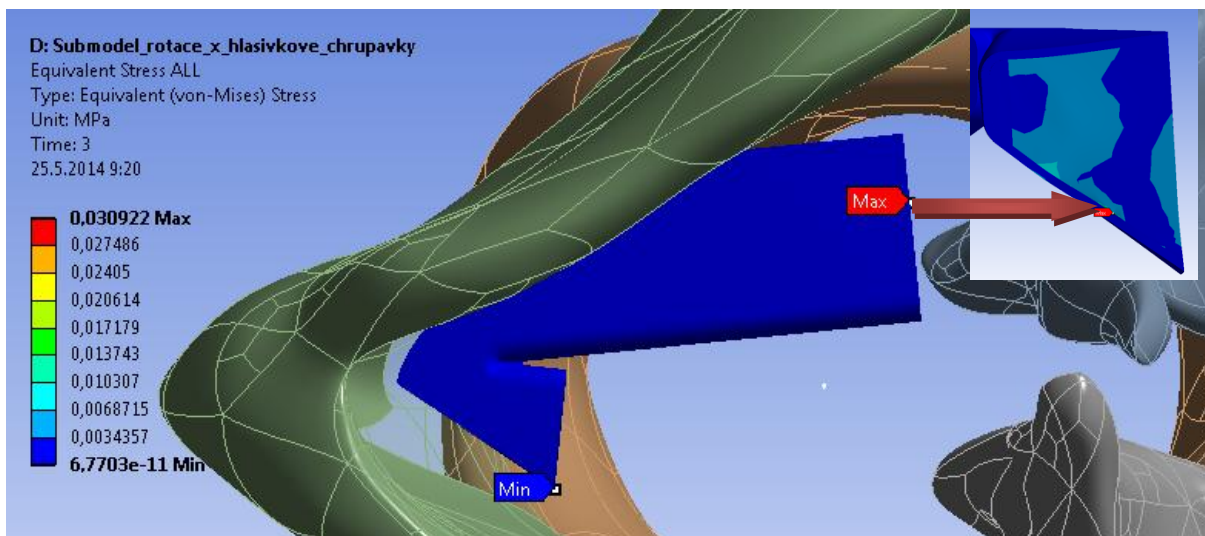


Obr. 74 Varianta 2: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path 1)

Z výsledků je vidět že rotace hlasivkové chrupavky okolo osy x způsobí protažení hlasivky na posteriorním konci a naopak malé stlačení hlasivky na anteriorním konci. Dále pak její ohnutí a tím vyboulení ve směru osy z a menšímu prohnutí ve směru osy y, kdy se celá hlasivka prohýbá směrem dolů.

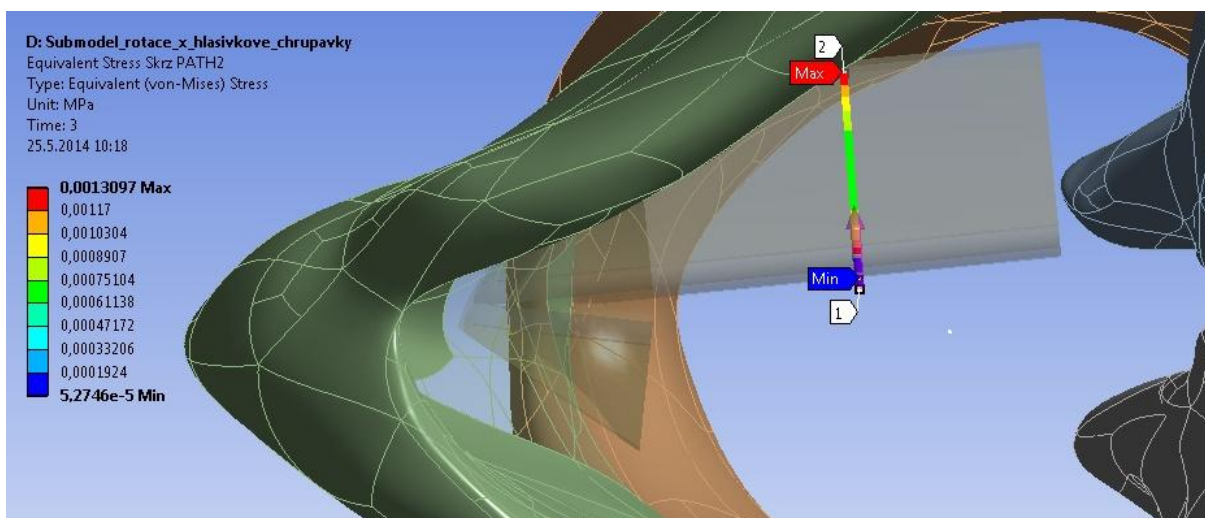
6.2.2 Redukované napětí dle podmínky HMM

Další analyzovanou veličinou je redukované napětí dle podmínky HMM na celé hlasivce (viz Obr. 75). Maximální hodnota 0,030922 MPa je u dolní části svalů na hranici s vrstvou lamina propria a chrupavčitou částí, která není přímou součástí techniky submodelu, proto není znázorněna.



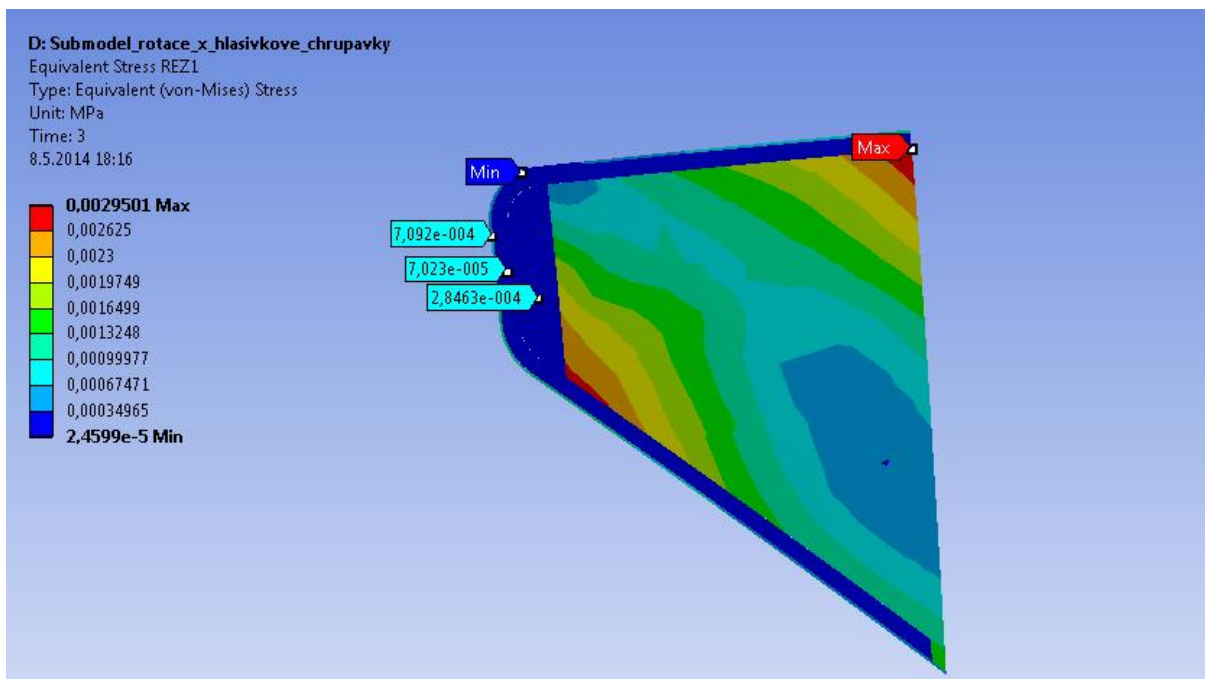
Obr. 75 Varianta 2: Průběh redukovaného napětí na hlasivce

Obr. 76 znázorňuje rozložení redukovaného napětí dle podmínky HMH u všech čtyř vrstev hlasivek po cestě 2 (Path 2). Maximální velikost 0,0059115 MPa se nachází u svalstva na hranici s pletivem.

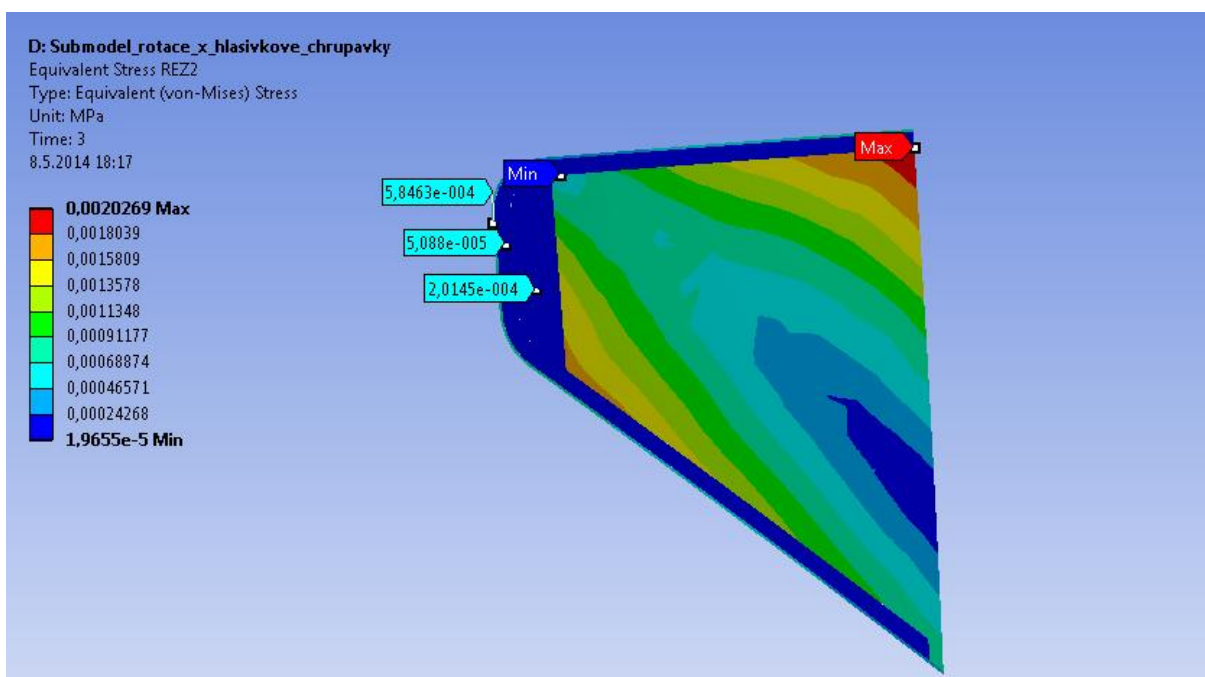


Obr. 76 Varianta 2: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path 2)

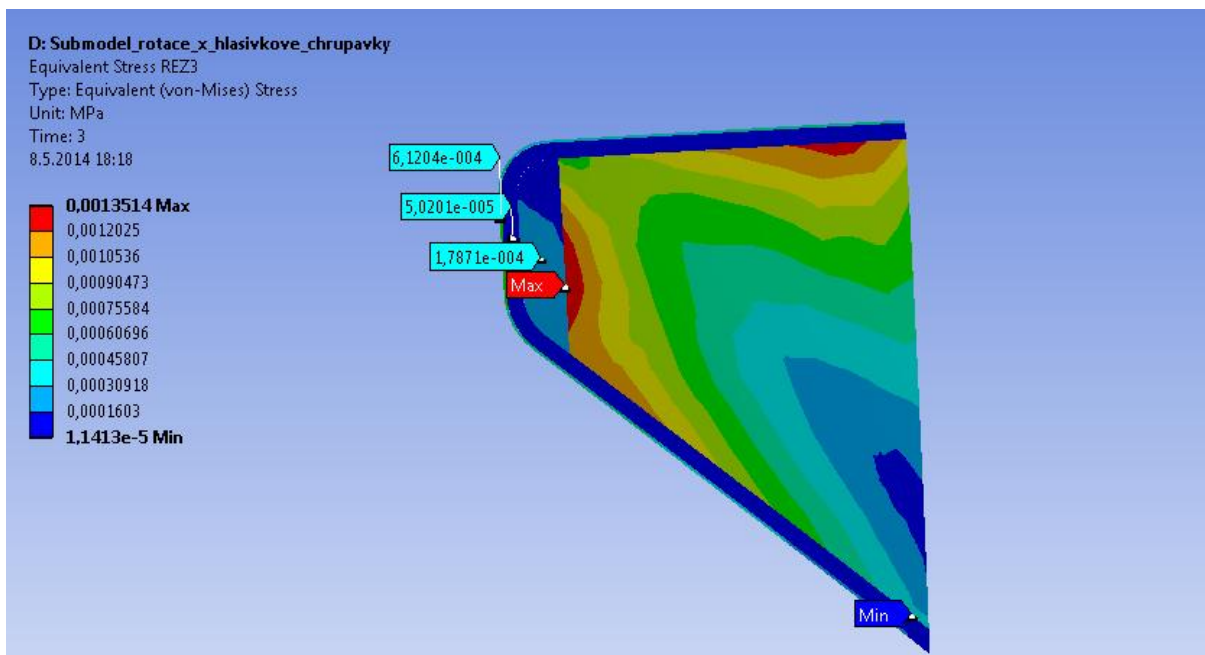
Rozložení redukovaného napětí dle podmínky HMH je znázorněno také v řezech označených Surface 1 (Obr. 77), Surface 2 (Obr. 78) a Surface 3 (Obr. 79). Z obrázků je zřejmé, že největší napětí jsou v případě řezů 1 a 2 shodně v místě horní části svalu na hranici s laminou propria a pletiva. U řezu 3 je maximální hodnota napětí ve střední části svalu na hranici s ligamentem. Na řezu 1 je v porovnání s ostatními řezy největší napětí, které dosahuje hodnoty 0,0029501 MPa.



Obr. 77 Varianta 2: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



Obr. 78 Varianta 2: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



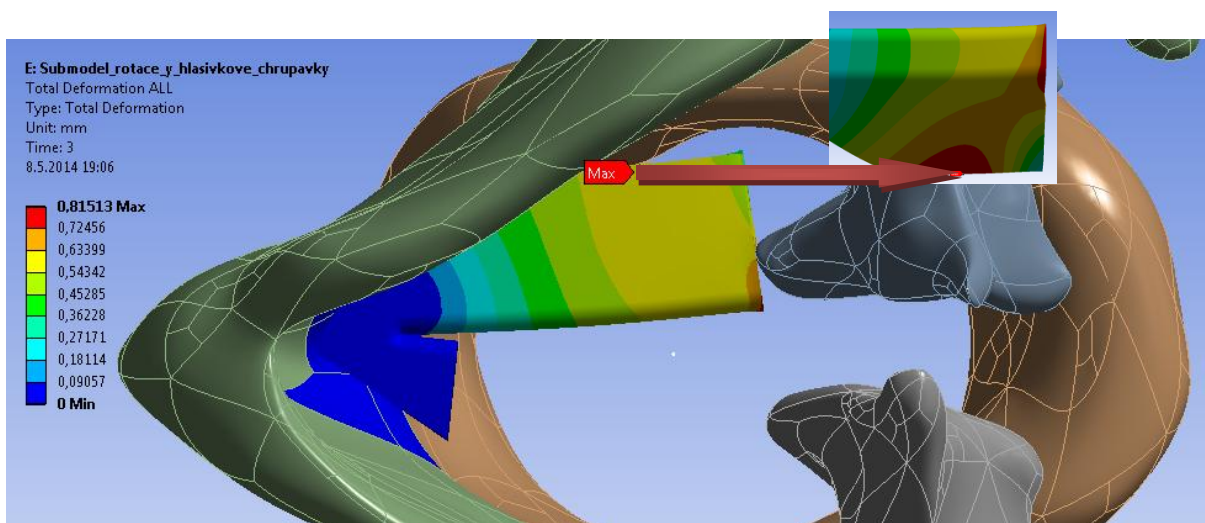
Obr. 79 Varianta 2: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.3 Analýza výpočtu – Varianta 3

Vliv zadané rotace kolem osy y u hlasivkové chrupavky na hlasivku bude vyhodnocen v následujících podkapitolách. Pohyb u této varianty odpovídá **aktivaci LCA svalu**.

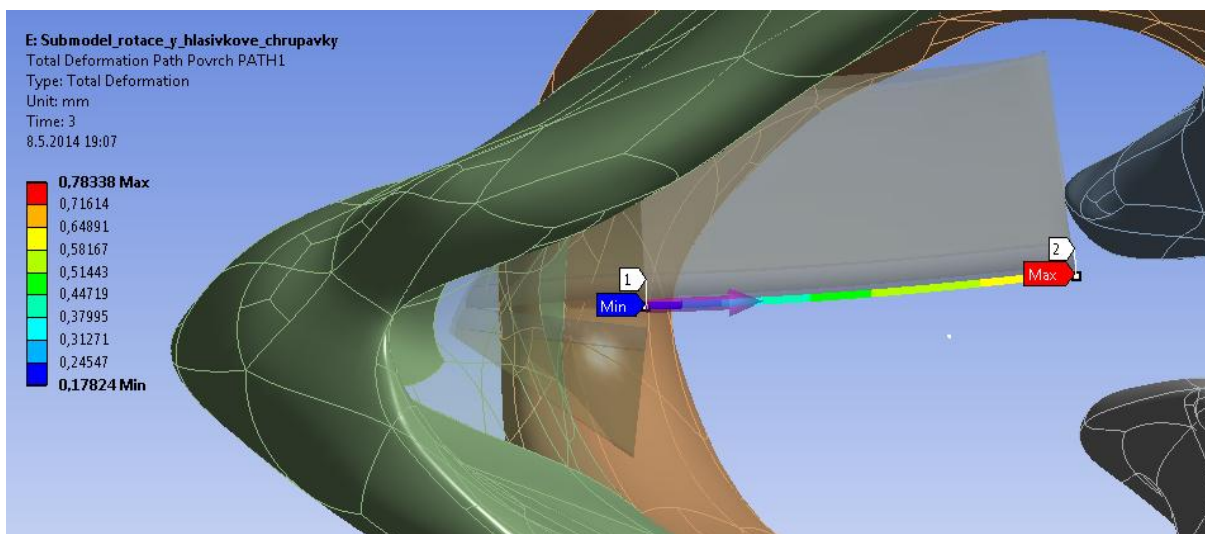
6.3.1 Celkové posuvy

Obr. 80 znázorňuje celkové posuvy v celém objemu hlasivky. Jako místo s největším posuvem o velikosti 0,81513 mm vyšlo místo v dolní části vrstvy epitelu na hranici s nezobrazeným pletivem.



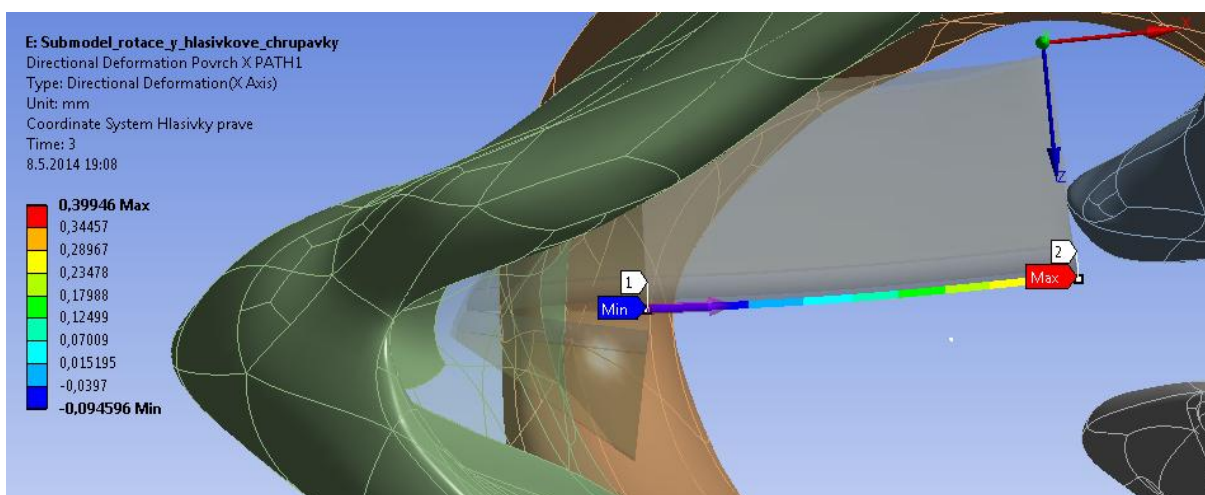
Obr. 80 Varianta 3: Celkové posuvy na hlasivce

Na Obr. 81 jsou ilustrovány celkové posuvy s maximální hodnotou 0,78338 mm po cestě 1 (Path 1) pro variantu 3.

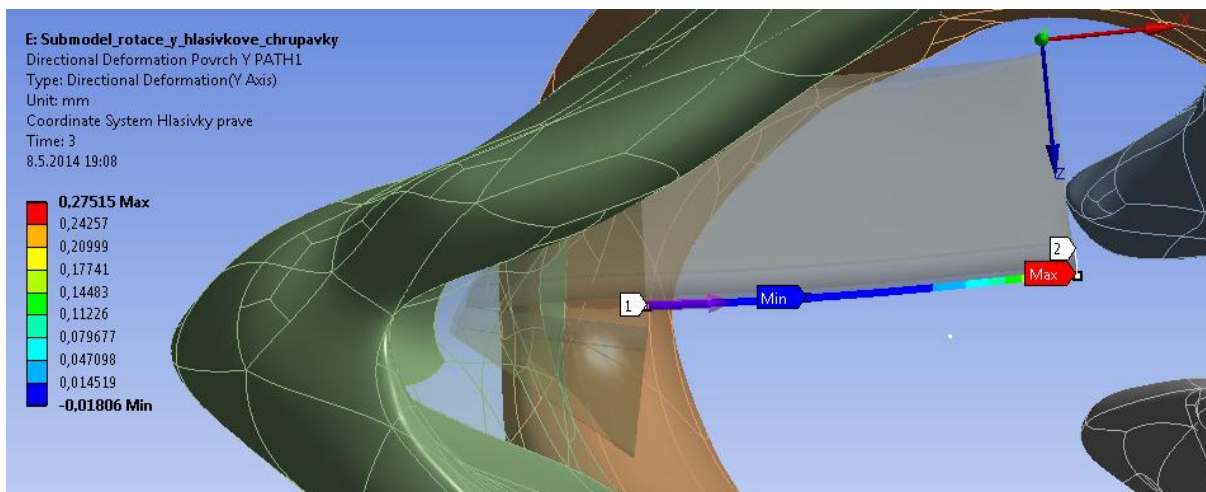


Obr. 81 Varianta 3: Celkové posuvy po cestě 1 (Path 1)

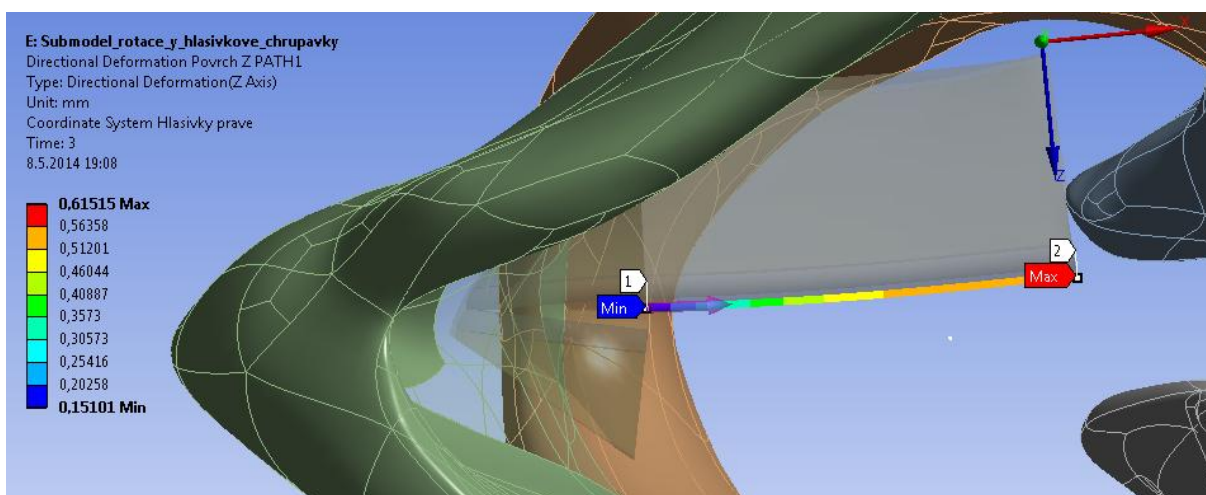
Na Obr. 82, Obr. 83 a Obr. 84 jsou vyhodnoceny směrové deformační posuvy ve všech osách (x, y a z). Největší směrové deformační posuvy hlasivek ve vyhodnocovaném úseku nastávají v ose z, a mají maximální hodnotu 0,61515 mm, což lze podle charakteru pohybu předpokládat.



Obr. 82 Varianta 3: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path 1)



Obr. 83 Varianta 3: Směrové deformační posuvy v ose y po cestě 1 (Path 1)

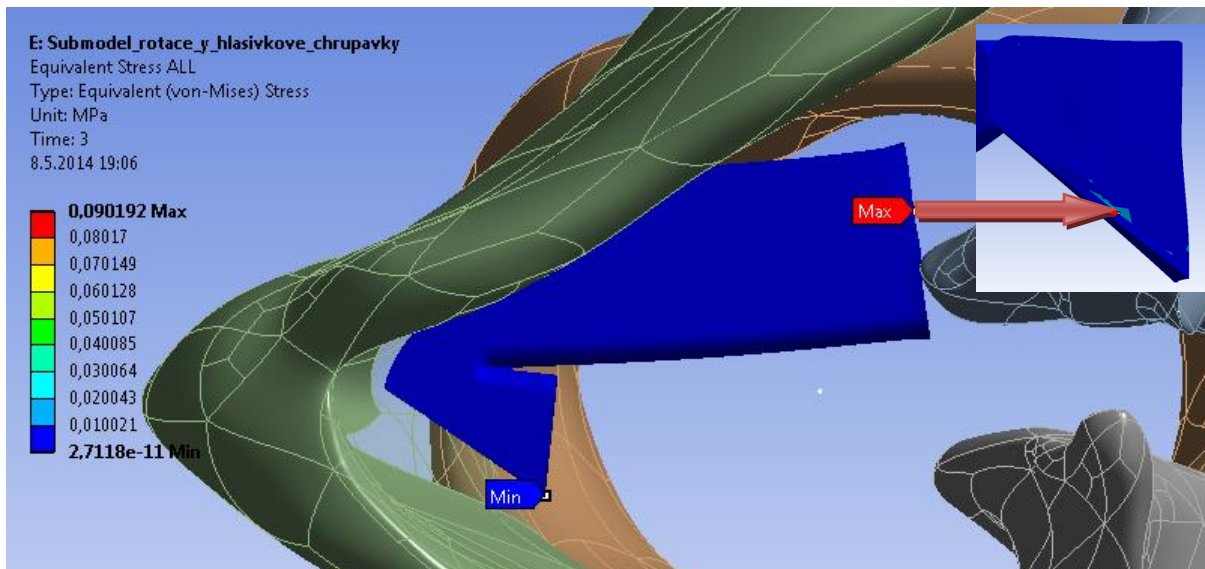


Obr. 84 Varianta 3: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path1)

Z výsledků výpočtu vyplývá, že rotace hlasivkové chrupavky okolo osy y způsobí protažení hlasivky na posteriorním konci a naopak malé stlačení hlasivky na anteriorním konci. Dále způsobí ohnutí a tím vyboulení ve směru osy z a menšímu prohnutí ve směru osy y, kdy se celá hlasivka prohýbá na anteriorním konci směrem dolů na posteriorním konci potom směrem nahoru.

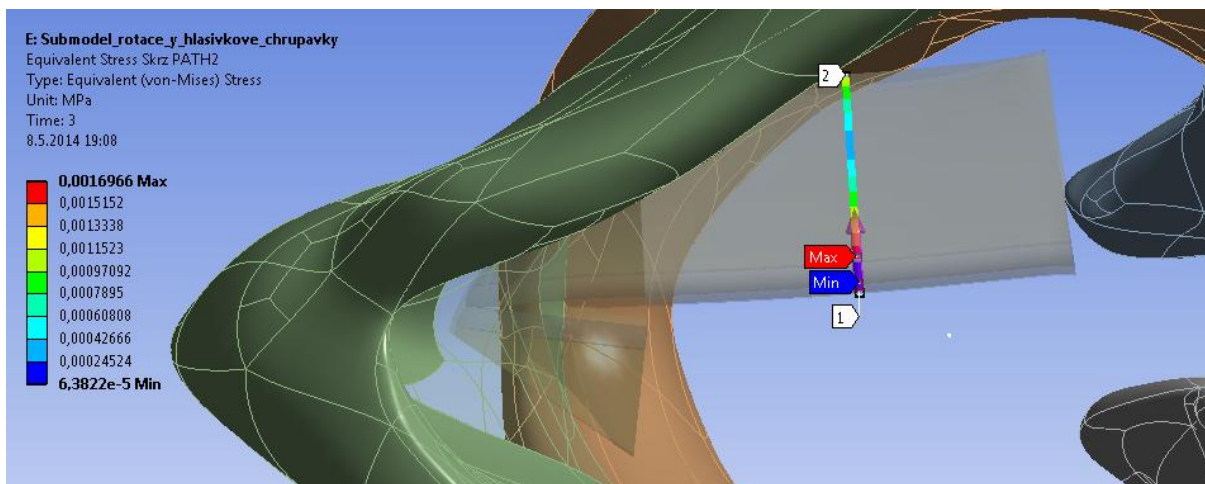
6.3.2 Redukované napětí dle podmínky HMM

Redukované napětí na celé hlasivce dosahuje maxima 0,090192 MPa u dolní části svalstva na hranici s vrstvou lamina propria a také nezobrazené chrupavčité části hlasivek.



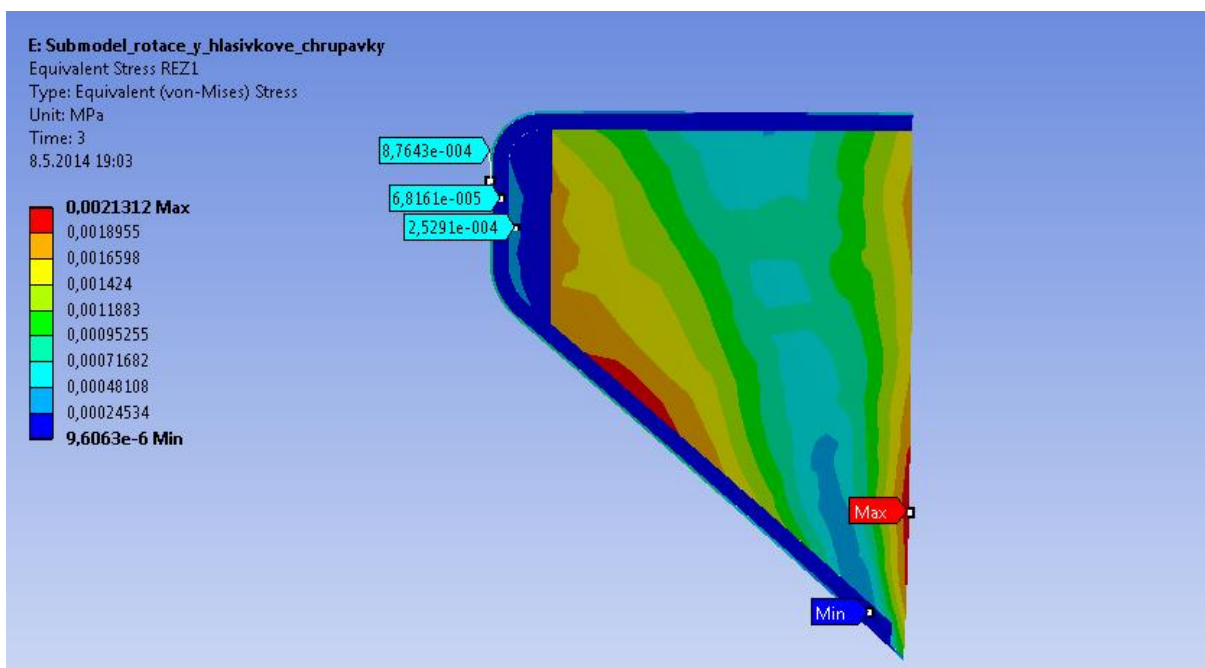
Obr. 85 Varianta 3: Průběh redukovaného napětí na hlasivce

Na Obr. 86 níže je rozložení redukovaného napětí dle podmínky HMM u všech čtyř vrstev hlasivek po cestě 2 (Path 2). Maximální velikost 0,0016966 MPa se nachází u svalstva na hranici s ligamentem.

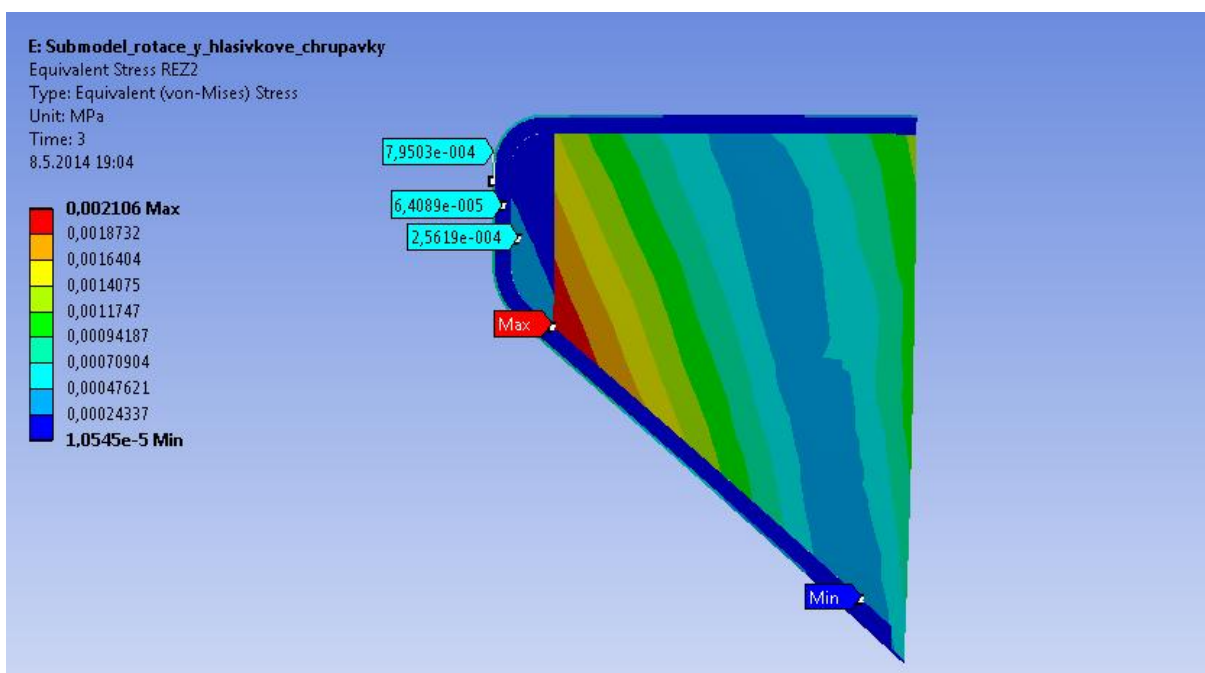


Obr. 86 Varianta 3: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path 2)

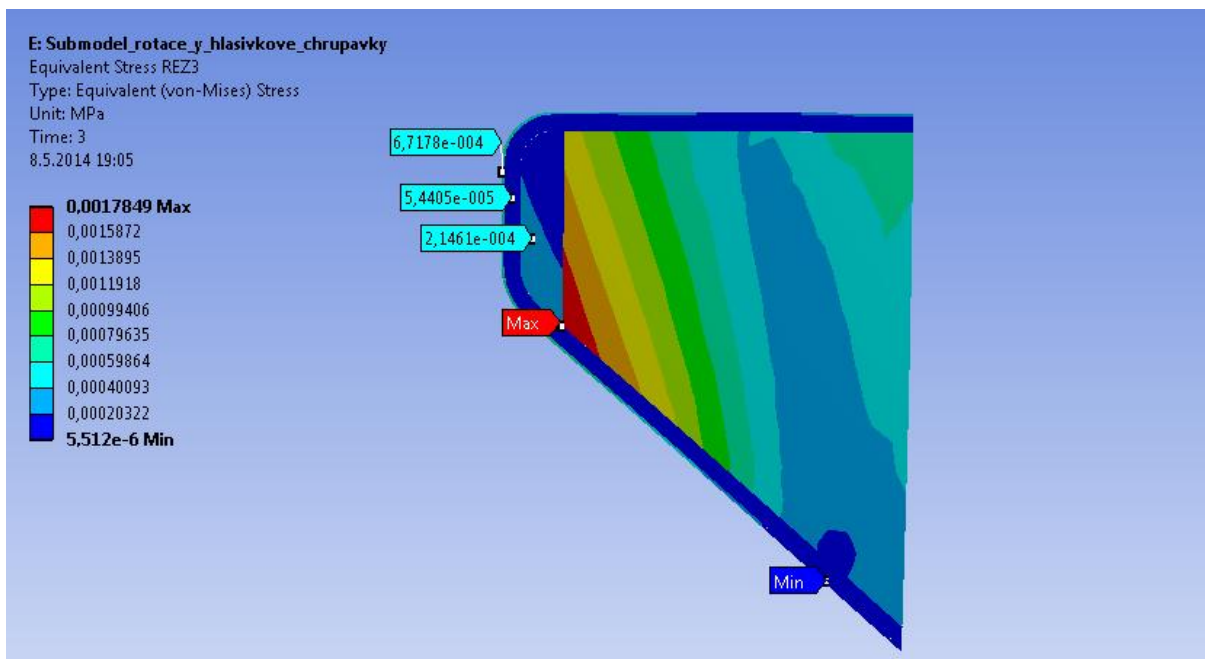
Obr. 87, Obr. 88 a Obr. 89 znázorňují rozložení redukovaného napětí v řezech označených Surface 1, Surface 2 a Surface 3. Na prvním obrázku je červeným popisem označeno místo u svalů na hranici s pletivem, kde je maximální hodnota napětí 0,0021312 MPa. Na dalších dvou obrázcích je zobrazeno maximum shodně u svalů na hranici s ligamentem a laminou propria, ale ve srovnání s řezem 1 dosahují nižších hodnot.



Obr. 87 Varianta 3: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



Obr. 88 Varianta 3: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



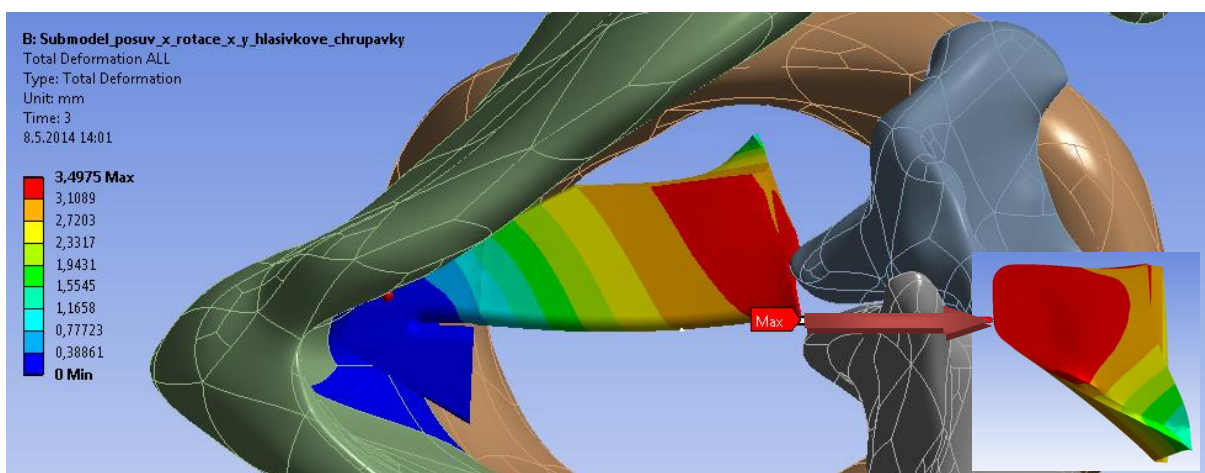
Obr. 89 Varianta 3: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.4 Analýza výpočtu – Varianta 4

Vliv okrajové podmínky při zadání **kompletního pohybu hlasivkové chrupavky**, která je složena ze tří pohybů – posuvu v ose x, pootočení kolem osy x a pootočení kolem osy y, bude vyhodnocen v následujících kapitolách. Zadání odpovídá **aktivaci IA, TA a LCA svalu**.

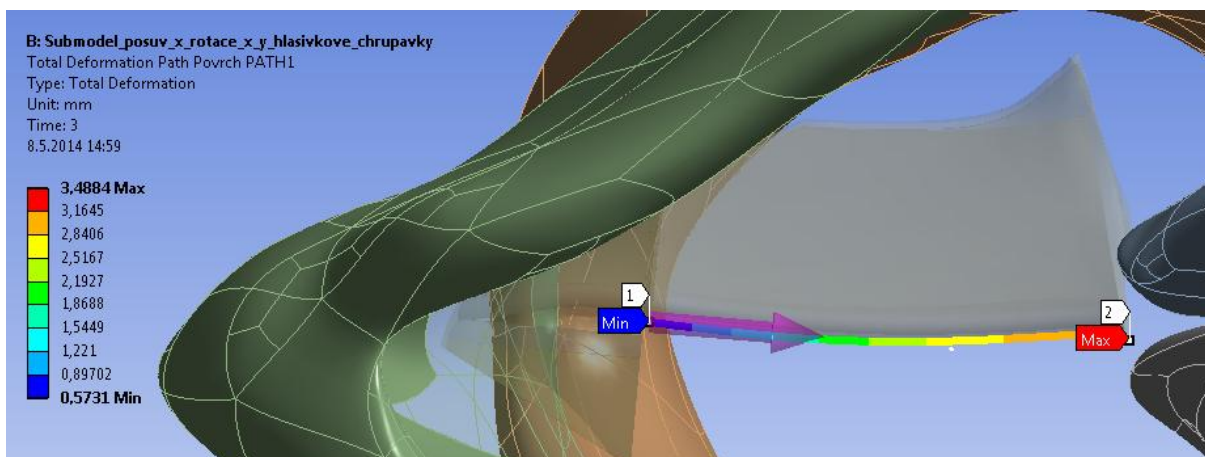
6.4.1 Celkové posuvy

Celkové posuvy v celém objemu hlasivky zobrazené na Obr. 90 mají maximální hodnotu posuvu 3,4975 mm u vnější povrchové vrstvy epitelu na případné hranici s chrupavčitou částí hlasivek.



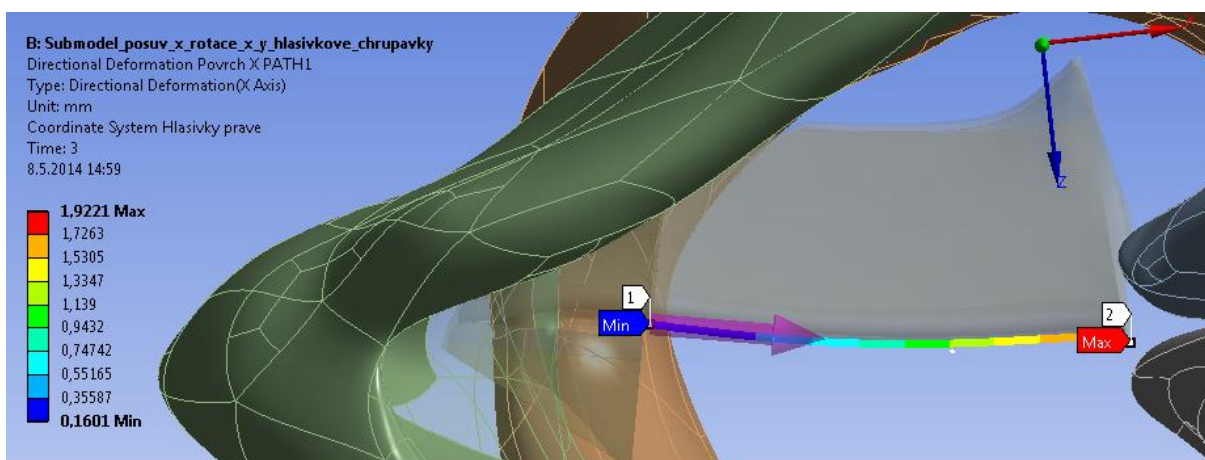
Obr. 90 Varianta 4: Celkové posuvy na hlasivce

Při vyhodnocení celkových posuvů (Obr. 91) na povrchové vrstvě epitelu po cestě 1 (Path 1) dosahuje maximální hodnota 3,4884 mm.

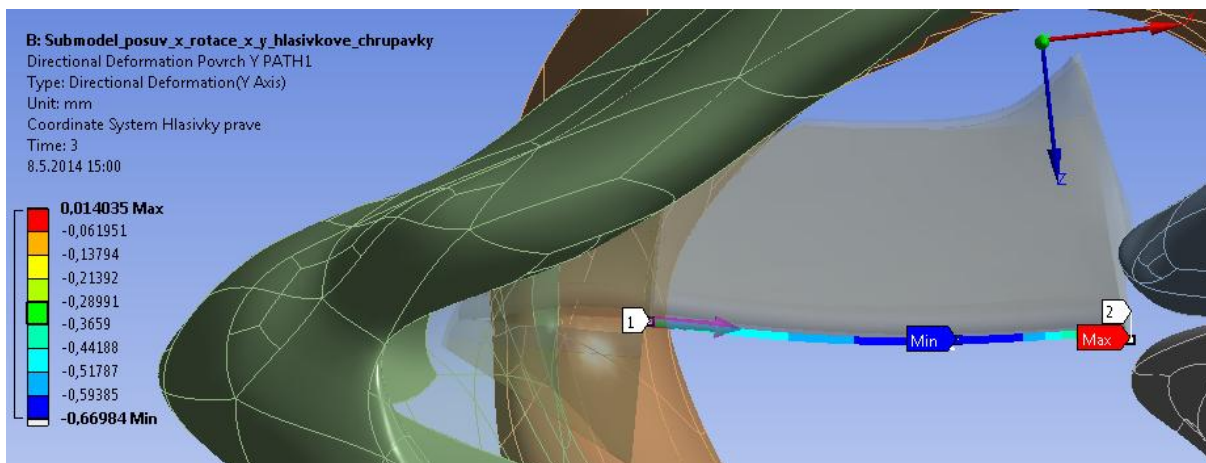


Obr. 91 Varianta 4: Celkové posuvy po cestě 1 (Path1)

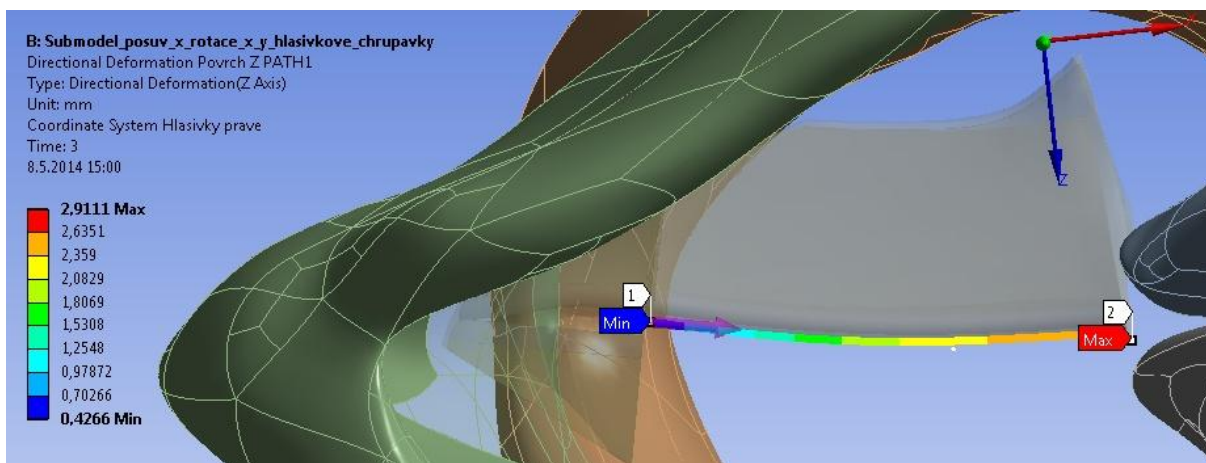
Na Obr. 92 jsou vyhodnoceny směrové deformační posuvy v ose x. Dále na Obr. 93 a Obr. 94 jsou ilustrovány výsledky pro směrové deformační posuvy v ose y a ose z. Největší směrové deformační posuvy hlasívek jsou stejně jako u předchozích tří variant, na vyhodnocovaném úseku (Path 1) v ose z, s maximální hodnotou 2,9111 mm.



Obr. 92 Varianta 4: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path 1)



Obr. 93 Varianta 4: Směrové deformační posuvy v ose y po cestě 1 (Path 1)

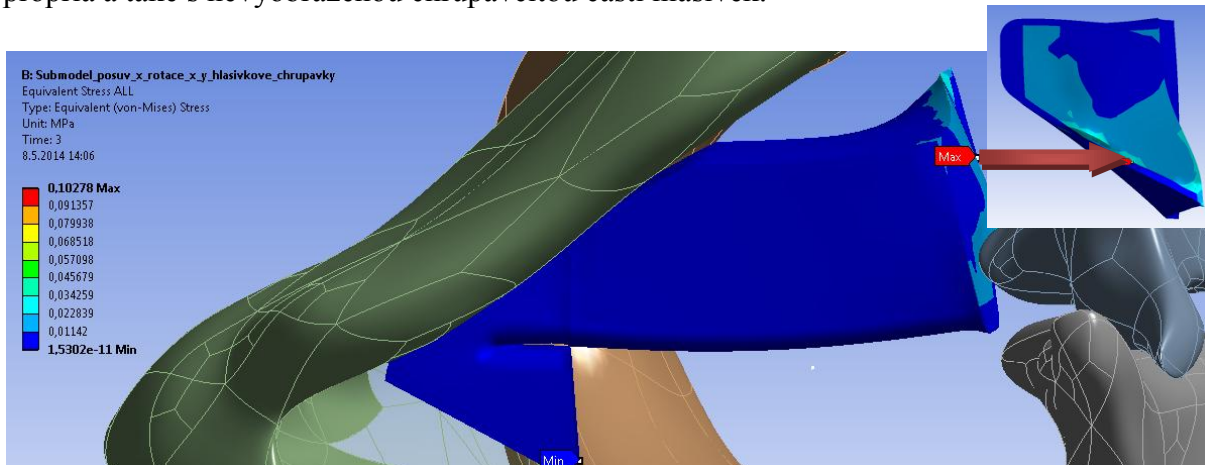


Obr. 94 Varianta 4: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path1)

Z výsledků numerické simulace je vidět, že kompletní pohyb hlasivkové chrupavky způsobí protažení hlasivky a dále pak její ohnutí, a tím vyboulení ve směru osy z a menšímu prohnutí ve směru osy y, kdy se celá hlasivka prohýbá směrem dolů tak, že posteriorní konec má téměř nulový průhyb.

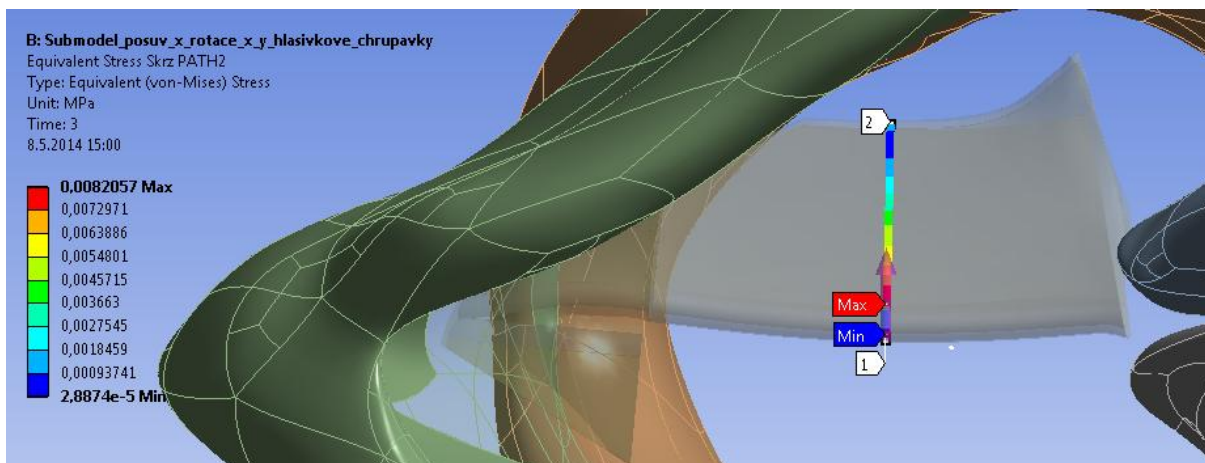
6.4.2 Redukované napětí dle podmínky HMM

Na řešeném objektu je dále vyhodnoceno redukované napětí (viz Obr. 95). Maximální hodnota 0,10278 MPa je u spodní části svalové vrstvy hlasivek na hranici s vrstvou lamina propria a také s nevyobrazenou chrupavčitou částí hlasivek.



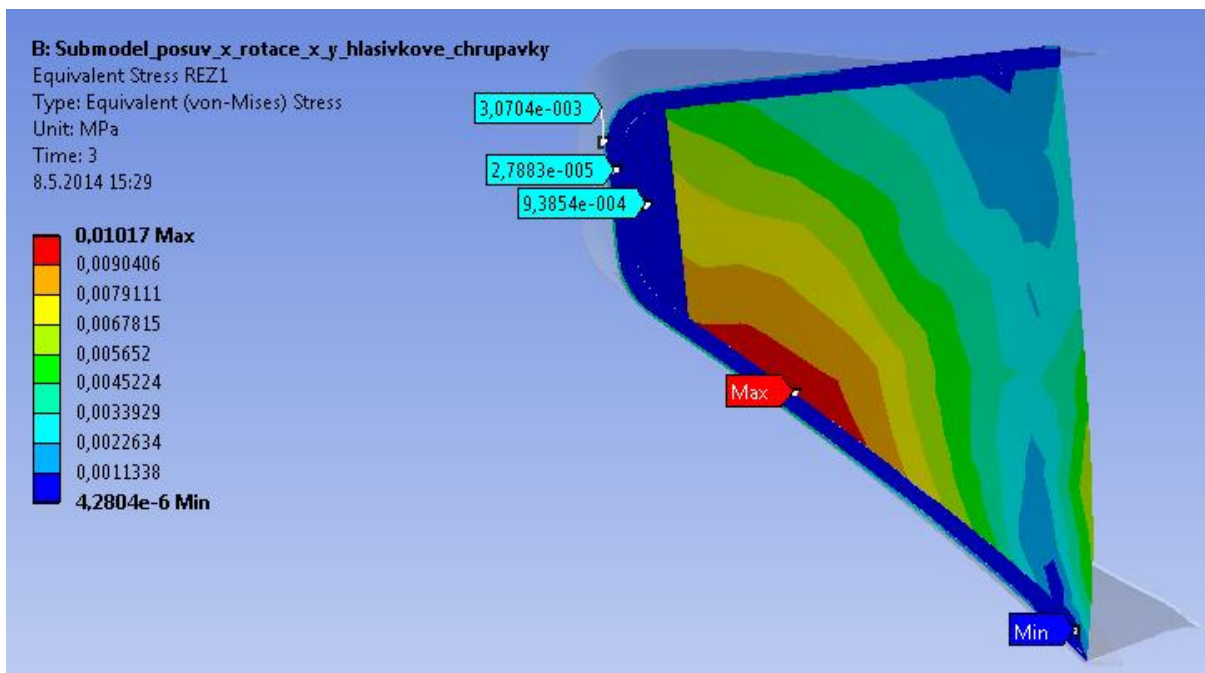
Obr. 95 Varianta 4: Průběh redukovaného napětí na hlasivce

Průběhy redukovaného napětí dle podmínky HMM po cestě 2 (Path 2) jsou vyhodnoceny u všech čtyř vrstev hlasivky (viz Obr. 96). U svalstva na hranici s pletivem se nachází maximální velikost 0,0082057 MPa.

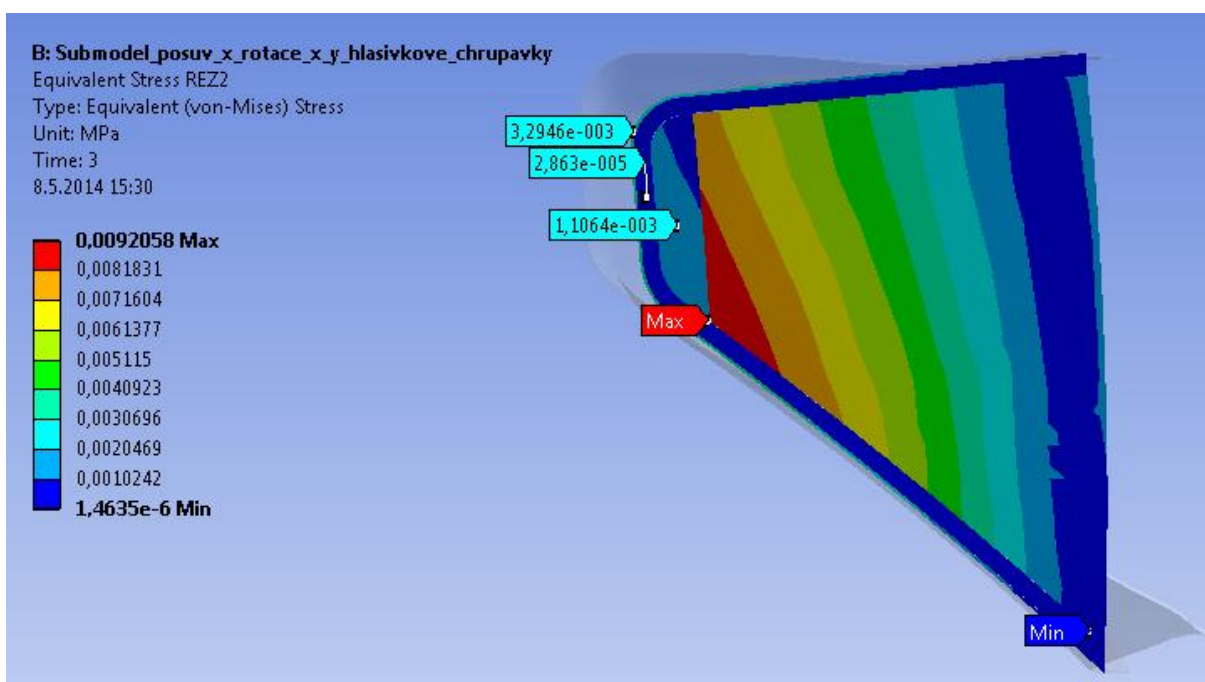


Obr. 96 Varianta 4: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path 2)

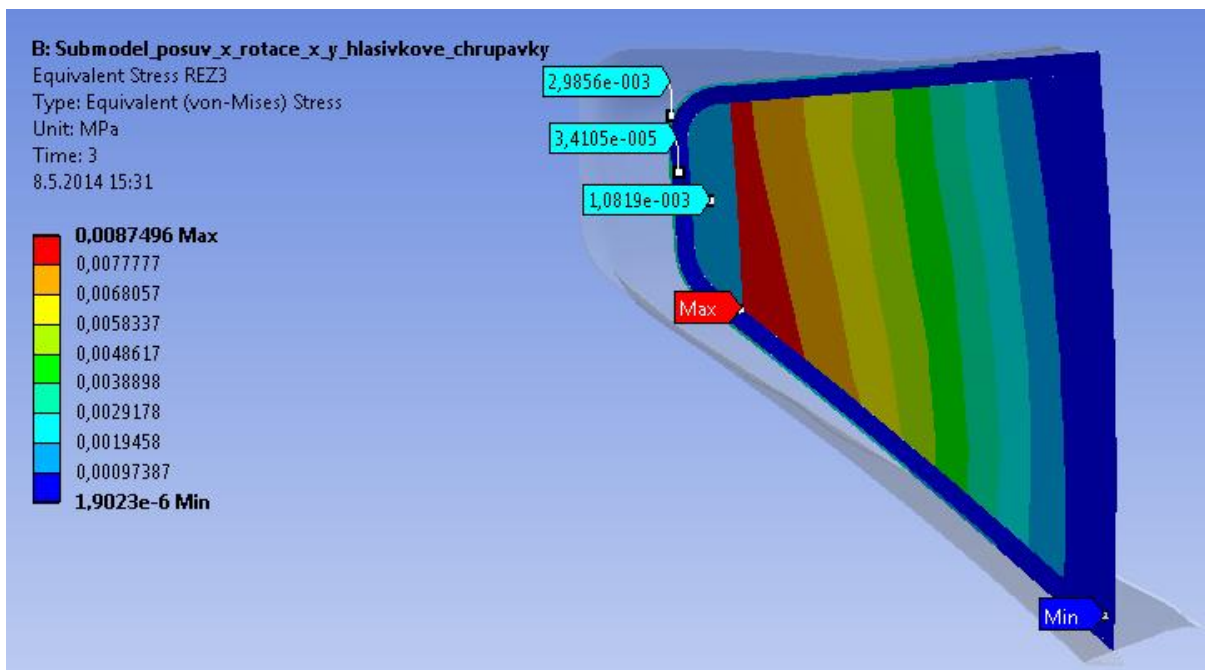
U této varianty jsou dále znázorněna redukovaná napětí dle podmínky HMM pro řezy označené Surface 1 (Obr. 97), Surface 2 (Obr. 98) a Surface 3 (Obr. 99). Při porovnání maximálních hodnot u těchto tří řezů je největší v řezu 1 u svalstva na hranici s laminou propria a dosahuje 0,01017 MPa. U řezu 2 a 3 jsou maximální hodnoty ve shodných polohách také u svalu, ale na hranici s vrstvami lamina propria a ligament. V ostatních vrstvách vychází napětí řádově menší. V epitelu okolo hodnoty $3e-4$ MPa, v lamině proprii okolo hodnoty $3e-5$ MPa a v ligamentu okolo hodnoty $1e-3$ MPa.



Obr. 97 Varianta 4: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



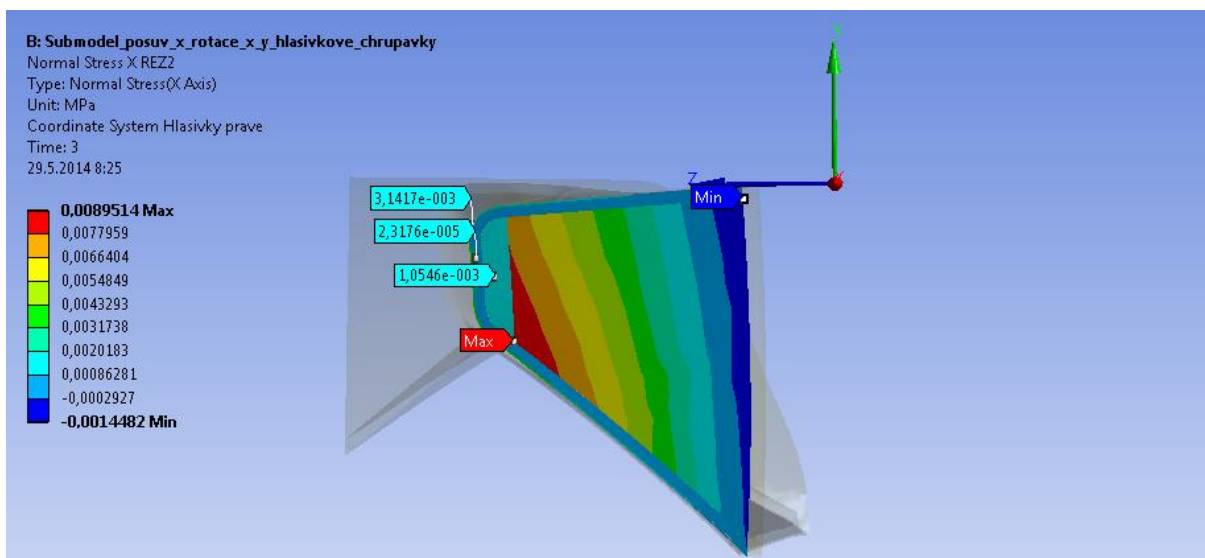
Obr. 98 Varianta 4: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



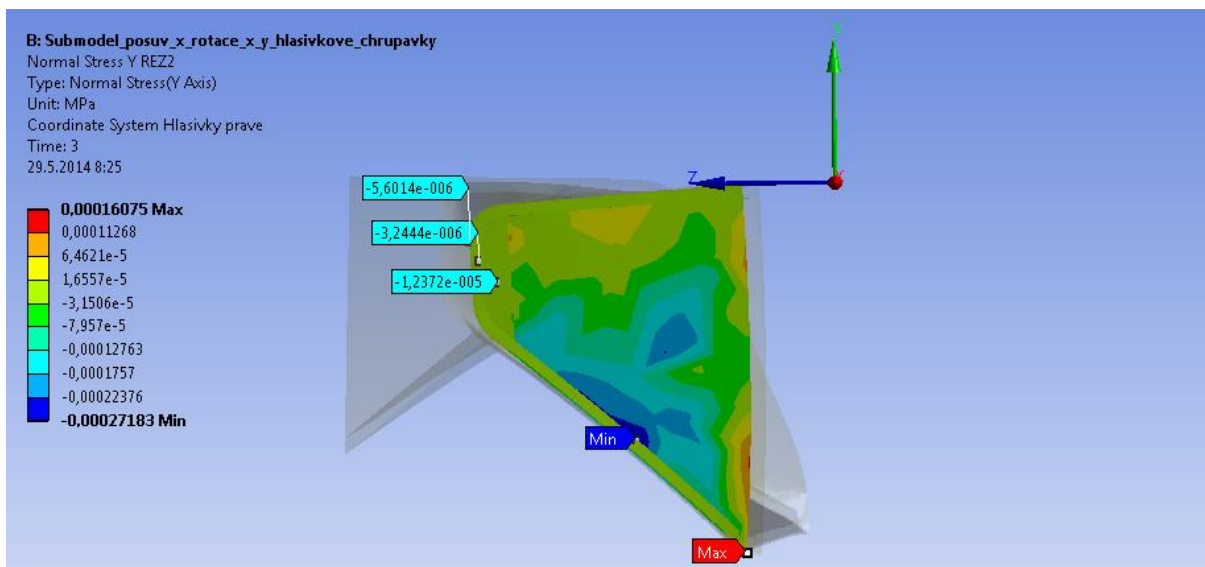
Obr. 99 Varianta 4: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.4.3 Normálová a smyková napětí

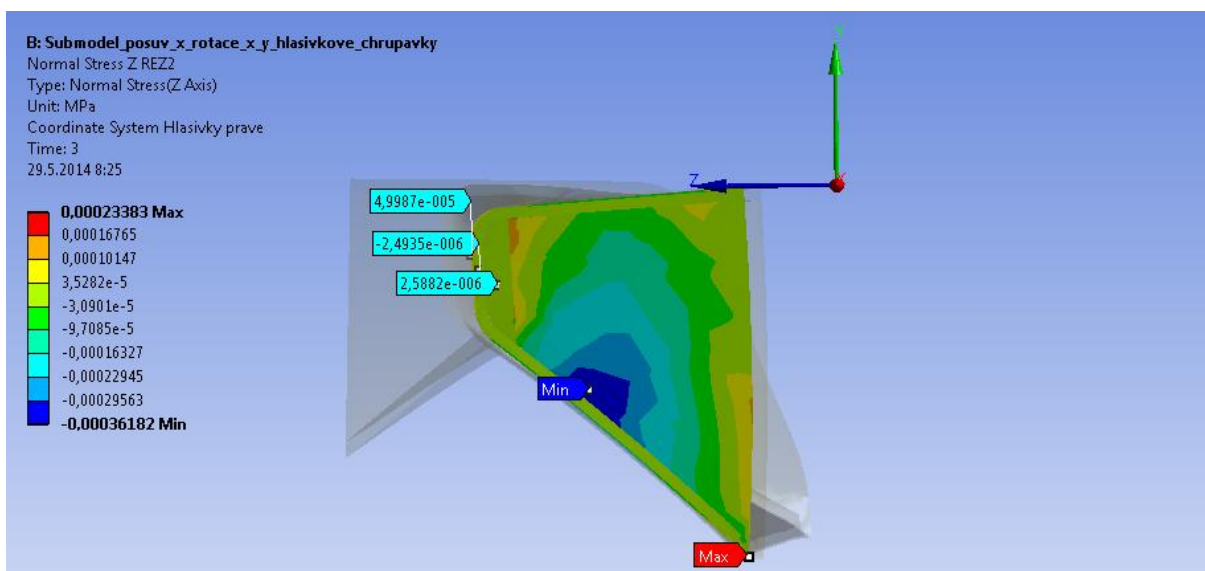
Na Obr. 100, Obr. 101 a Obr. 102 jsou v řezu 2 (Surface 2) znázorněna normálová napětí ve směru x, y a z.



Obr. 100 Varianta 4: Normálové napětí v ose x na řezu (Surface 2)



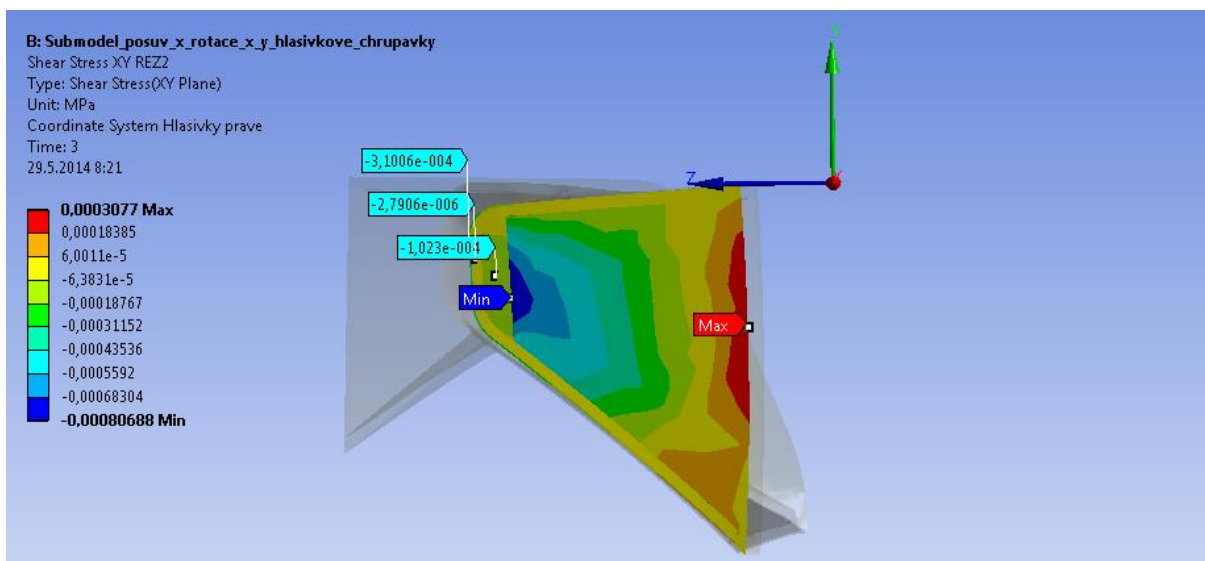
Obr. 101 Varianta 4: Normálové napětí v ose y na řezu (Surface 2)



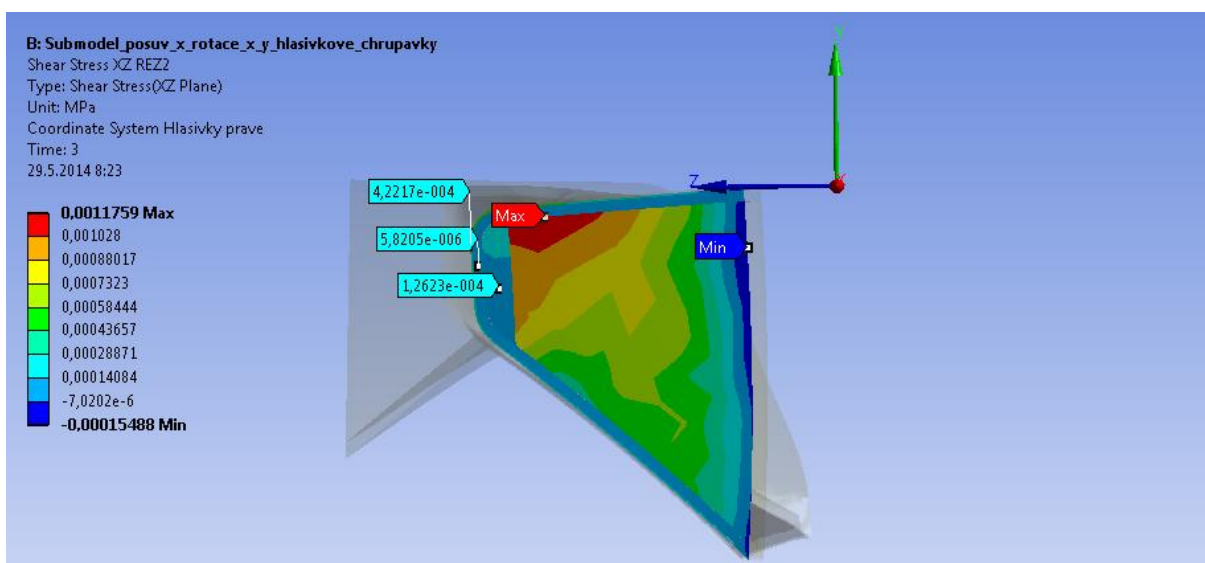
Obr. 102 Varianta 4: Normálové napětí v ose z na řezu (Surface 2)

Z vyhodnocení normálových napětí v řezu 2 je vidět, že největší napětí vychází ve směru osy x, které je o řád vyšší než napětí ve směru osy y a z.

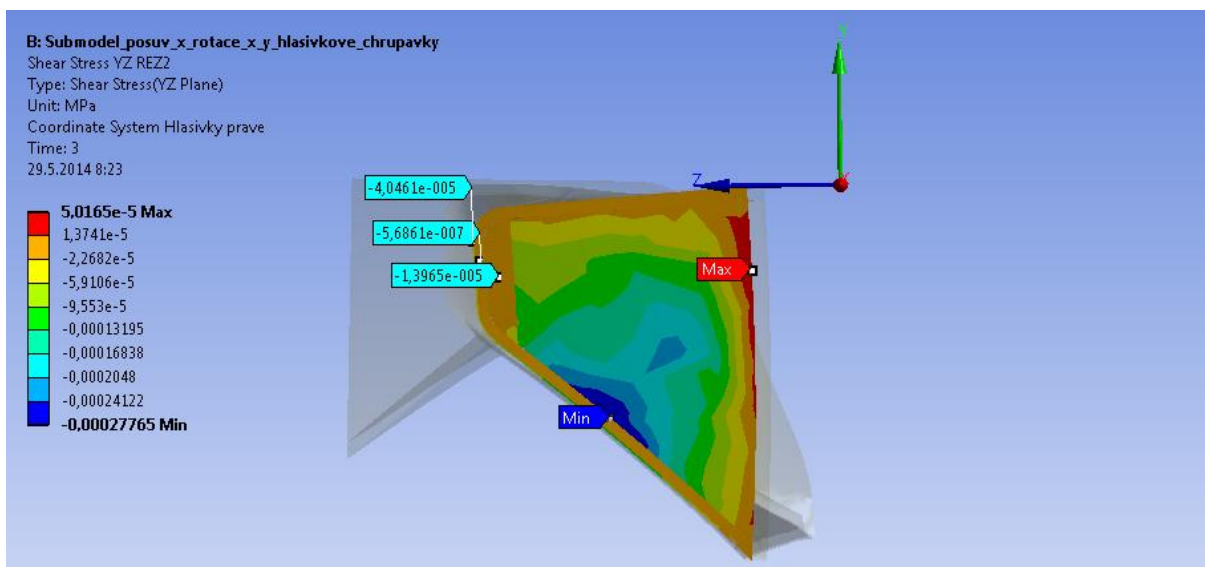
Na následujících obrázcích jsou znázorněna smyková napětí v rovině xy (Obr. 103), xz (Obr. 104) a yz (Obr. 105).



Obr. 103 Varianta 4: Smykové napětí v rovině xy na řezu (Surface 2)



Obr. 104 Varianta 4: Smykové napětí v rovině xz na řezu (Surface 2)



Obr. 105 Varianta 4: Smykové napětí v rovině yz na řezu (Surface 2)

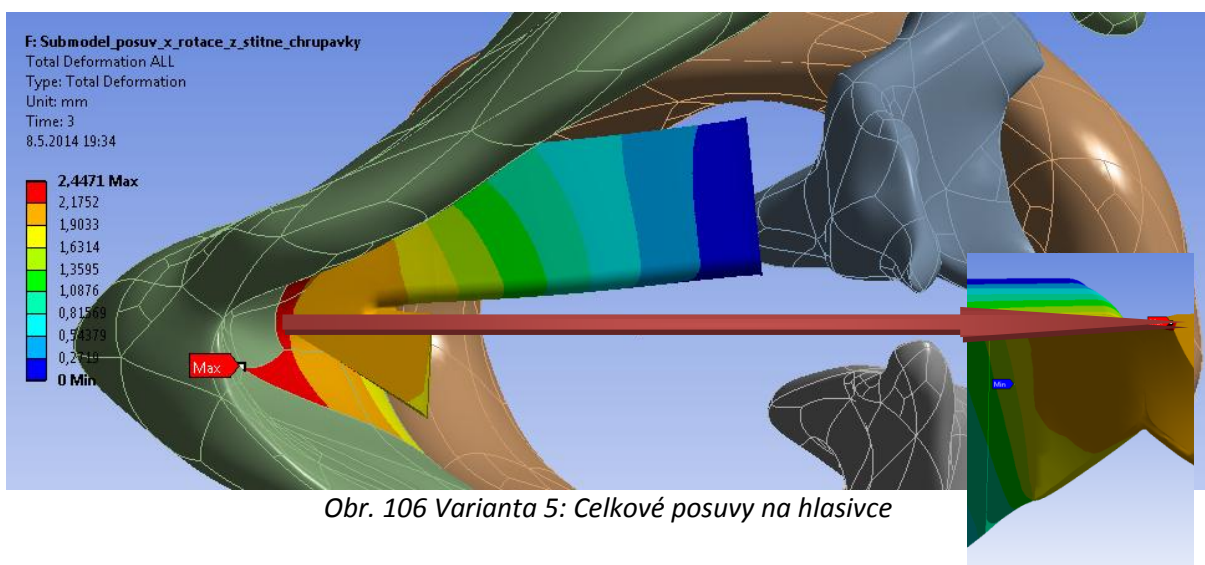
Z vyhodnocení smykových napětí v řezu 2 je maximum jednoznačně ve směru osy xy. Tkáň se může nejpravděpodobněji porušit smykem v rovině xy.

6.5 Analýza výpočtu – Varianta 5

Varianta 5 je založena na **kompletní definici pohybu štítné chrupavky**. Ten je složen z posuvu v ose x a rotace kolem osy z u štítné chrupavky. Zadání reprezentuje **aktivaci CT svalu**.

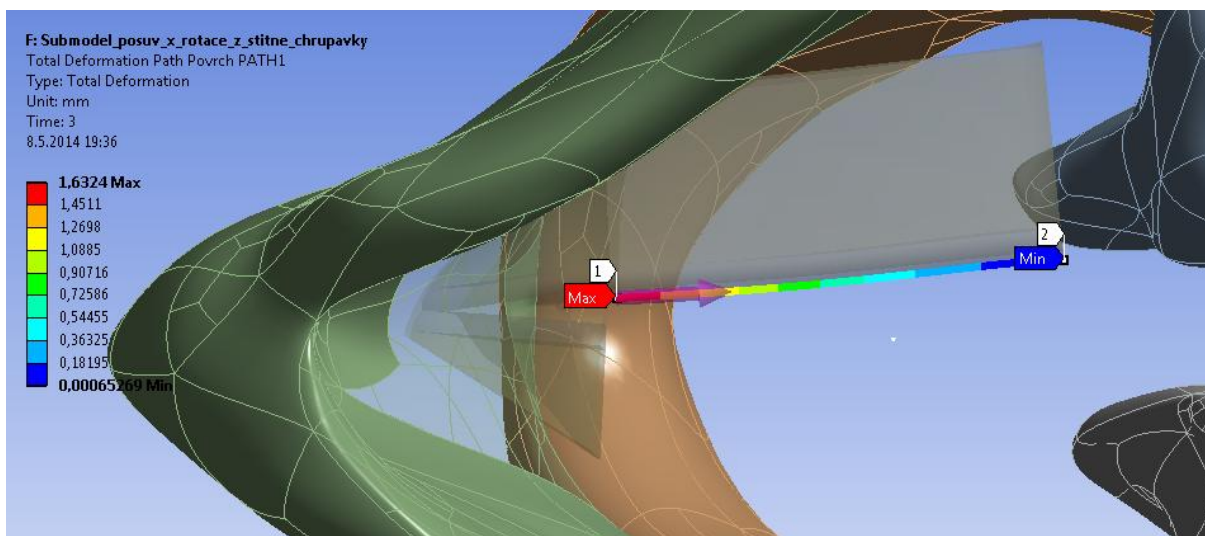
6.5.1 Celkové posuvy

Celkové posuvy v celém objemu hlasivky dosahují maximální hodnoty 2,4471 mm na hranici v místě zúžení vnitřní části štítné chrupavky (viz Obr. 106).



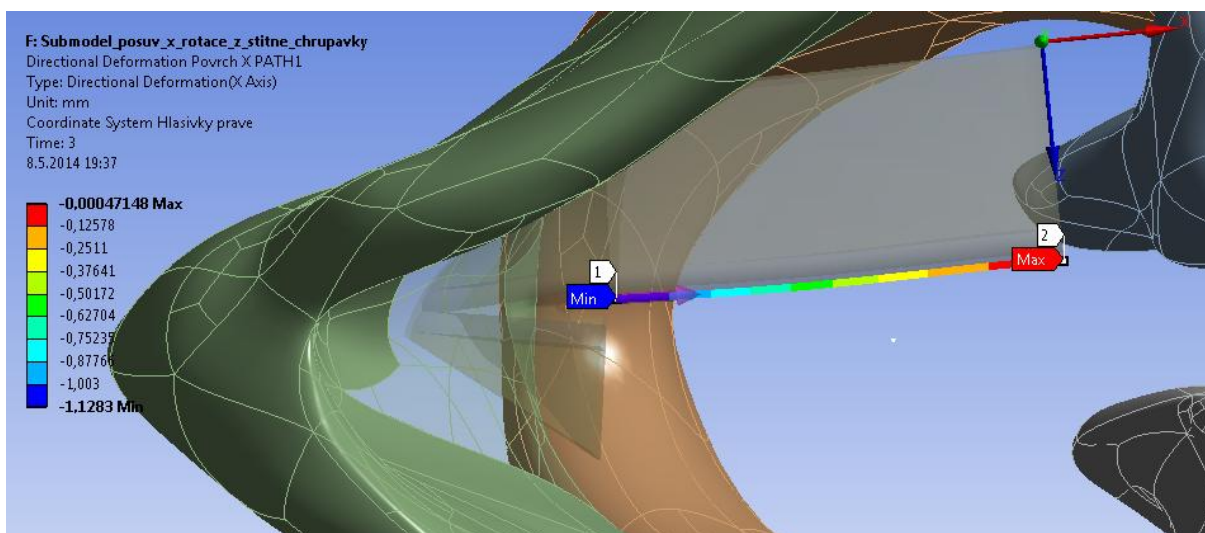
Obr. 106 Varianta 5: Celkové posuvy na hlasivce

Po cestě 1 (Path 1) jsou ilustrovány celkové posuvy (viz Obr. 107) s maximální hodnotou 1,6324 mm.

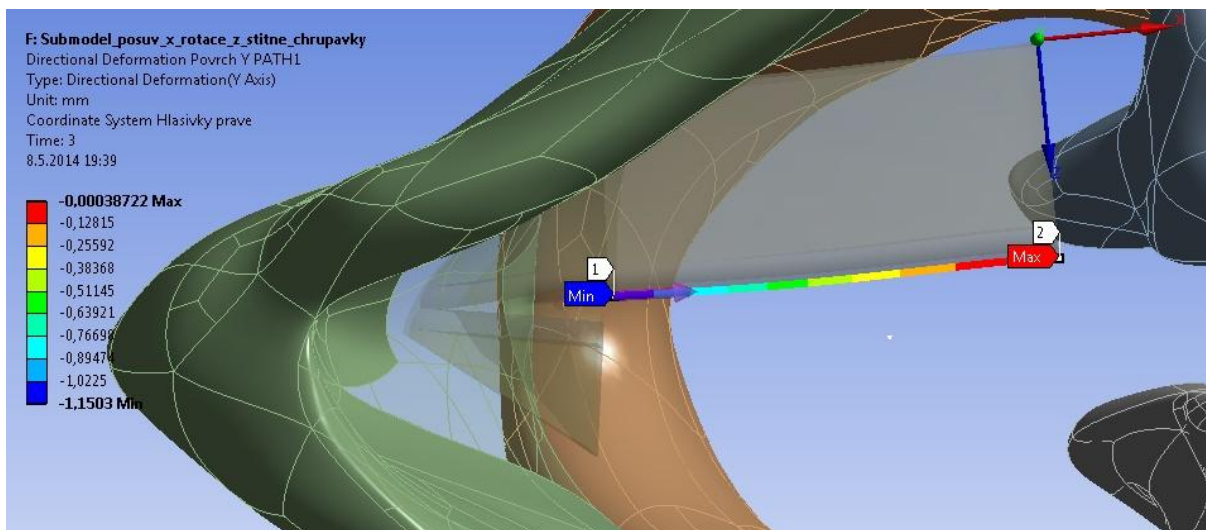


Obr. 107 Varianta 5: Celkové posuvy po cestě 1 (Path 1)

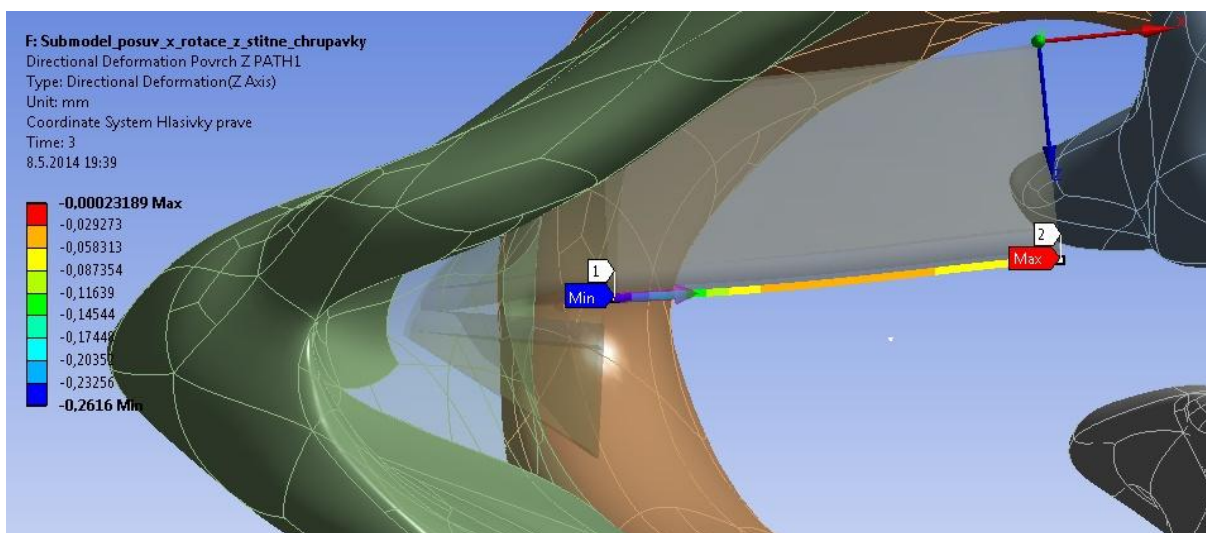
Po cestě 1 (Path 1) jsou vyhodnoceny směrové deformační posuvy v ose x (Obr. 108), v ose y (Obr. 109) a v ose z (Obr. 110). Na rozdíl od předchozích variant, u kterých byl definován pohyb chrupavek hlasivkových, jsou v případě řešení pohybu chrupavky štítné největší směrové deformační posuvy hlasivek s maximální hodnotou 0,00047148 mm na vyhodnocovaném úseku (Path 1) v ose x.



Obr. 108 Varianta 5: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path1)



Obr. 109 Varianta 5: Směrové deformační posuvy v ose y po cestě 1 (Path 1)

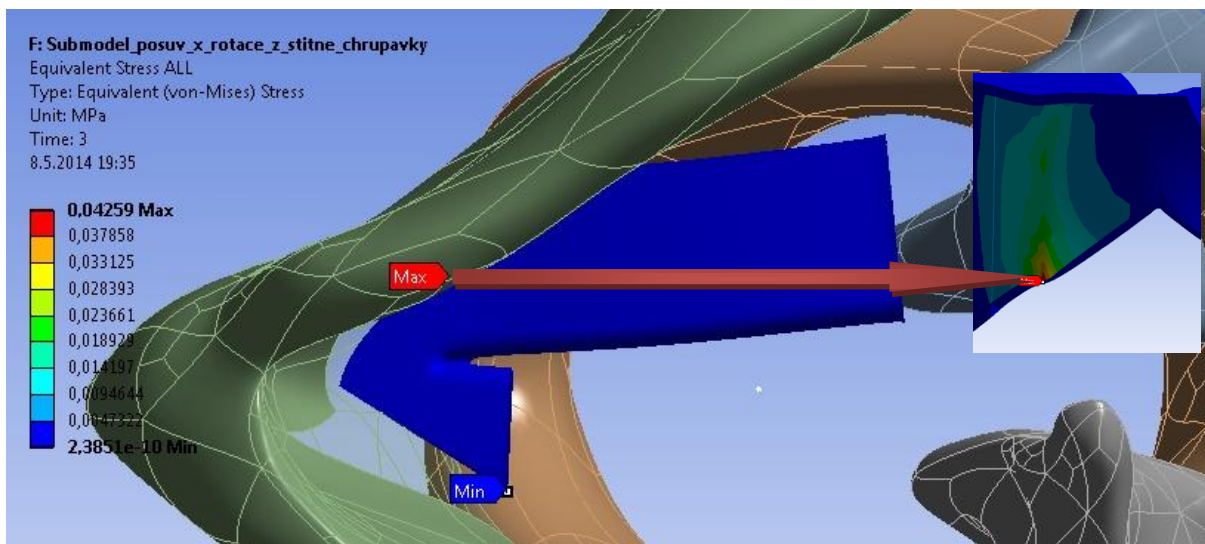


Obr. 110 Varianta 5: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path 1)

Z výsledků výpočtu vyplývá, že pohyb štítné chrupavky způsobí stlačení hlasivky, které se zmenšuje směrem k posteriornímu konci, kde je téměř nulové. Dále způsobí dvojitý prohnutí ve směru osy z, kde první průhyb je na anteriorním konci, uprostřed je prohnutí téměř nulové a ve druhém prohnutí je od středu k posteriornímu konci, kde je průhyb opět téměř nulový. A dále dojde k prohnutí ve směru osy y, kdy se celá hlasivka prohýbá na anteriorním konci směrem dolů, a tento průhyb se zmenšuje směrem k posteriorním konci.

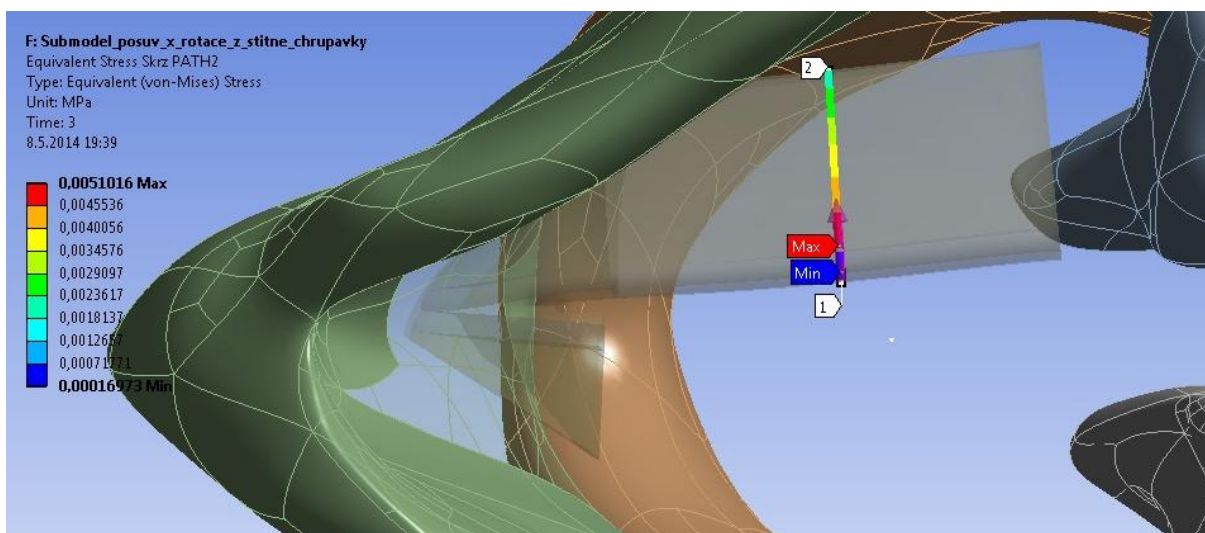
6.5.2 Redukované napětí dle podmínky HMMH

Rozložení redukovaného napětí u celé hlasivky je zobrazeno na Obr. 111. Maximální redukované napětí 0,04259 MPa je v dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí.



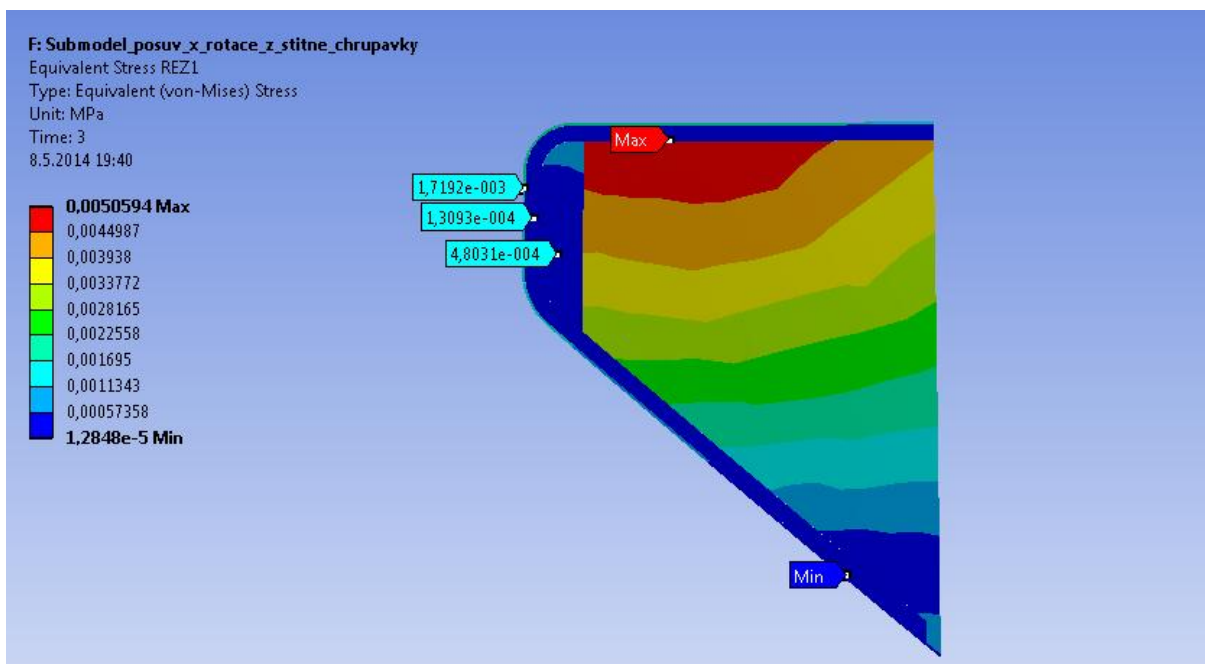
Obr. 111 Varianta 5: Průběh redukovaného napětí na hlasivce

Obr. 112 znázorňuje po cestě 2 (Path 2) rozložení redukovaného napětí dle podmínky HMMH u všech čtyř vrstev hlasivek. Největší hodnota 0,0051016 MPa se nachází u svalstva na hranici s ligamentem.

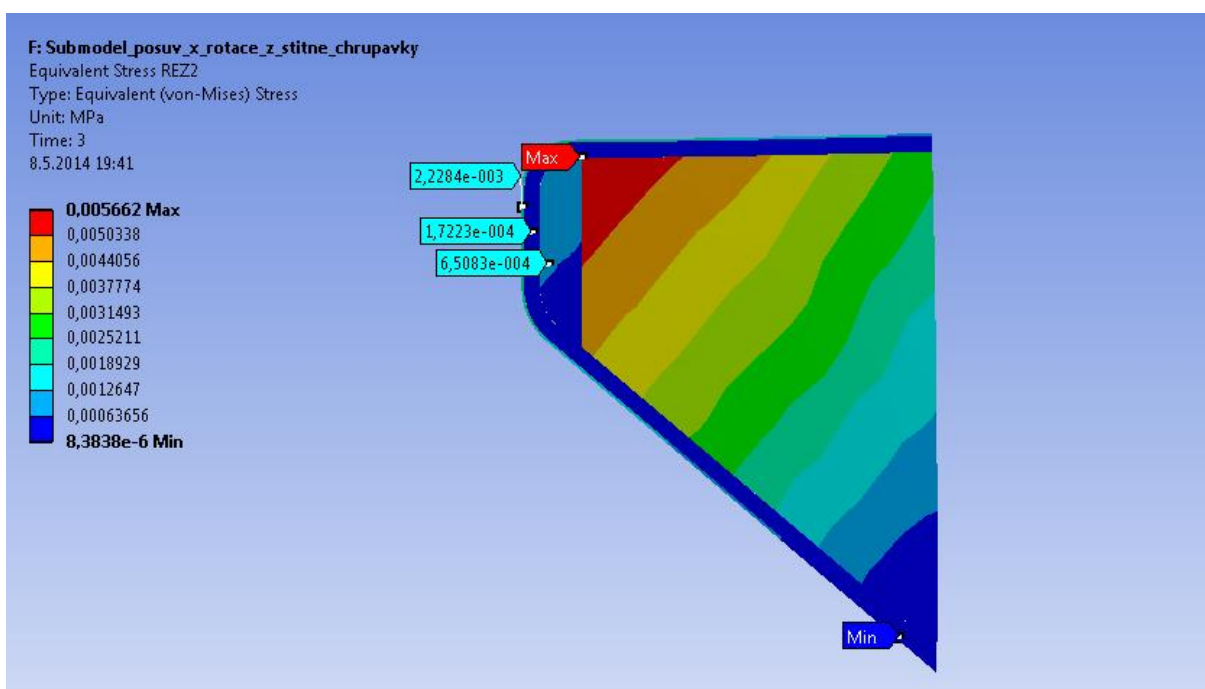


Obr. 112 Varianta 5: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path 2)

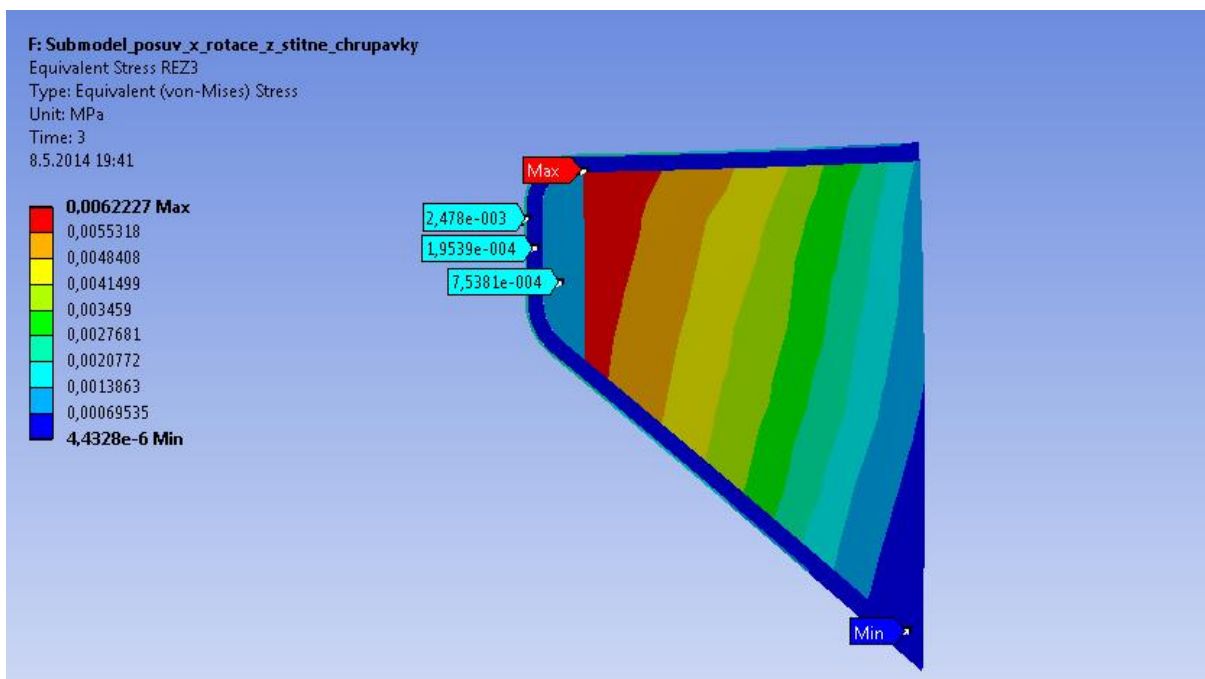
Na následujících obrázcích jsou znázorněna redukovaná napětí dle podmínky HMM. Na Obr. 113 reprezentující napětí na řezu 1 (Surface 1) je maximální hodnota 0,0050594 MPa u horní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria. Na Obr. 114 je napětí znázorněno na řezu 2 (Surface 2) s maximální hodnotou 0,005662 na společné hranici s vrstvami laminou propria a ligamentem. Napětí na řezu 3 (Surface 3) představuje Obr. 115 s vykreslenou maximální hodnotou 0,0062227 MPa na stejném místě jako u řezu 2.



Obr. 113 Varianta 5: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



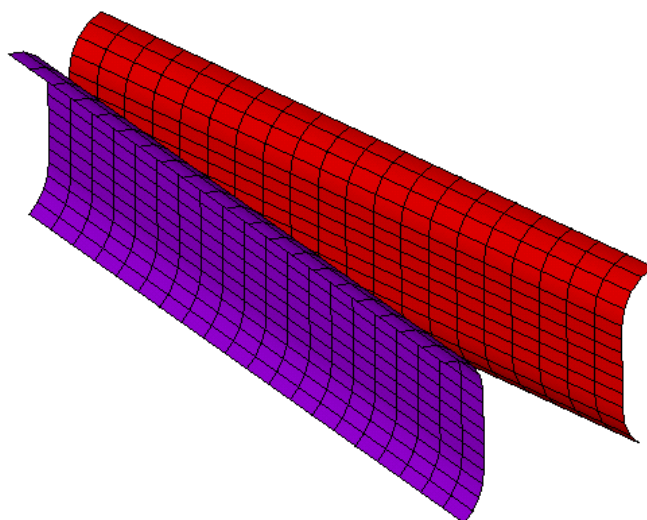
Obr. 114 Varianta 5: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



Obr. 115 Varianta 5: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.6 Analýza výpočtu – Varianta 6

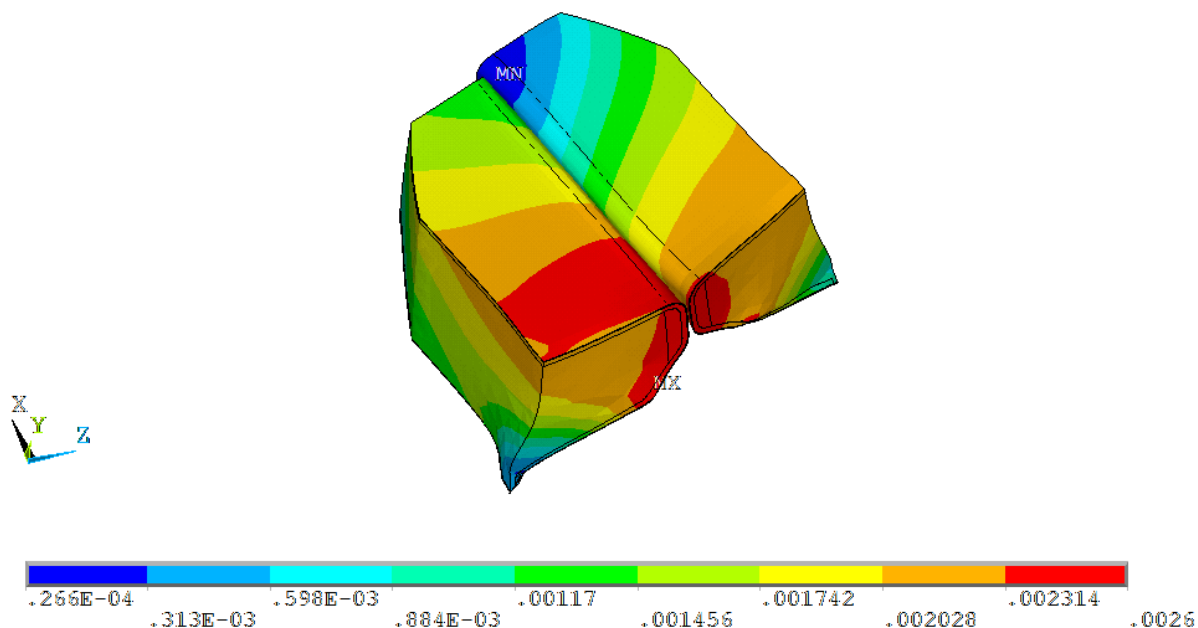
Varianta 6 zahrnuje výpočet v programovém prostředí Ansys Classic. Hlavním záměrem je řešení **kontaktu mezi hlasivkami při kompletní definici pohybu hlasivkových chrupavek**. Mezi kontakty nebylo zadáno tření, které způsobuje vznik smykového napětí. Z tohoto důvodu dostačuje vykreslení kontaktního tlaku, protože se shoduje s maximálním napětím.



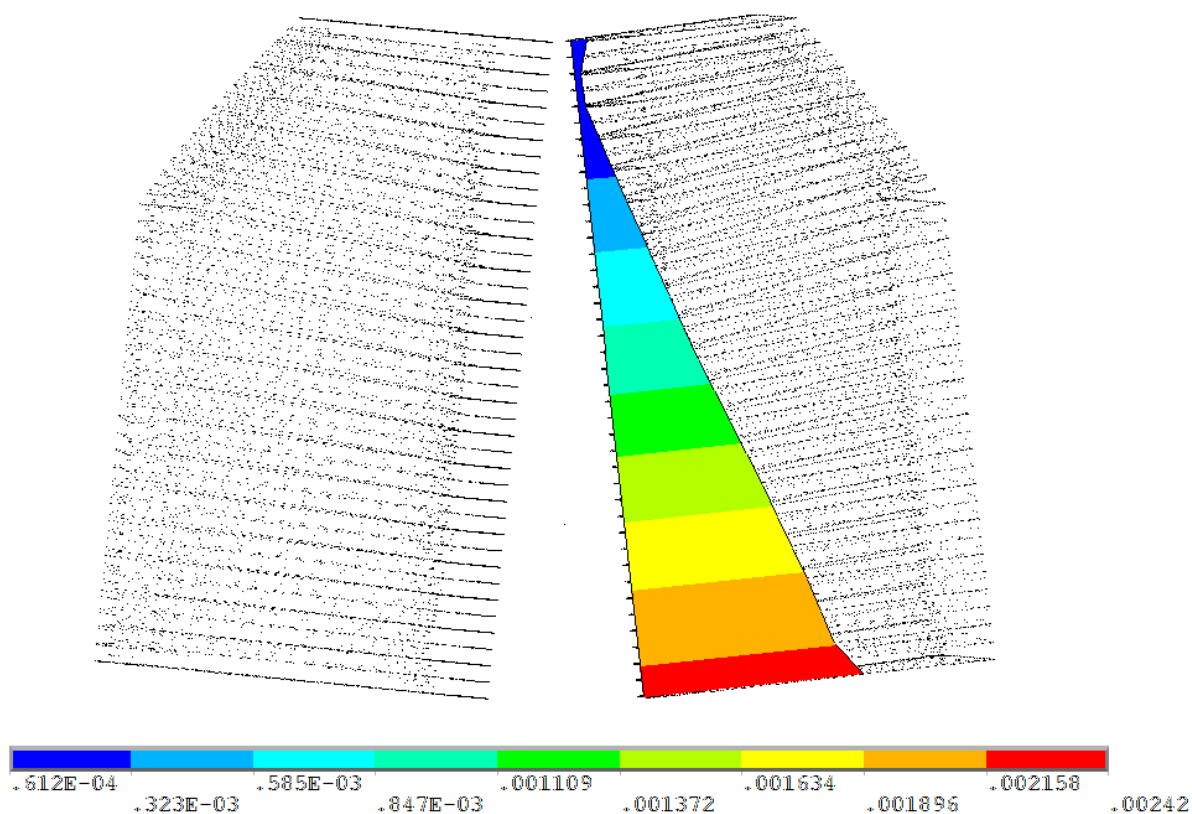
Obr. 116 Varianta 6: Kontaktní plochy hlasivek

6.6.1 Celkové posuvy

Celkové posuvy v celém objemu hlasivek jsou zobrazeny na Obr. 117. Největší posuv je v dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí s maximální hodnotou 2,6 mm. Z vypočtených výsledků je také vidět, že i při zadaných stejných natočeních a posuvech hlasivkových chrupavek, vychází v důsledku nesymetrie geometrie nesymetrické deformace hlasivek. Levá hlasivka zanořuje do pravé hlasivky svojí hranou a její horní plocha leží níže než horní plocha pravé hlasivky.

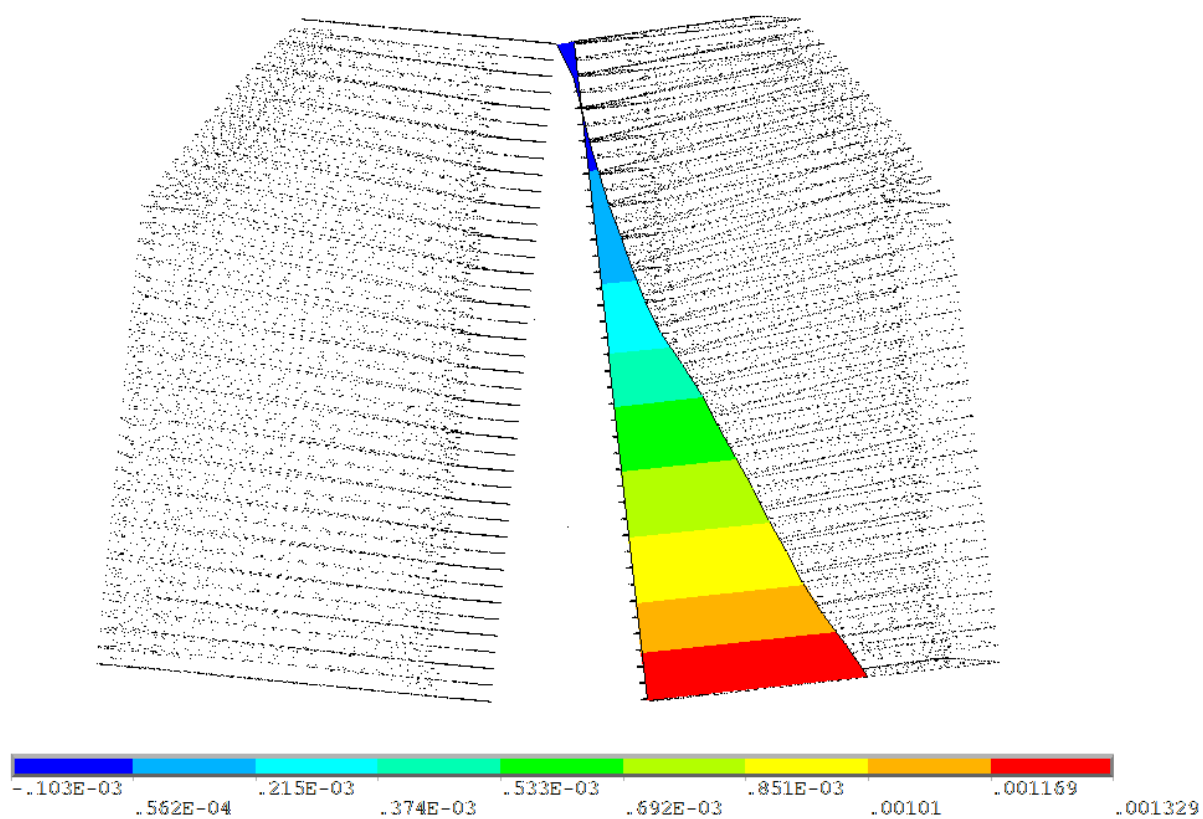


Celkové posuvy po cestě (Path 1) definované po povrchové vrstvě epitel jsou pomocí barevné škály zobrazeny na Obr. 118. Maximální hodnota posuvu je 2,42 mm.

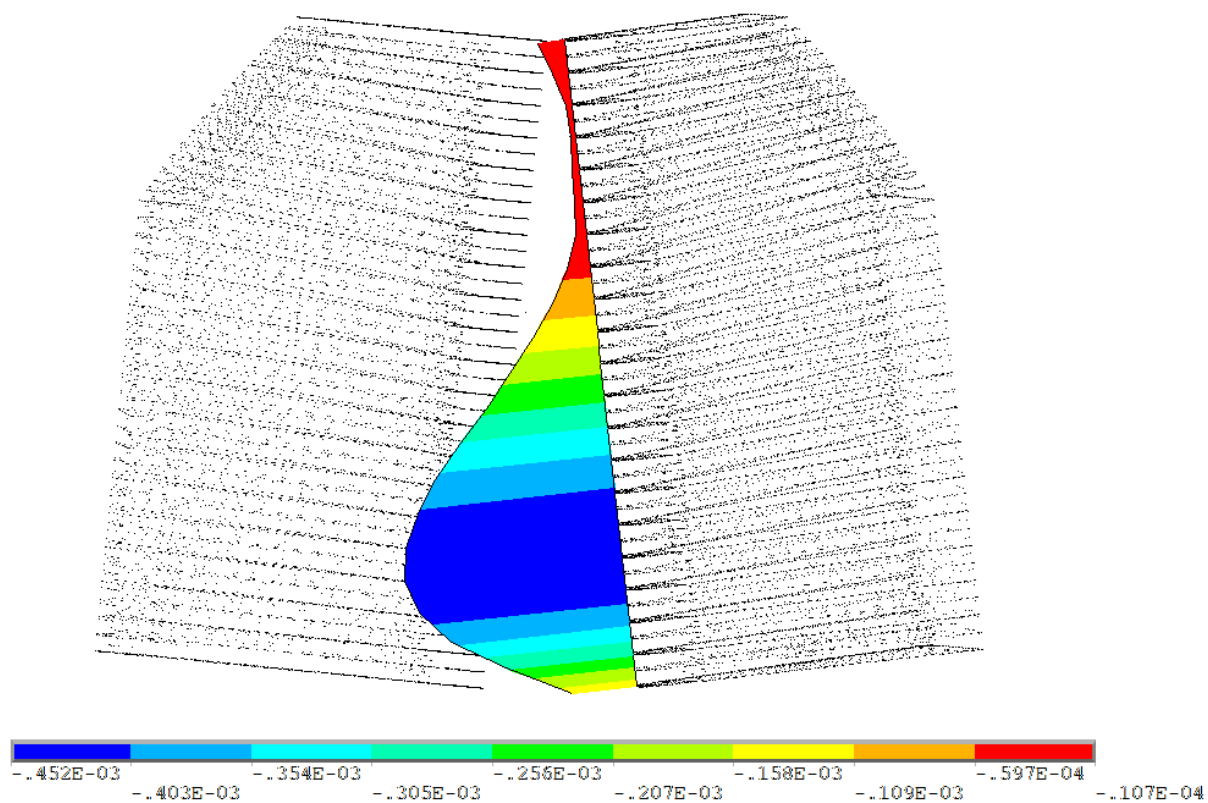


Obr. 118 Varianta 6: Celkové posuvy po cestě (Path 1)

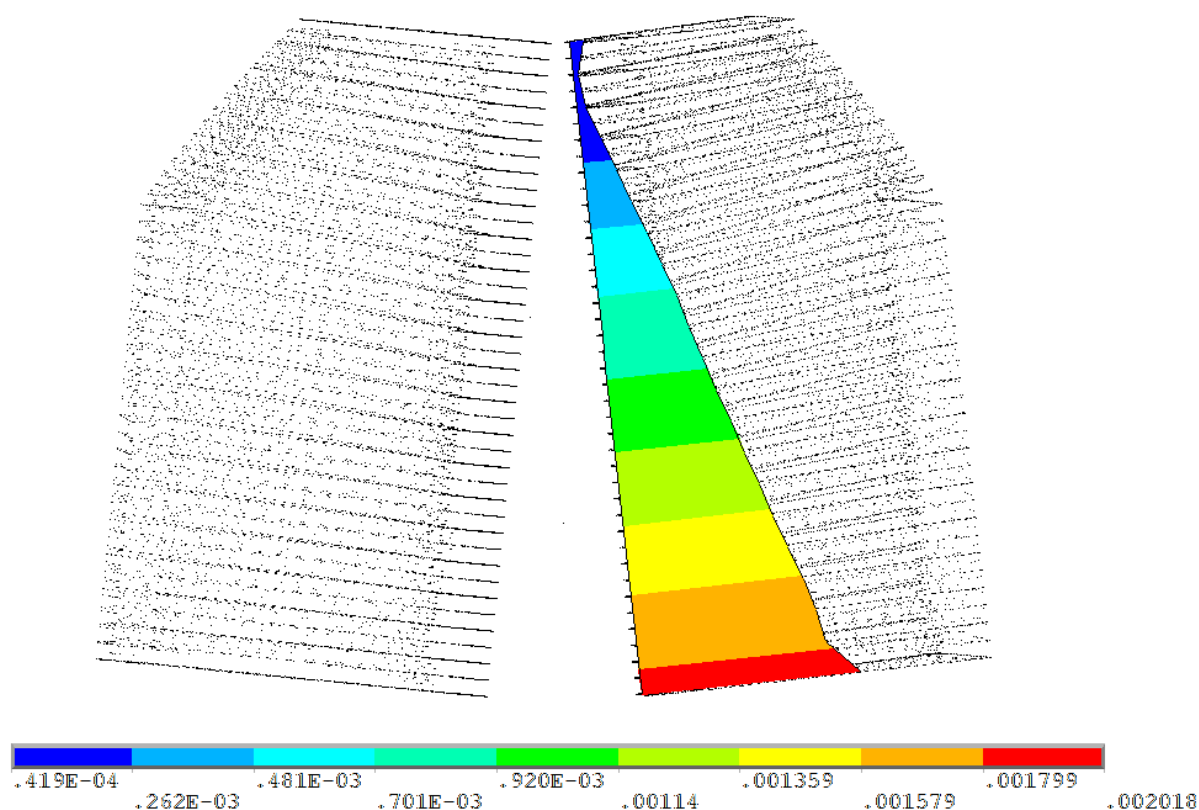
Na obrázcích Obr. 119, Obr. 120 a Obr. 121 jsou vyhodnoceny směrové deformační posuvy v ose x, y a z. Největší směrové deformační posuvy hlasivek jsou na vyhodnocovaném úseku (Path 1) v ose z, s maximální hodnotou 2,018 mm.



Obr. 119 Varianta 6: Směrové deformační posuvy v ose x po cestě 1 (Path 1)



Obr. 120 Varianta 6: Směrové deformační posuvy v ose y po cestě 1 (Path 1)

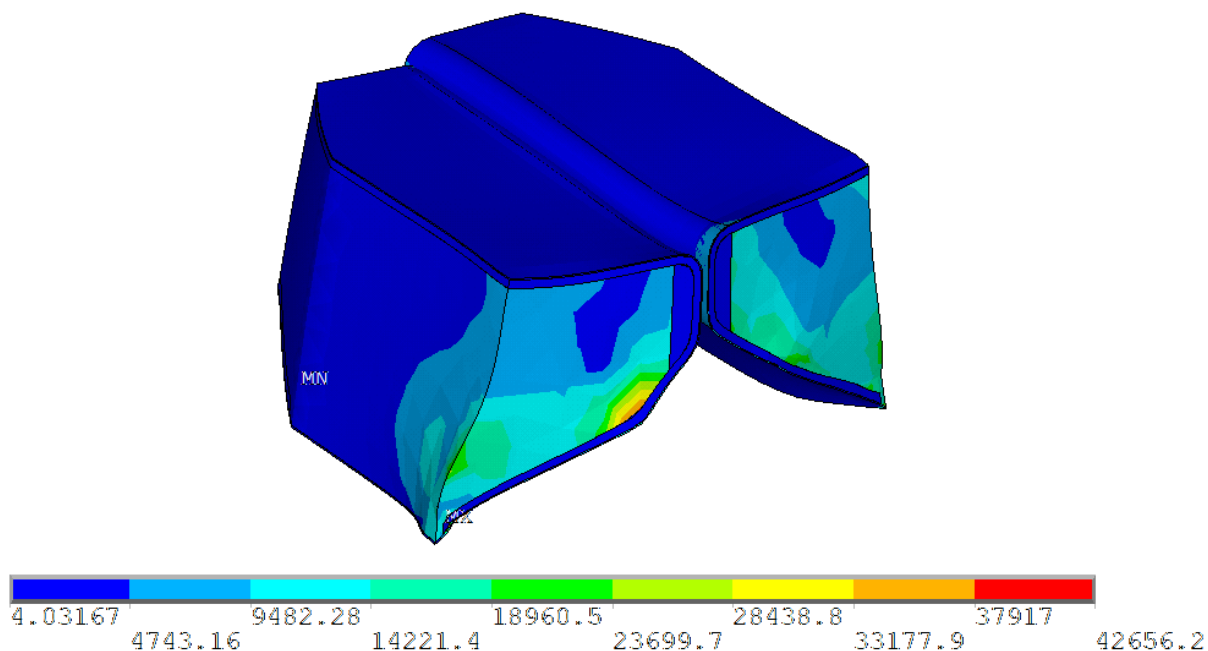


Obr. 121 Varianta 6: Směrové deformační posuvy v ose z po cestě 1 (Path 1)

Z výsledků numerické simulace je vidět, že kompletní pohyb hlasivkových chrupavek spolu s kontaktem mezi hlasivkami způsobí protažení hlasivky, které je ale přibližně o polovinu menší než protažení pro případ bez kontaktu mezi hlasivkami. Dále pak způsobí ohnutí hlasivky a tím částečné vyboulení ve směru osy z. Toto prohnutí opět vykazuje přibližně poloviční hodnoty oproti variantě bez kontaktu hlasivek. Dochází také k prohnutí ve směru osy y, kdy se hlasivka prohýbá od poloviny směrem dolů a pak se průhyb směrem k posteriornímu konci opět zmenšuje. U varianty bez kontaktu dochází ve směru osy y k průhybu po celé délce hlasivky.

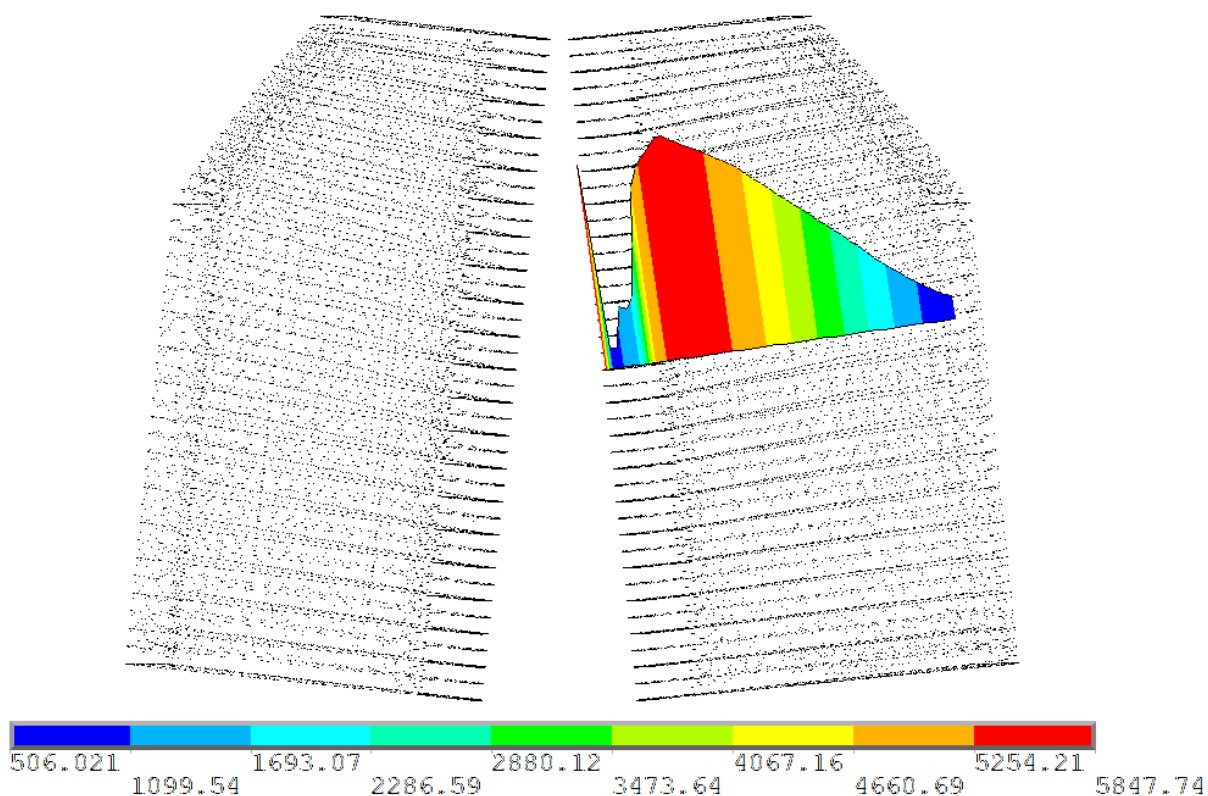
6.6.2 Redukované napětí dle podmínky HMM

Obr. 122 znázorňuje rozdělení redukovaného napětí u obou hlasivek. Maximální redukované napětí je u spodní části svalů na hranici s vrstvou lamina propria a dosahuje hodnoty 0,04265652 MPa.



Obr. 122 Varianta 6: Průběh redukovaného napětí na hlasivce [Pa]

Na Obr. 123 můžeme vidět rozložení redukovaného napětí po cestě od povrchu do hloubky hlasivky, kde se maximum 0,005847 MPa nachází u svalu v blízkosti hranice s vrstvou ligament.

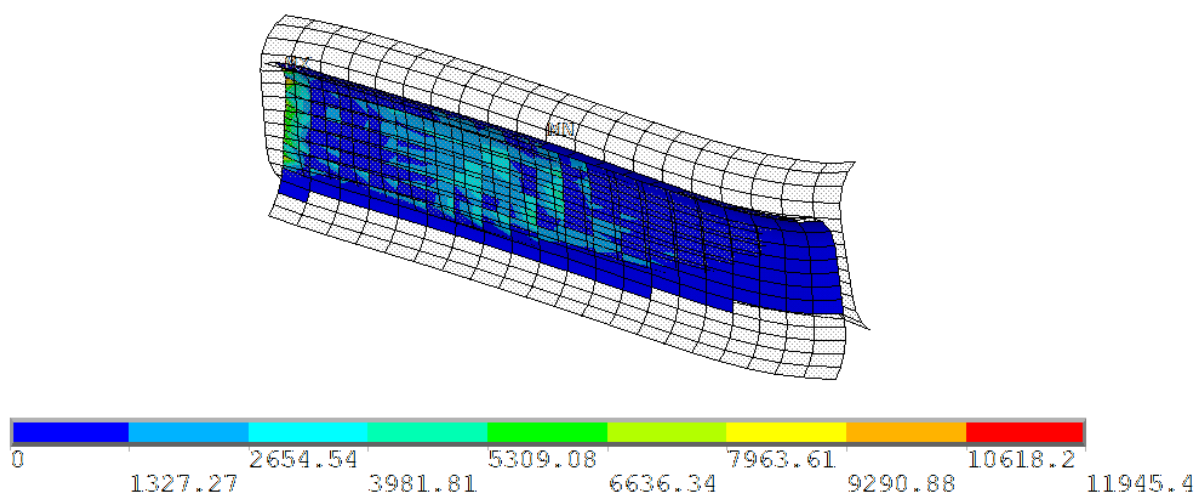


Obr. 123 Varianta 6: Průběh redukovaného napětí po cestě 2 (Path2) [Pa]

Z výsledků na Obr. 123 je vidět, že působením kontaktu mezi hlasivkami dojde ke zvýšení redukovaného napětí v povrchové vrstvě hlasivky na hodnotu srovnatelnou s napětím ve svalu.

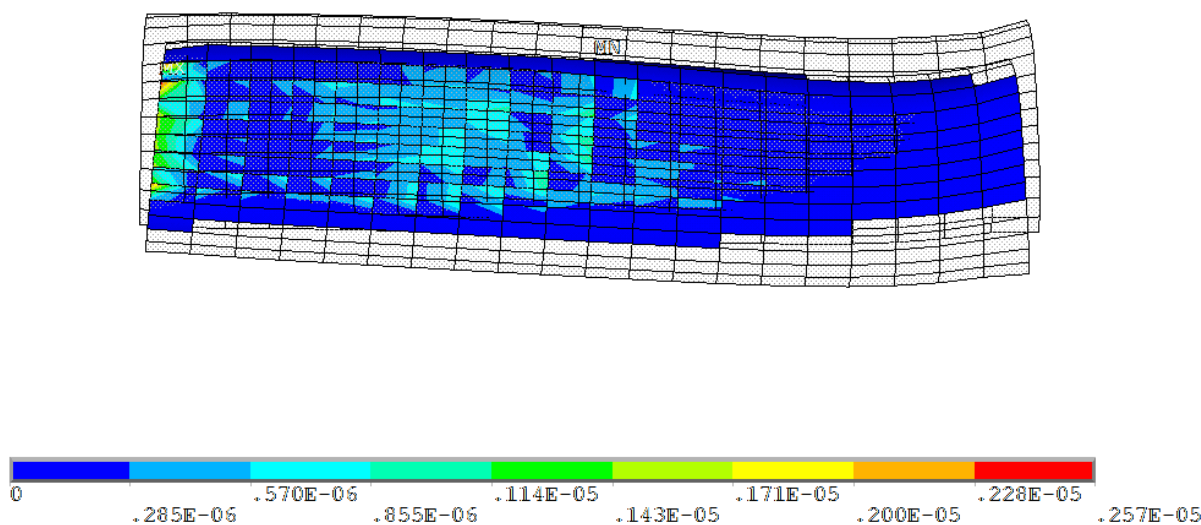
6.6.3 Kontaktní tlak

Na Obr. 124 jsou vykresleny kontaktní tlaky v levé i pravé hlasivce. Nejvyšší hodnota kontaktního tlaku je 0,0119454 MPa v místě, kde se zanořuje hrana levé hlasivky do hlasivky pravé. Mimo toto místo vychází maximální kontaktní napětí okolo hodnoty 0,005 MPa.



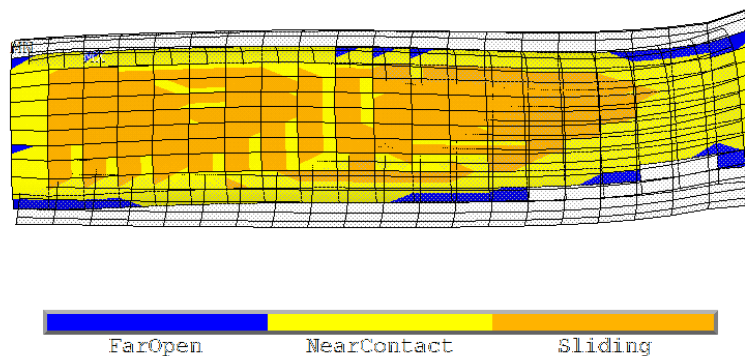
Obr. 124 Varianta 6: Rozložení kontaktního tlaku na stykových plochách hlasivek [Pa]

Maximální hodnota penetrace je $0,257 \cdot 10^{-5}$ m v místě hrany hlasivky (viz Obr. 125).



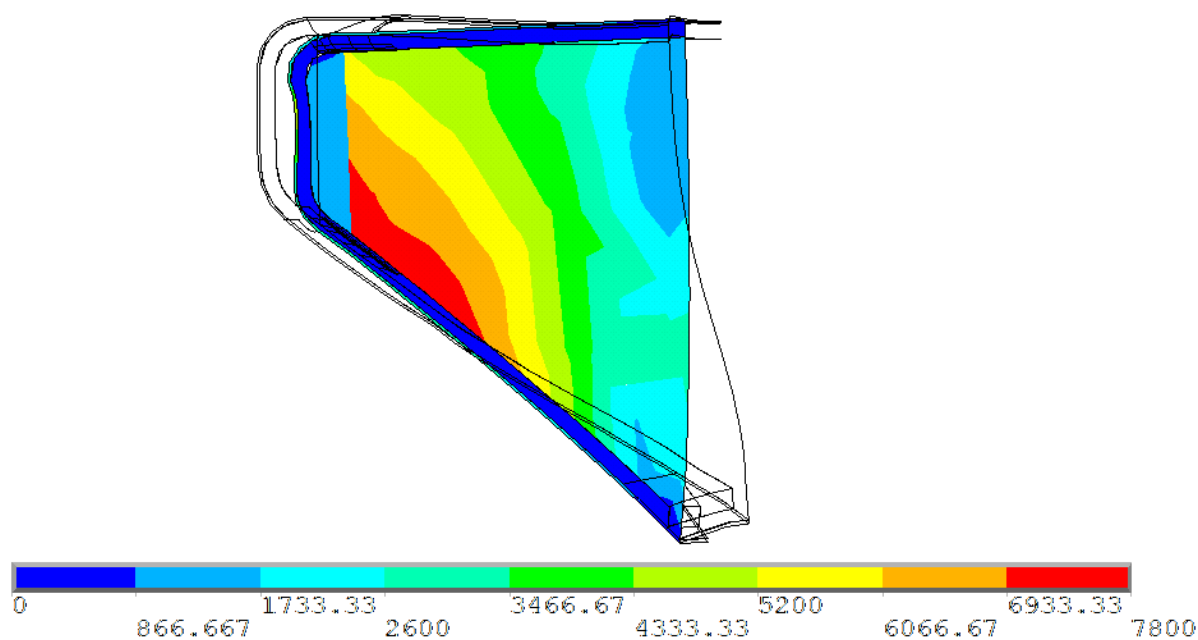
Obr. 125 Varianta 6: Penetrace

Na Obr. 126 je vyobrazen stav kontaktních prvků, kde modrou barvou jsou označeny prvky, které nejsou v kontaktu (FarOpen), žlutou barvou prvky které jsou blízko kontaktu (NearContact) a oranžovou barvou prvky které jsou v kontaktu (Sliding).

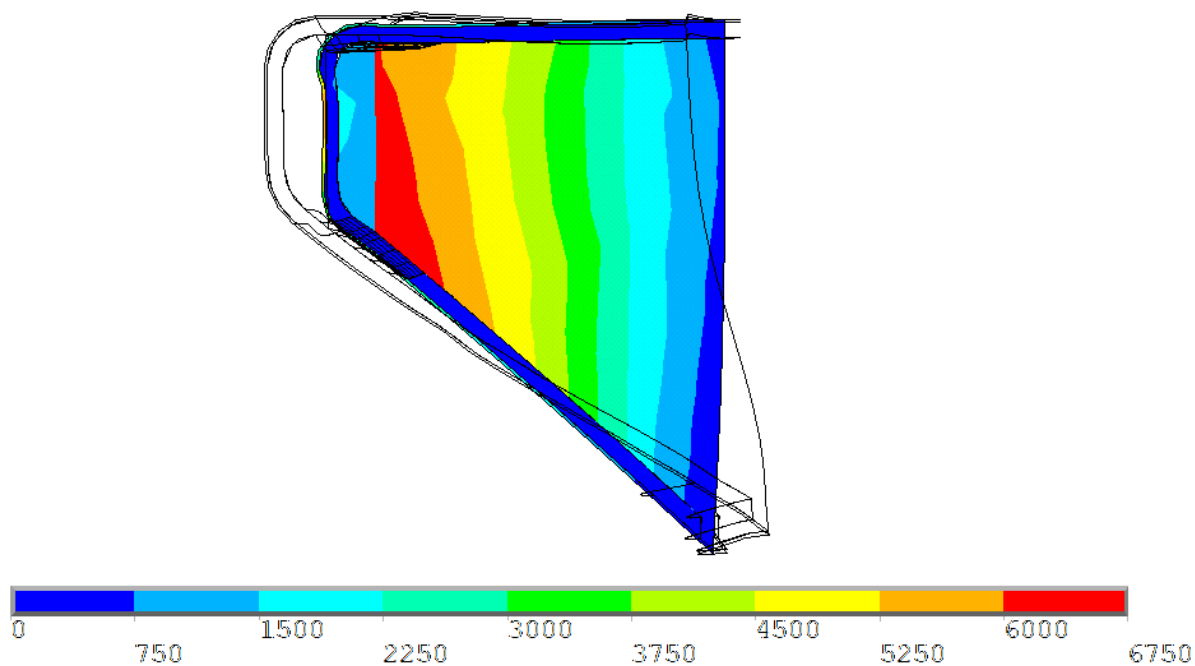


Obr. 126 Varianta 6: Velikost kontaktu

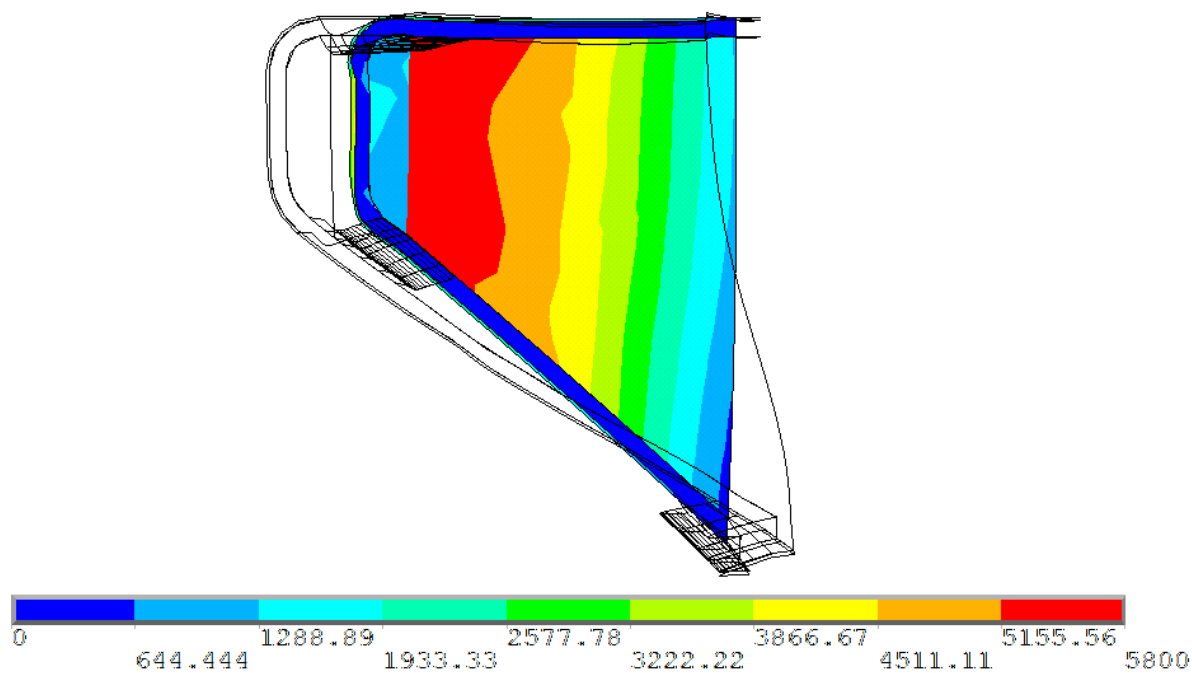
Redukovaná napětí dle podmínky HMH jsou znázorněna na následujících obrázcích. Napětí na řezu 1 (Surface 1) představuje Obr. 127 s vykreslenou maximální hodnotou 0,007800 MPa u dolní části svalu na hranici s ligamentem a laminou propria. Na Obr. 128 reprezentující napětí na řezu 2 (Surface 2) je maximální hodnota 0,006750 MPa u svalu na hranici s vrstvou ligament a lamina propria. Na Obr. 129 je napětí znázorněno na řezu 3 (Surface 3) s maximální hodnotou napětí dle podmínky HMH 0,005800 MPa u svalu na hranici s ligamentem.



Obr. 127 Varianta 6: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 1)



Obr. 128 Varianta 6: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 2)



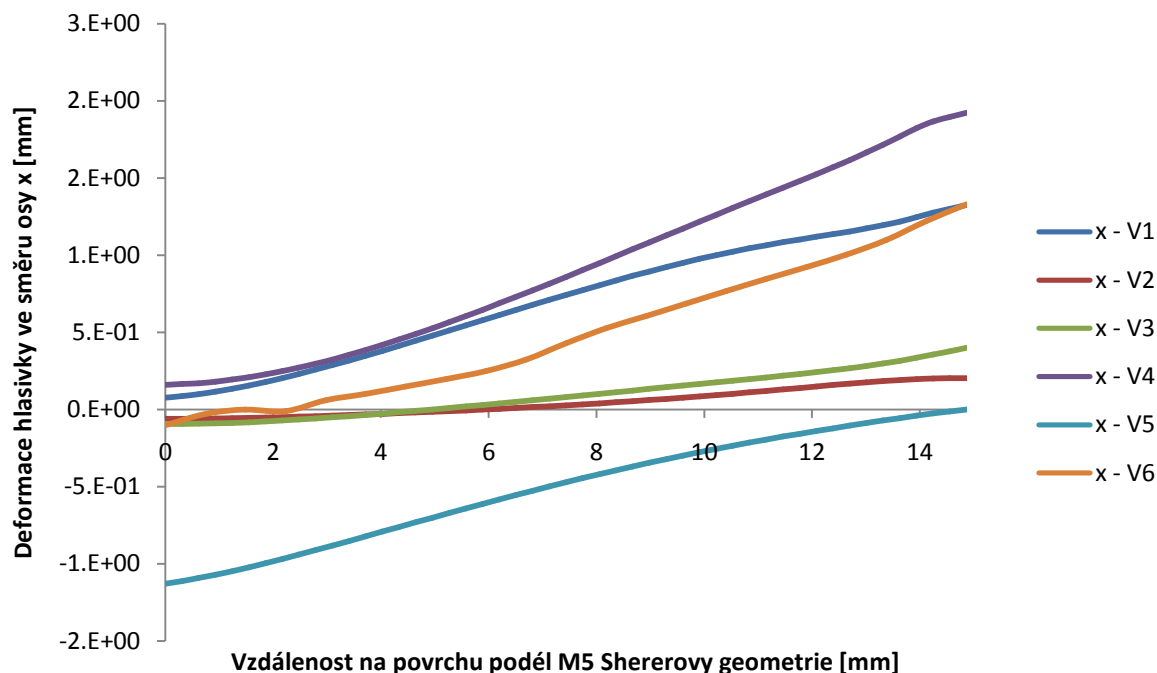
Obr. 129 Varianta 6: Průběh redukovaného napětí na řezu (Surface 3)

6.7 Porovnání výsledků

V následujících odstavcích jsou porovnávány výsledky všech šesti variant.

6.7.1 Vyhodnocení celkových posuvů

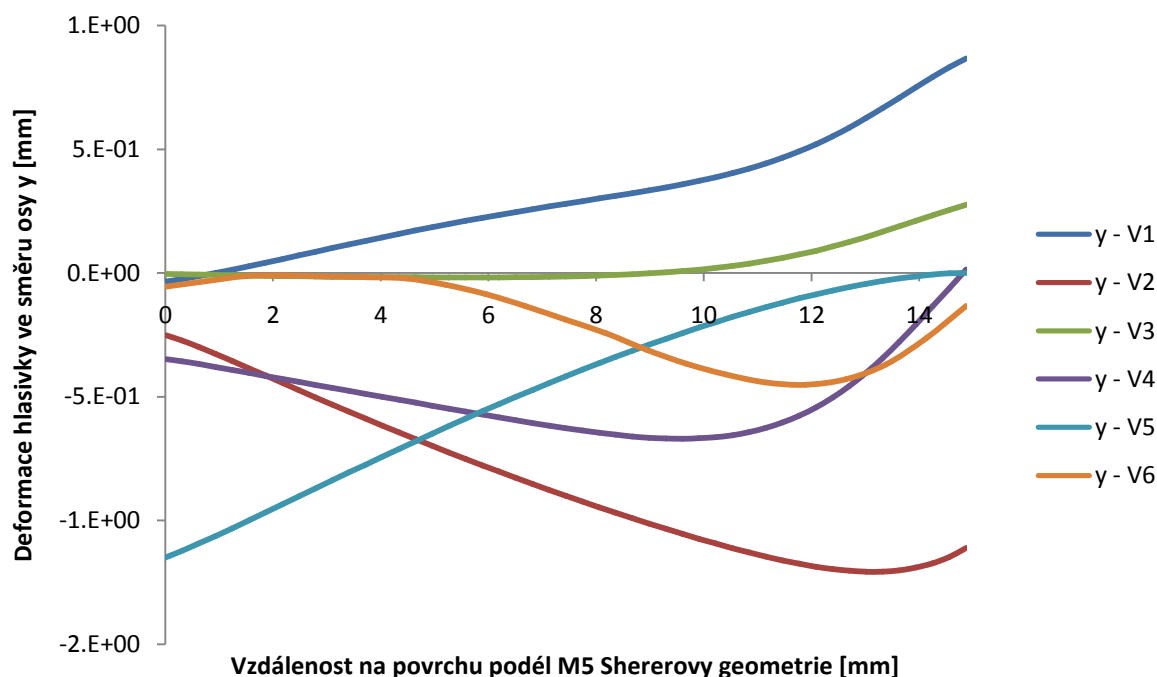
Vypočtené výsledky deformačních posuvů v osách x, y a z jsou pro jednotlivé varianty zobrazeny v následujících grafech – Graf 1, Graf 2 a Graf 3.



Graf 1 Závislost deformace hlasivky ve směru osy x po cestě 1 (Path 1)

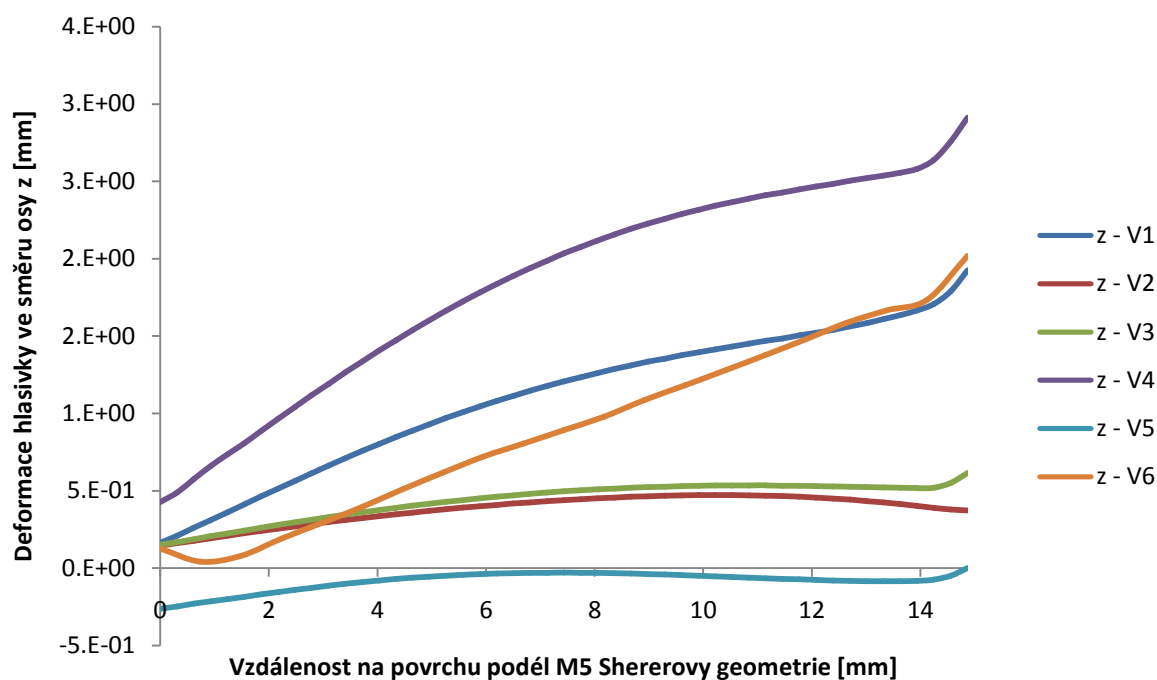
Z grafu (viz Graf 1) vyplývá závislost deformace hlasivky ve směru osy x po cestě 1, což znázorňuje protažení, případně zkrácení podél M5 Schererovy geometrie tkáňe hlasivek. Výrazně podobné výsledky s přibližně lineárním průběhem vykazují posuvy v ose x pro variantu 2 a 3, zahrnující vliv zadané rotace kolem osy x, resp. osy y u hlasivkové chrupavky. Po cestě ve vzdálenosti přibližně od 0 do 5 mm dochází ke zkracování (stlačování) hlasivek. V úseku od 8 do 14,87 mm je zaznamenáno protažení hlasivek s maximální hodnotou na konci geometrie hlasivky. Posuvy ve směru osy x pro variantu 1 mají přibližně lineární průběh s kladnými hodnotami po celém intervalu cesty. Podobný průběh můžeme pozorovat u varianty 4, ale s většími hodnotami deformací především v druhé polovině úseku cesty. V této variantě 4 je u výpočtu zahrnutý celkový pohyb hlasivkové chrupavky. U varianty 5 jsou z grafu zřejmé záporné posuvy (stlačení) po celém průběhu, které způsobují zadané okrajové podmínky, kdy je hlasivková chrupavka nepohyblivá a pohybuje se pouze štítná chrupavka. Varianta 6 zahrnující řešení kontaktu mezi hlasivkami při kompletní definici pohybu hlasivkových chrupavek má nevýrazné počáteční posuvy po cestě od 0 do 2 mm.

V navazujícím úseku cesty dochází k protažení chrupavky, kdy jsou hodnoty oproti odpovídající variantě bez kontaktu (4).



Graf 2 Závislost deformace hlasivky ve směru osy y po cestě 1 (Path 1)

Graf 2 představuje závislost posuvů hlasivky ve vertikálním směru osy y po cestě. Průběhy jsou spíše nelineárního charakteru. Z výsledků numerické simulace je vidět, že kompletní pohyb hlasivkových chrupavek spolu s kontaktem mezi hlasivkami způsobí protažení hlasivky, které je ale přibližně o polovinu menší než protažení pro případ bez kontaktu mezi hlasivkami. Dále pak způsobí ohnutí hlasivky a tím částečné vyboulení ve směru osy z. Toto prohnutí opět vykazuje přibližně poloviční hodnoty oproti variantě bez kontaktu hlasivek. Dochází také k prohnutí ve směru osy y, kdy se hlasivka prohýbá od poloviny směrem dolů, a pak se průhyb směrem k posteriornímu konci opět zmenšuje. U varianty bez kontaktu dochází ve směru osy y k průhybu po celé délce hlasivky. Z grafu je také patrné, že jsou výsledky na konci cesty ovlivněné zadanou hranicí u používané techniky submodelingu.

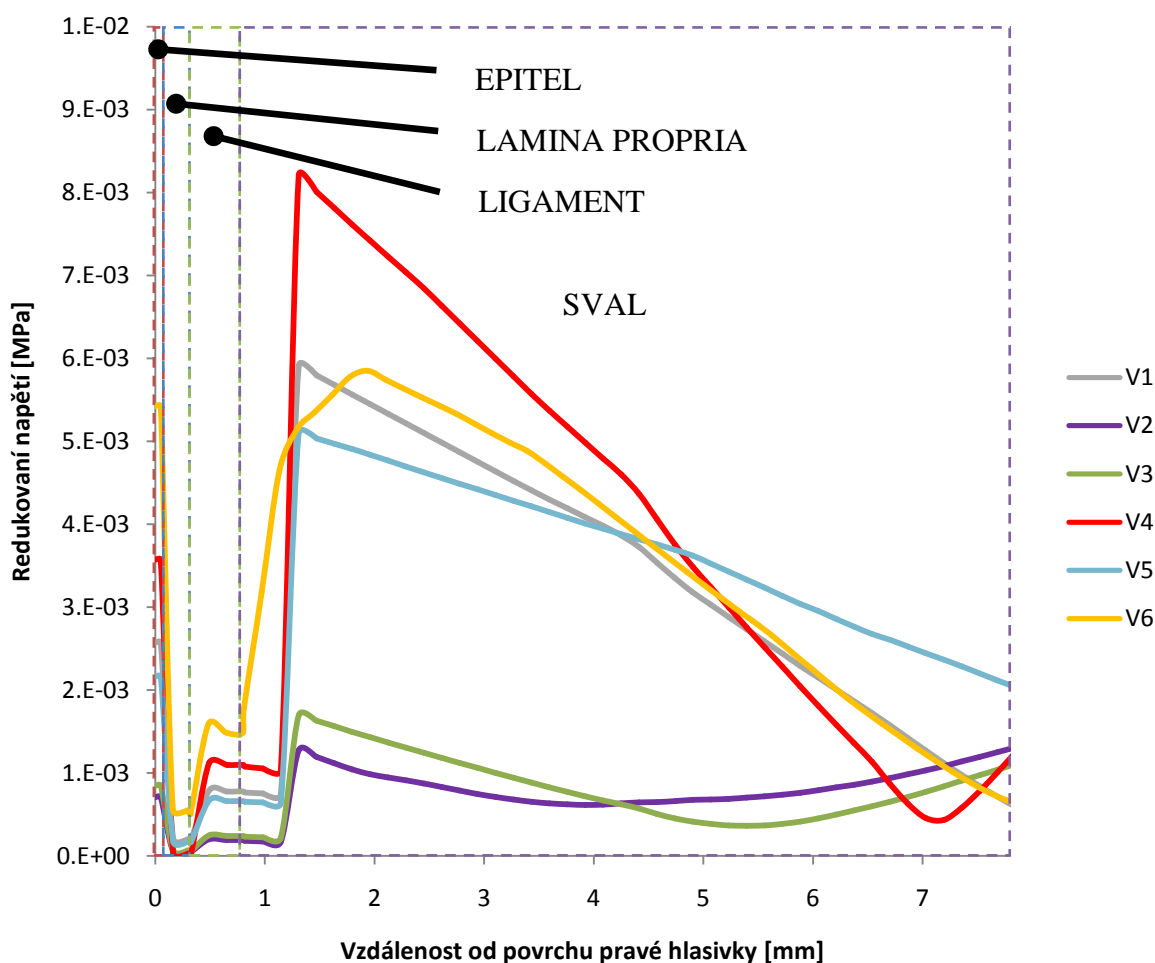


Graf 3 Závislost deformace hlasivky ve směru osy z po cestě 1 (Path 1)

Graf 3 znázorňuje závislost deformace hlasivky ve směru osy z po cestě 1. Podobně jako u předchozího grafu jsou i zde výsledky na konci cesty ovlivněny zadanou hranicí u používané techniky submodelingu.

6.7.2 Vyhodnocení redukovaného napětí

Výsledné průběhy redukovaného napětí jsou vykresleny po cestě 2, která prochází přes vnitřní objem všech čtyř vrstev hlasivky. Na následujícím grafu je porovnáno všech šest řešených variant.



Graf 4 Závislost redukovaného napětí na vzdálenosti od povrchu pravé hlasivky přes všechny vrstvy po cestě 2 (Path 2)

Maximálních vypočtených hodnot redukovaného napětí dle podmínky HMH (viz Graf 4) bylo shodně pro všechny varianty dosaženo u svalu přibližně 0,6 mm od hranice s vrstvou ligament. Poté křivky směrem ke konci cesty klesají. Při **aktivaci svalu IA** (varianta 1) je maximální redukované napětí u svalu 0,0059115 MPa. Výrazně nižší hodnoty jsou při **aktivaci TA svalu** (varianta 2) a odpovídají hodnotě 0,0013097 MPa, což je o 78 % nižší hodnota v porovnání s předchozí variantou. Velmi podobný výsledek je při **aktivaci LCA svalu** s maximem 0,0016966 MPa. Při **aktivaci svalů IA, TA a LCA svalu** (varianta 4) je dosaženo u svalu maximální hodnoty napětí 0,0082057 MPa, což je dle predikce největší hodnota ze všech variant. Při pohybu štítné chrupavky (**aktivace CT svalu**, varianta 5) je maximální redukované napětí 0,0051016 MPa o více než třetinu menší než při kompletním pohybu hlasivkové chrupavky (varianta 4). U varianty 6, kdy dochází ke **kontaktnímu hlasivkám** je maximum 0,005847 MPa.

Dalším místem, kde u varianty 6 s kontaktem vychází velké hodnoty redukovaného napětí je povrchová vrstva hlasivek - epitel. U této varianty je z grafu patrné, že vlivem kontaktního tlaku mezi hlasivkami vzroste výrazně napětí u povrchové vrstvy epitelu, které je relativně porovnatelné s maximálním napětím u svalu. Kontaktní tlak výrazným způsobem ovlivňuje

výsledky redukováného napětí dle hypotézy HMMH v povrchové vrstvě. Hodnoty napětí u vrstev lamina propria a ligament nedosahují tak vysokých hodnot.

Pomocí Tab. 5 budou porovnány hodnoty redukováných napětí dle podmínky HMMH s určením polohy maximálního a minimálního redukováného napětí při vyhodnocení v celém objemu hlasivky pro jednotlivé varianty.

Tab. 5 Maximální hodnoty redukováného napětí dle von Misesse pro celý objem hlasivek

Číslo varianty	Celý objem hlasivky			
	Hodnota $\sigma_{\text{HMMH max}}$ [MPa]	Poloha $\sigma_{\text{HMMH max}}$	Hodnota $\sigma_{\text{HMMH min}}$ [MPa]	Poloha $\sigma_{\text{HMMH min}}$
1.	0,099286	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí	$2,1355 \cdot 10^{-10}$	Ve svalu levé hlasivky na hranici s chrupavkou štítnou
2.	0,030922	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí	$6,7703 \cdot 10^{-11}$	Ve svalu levé hlasivky na hranici s chrupavkou štítnou
3.	0,090192	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí	$2,7118 \cdot 10^{-11}$	Ve svalu levé hlasivky na hranici s chrupavkou štítnou
4.	0,10278	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí	$1,5302 \cdot 10^{-11}$	Ve svalu levé hlasivky na hranici s chrupavkou štítnou
5.	0,04259	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a štítnou chrupavkou	$2,3851 \cdot 10^{-10}$	Ve svalu levé hlasivky na hranici s chrupavkou štítnou
6.	0,042656	V dolní části svalu na hranici s laminou propria a chrupavčitou částí	$4,0317 \cdot 10^{-6}$	Ve svalu v blízkosti chrupavky štítné

Po porovnání variant u Tab. 5 je zjištěno, že **maximální napětí** $\sigma_{\text{HMMH max}}$ je 0,10278 MPa a nachází se u varianty 4 v dolní části svalu na hranici s laminou propria a štítnou chrupavkou. Poloha $\sigma_{\text{HMMH max}}$ je pro všechny varianty stejná. **Minimální napětí** $\sigma_{\text{HMMH min}}$ je u varianty 4 a dosahuje hodnoty $1,5302 \cdot 10^{-11}$ MPa. U varianty 1 je maximální redukováné napětí pouze o 3 % nižší než u varianty 4. Další významné napětí 0,090192 MPa je u varianty 3. V případě variant 2, 5 a 6 jsou maximální napětí o více než polovinu menší než u varianty 4.

U následujících tří tabulek (viz Tab. 6, Tab. 7 a Tab. 8) budou porovnány maximální hodnoty redukovaných napětí dle podmínky HMH s určením polohy při vyhodnocení pro jednotlivé řezy.

Tab. 6 Maximální hodnoty redukovaného napětí dle von Misesse u řezu č. 1 (Surface 1)

Číslo varianty	Řez č. 1 (Surface 1)	
	Hodnota $\sigma_{\text{HMH max}}$ [MPa]	Poloha $\sigma_{\text{HMH max}}$
1.	0,0065852	V dolní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria
2.	0,0029501	V horní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria a pletivem
3.	0,0021312	V dolní části svalu na hranici s pletivem
4.	0,01017	V dolní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria
5.	0,0050594	V horní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria
6.	0,007800	V dolní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria

Tab. 7 Maximální hodnoty redukovaného napětí dle von Misesse u řezu č. 2 (Surface 2)

Číslo varianty	Řez č. 2 (Surface 2)	
	Hodnota $\sigma_{\text{HMH max}}$ [MPa]	Poloha $\sigma_{\text{HMH max}}$
1.	0,0062965	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
2.	0,0020269	V horní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria a pletivem
3.	0,002106	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
4.	0,0092058	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
5.	0,005662	V horní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
6.	0,006750	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament

Tab. 8 Maximální hodnoty redukováného napětí dle von Misesse u řezu č. 3 (Surface 3)

Číslo varianty	Řez č. 3 (Surface 3)	
	Hodnota $\sigma_{\text{HMH max}}$ [MPa]	Poloha $\sigma_{\text{HMH max}}$
1.	0,0066393	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
2.	0,0013514	Ve střední části svalu na hranici s vrstvou ligament
3.	0,0017849	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
4.	0,0087496	V dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
5.	0,0062227	V horní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament
6.	0,005800	Ve střední části svalu na hranici s vrstvou ligament

Maximálních hodnot je shodně dosaženo u všech tří vyhodnocovaných řezů v místě dolní části svalu na hranici s vrstvami lamina propria a ligament. V případě řezu 1 se jedná o maximální hodnotu ze všech tří řezů a je rovna 0,01017 MPa. Porovnáme-li maximální redukována napětí dle von Misesse na jednotlivých řezech pro úplně zadaný pohyb hlasivkových chrupavek bez kontaktu a s kontaktem (varianty 4 a 6) vidíme, že u varianty s kontaktem vychází maximální redukována napětí přibližně o 0,003MPa nižší než u varianty bez kontaktu. To je způsobeno tím, že vzájemný kontakt hlasivek omezí jejich deformace (hlasivky se tolik neprohnu a nevyboulí), jak je vidět i s hodnot posuvů v grafech 1 až 3 v kapitole 6.7.1.

6.7.3 Vyhodnocení normálových a smykových napětí

Varianta 4 zahrnuje oproti ostatním variantám navíc vyhodnocení normálových a smykových napětí, viz kapitola 6.4.3.

Normálová napětí byla vyhodnocena v osách x, y a z na řezu 2 (Surface 2), z nichž je po porovnání maximální hodnota 0,0089514 MPa podél hlasivky **v ose x**. Poloha maxima je v místě spodní části svalu na hranici s vrstvami ligament a lamina propria. Tato hodnota je téměř o 100% větší než maximální hodnoty normálových napětí **v osách y** (0,00016075 MPa) a **z** (0,00023383 MPa), které jsou umístěny shodně u dolní části svalu na hranici s laminou propria a případně pletivem.

Smyková napětí v rovinách xy, xz a yz byla vyhodnocena u hlasivky také na řezu 2 (Surface 2). **V rovině xz** je maximum 0,0011759 MPa u horní části svalu na hranici s vrstvou lamina propria v blízkosti vrstvy ligament. Maximum 0,0003077 MPa je **v rovině xy** u střední části svalu na hranici s nevyobrazeným pletivem. Tato hodnota je o 74 % nižší než napětí

v rovině xz. Maximální hodnota **v rovině yz** je $5,0165e-5$ MPa, což je hodnota o 96 % nižší než napětí v rovině xz. V tomto případě je poloha maxima spíše u horní části svalu na hranici s pletivem, které není zobrazeno.

Při následném porovnání maximálního normálového napětí (tj. v ose x) a maximálního smykového napětí (tj. v rovině xz) zjistíme, že normálové napětí je cca 8-násobně vyšší než smykové napětí. Nejpravděpodobněji se tkáň může porušit podél hlasivky v ose x.

7 PŘÍPRAVA MODELU PRO AKTIVACI POHYBU HLASIVEK PŮSOBENÍM SVALŮ

K budoucí aktivaci pohybu vytvořeného modelu působením svalů bude použit model trojrozměrné deformace tkání působením svalů, vyvinutého pro dynamickou simulaci hlasivek při abdukci a addukci (Hunter 2004). Jedná se o jeden z nejnovějších modelů dostupných v literatuře. Hlasivkové vazy a thyroarytenoidní svaly (značeny TA) byly u hlasivek nadefinovány jako kompozit vláknogel s izotropními vlastnostmi materiálu gelu. Vlákná mají kontraktilní a nelineární deformačně napěťové charakteristiky. Model je vytvořen na základě publikovaných dat s rozsahy pohybů.

Dynamika hlasivek je řešena pro velké a relativně pomalé deformace při abdukci nebo addukci hlasivek nebo jejich protažení v důsledku pohyblivých hranic a vnitřních sil od svalů. Dále je řešena pro malé a relativně rychlé deformace při kmitání.

Tvorba FEM modelu sestává z těchto kroků:

- definice diferenciálních rovnic pro dynamiku svalu
- identifikace cílové geometrie (anatomické vlastnosti)
- určení konstitutivních rovnic a materiálových vlastností
- zadání okrajových podmínek a vazeb
- MKP diskretizace
- výpočet s výsledky numerické analýzy

Diferenciální rovnice musí zahrnovat velké deformace (nebo konečná přetvoření) při pohybu hlasivek. Rovnice budou založeny na osmiuzlových prostorových šestistěnech (hexaedrech), pyramidách a prizmatických vrstvách ze šestihranů. **Cílovou geometrií** je hrtan muže s referenční prstencovou chrupavkou.

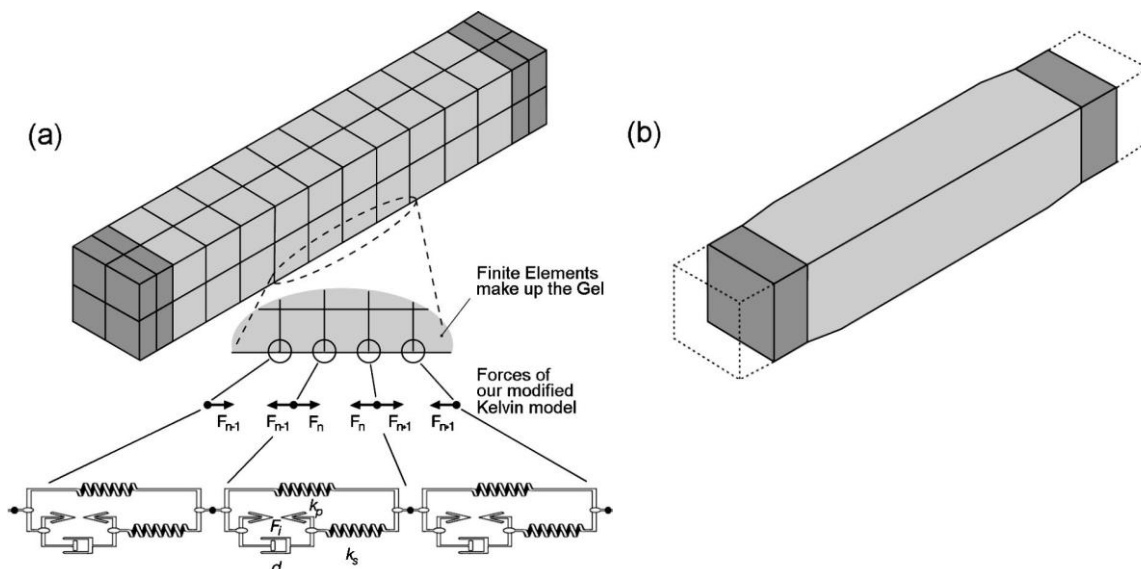
Tkáně klasifikované jako vláknité zahrnují hlasivkový vaz a vnitřní hlasivkové svaly. Mezi nevláknité tkáně patří chrupavka, sliznice, povrchová vrstva laminy proprii (kromě hlasivkového vazy) atd. Odezvy při deformacích vláknitých a nevláknitých tkání lze charakterizovat pomocí **konstitutivních vztahů**. Pro model s různými tkáněmi jsou z literatury získány materiálové vlastnosti (parametry pro konstitutivní modely). Závislost napětí a deformace představuje konstitutivní rovnice.

Při definování hlasivkových tkání jsou brány v úvahu tři předpoklady:

- tkáně jsou téměř nestlačitelné
- tkáně jsou izotropní
- vláknité tkáně jsou superpozicí kontraktilních nebo jiných vláknitých vlastností na izotropii tkání

Hookovým zákonem pro 3D byla popsána izotropní tkáň. Pro tah a tlak za předpokladu malých napětí a malých deformací lze vyjádřit Hookův zákon ve tvaru $\sigma = E \cdot \varepsilon$, kde σ a ε představují napětí a relativní prodloužení. Hookův zákon pro 3D bere v úvahu smykové a normálové složky napětí.

Na Obr. 130 je ilustrován svalový svazek (TA sval) s Kelvinovým modelem vlákna.



Obr. 130 Svalový svazek s chrupavkami na obou koncích (tmavší barva) (Hunter 2004)

Popis obrázku: a) detail hrany, kde jsou vlastnosti modifikovaného Kelvinova modelu vlákna superponovány na konkrétní uzly, tím je aktivován pohyb a dochází ke svalové kontrakci se zahrnutím viskozity; a b) kontrakce TA svalového svazku s počáteční polohou (tečkovaně)

Nyní si uvedeme dvě významné rovnice reprezentující kompletně upravený Kelvinův model vlákna. Zahrnují aktivní a pasivní napětí svalových vláken. Tento model vlákna, který se používá v kombinaci s trojrozměrným izotropním konstitutivním vztahem uvedeným níže, lze považovat za základ pro trojrozměrnou vláknitou tkáň MKP modelu hlasivek.

Vnitřní kontraktilní napětí se vztahuje k aktivnímu napětí σ_a přes diferenciální rovnici, která obsahuje empiricky zjištěnou vnitřní kontrakci v čase t_i ,

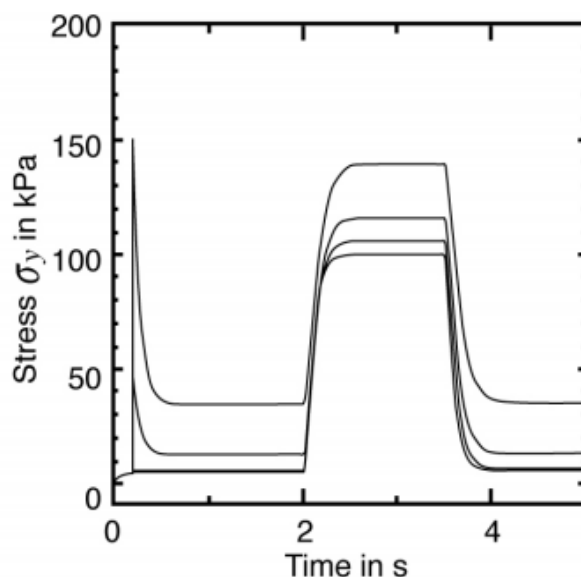
$$t_i \cdot \dot{\sigma}_i + \sigma_i = \sigma_a.$$

Celkové napětí bez vláken odpovídá vnitřnímu aktivnímu napětí σ_i , přidanému k pasivnímu napětí σ_p ,

$$t_s \cdot \dot{\sigma}_T + \sigma_T = \sigma_p + E \cdot t_p \cdot \dot{\varepsilon}_y + \sigma_i.$$

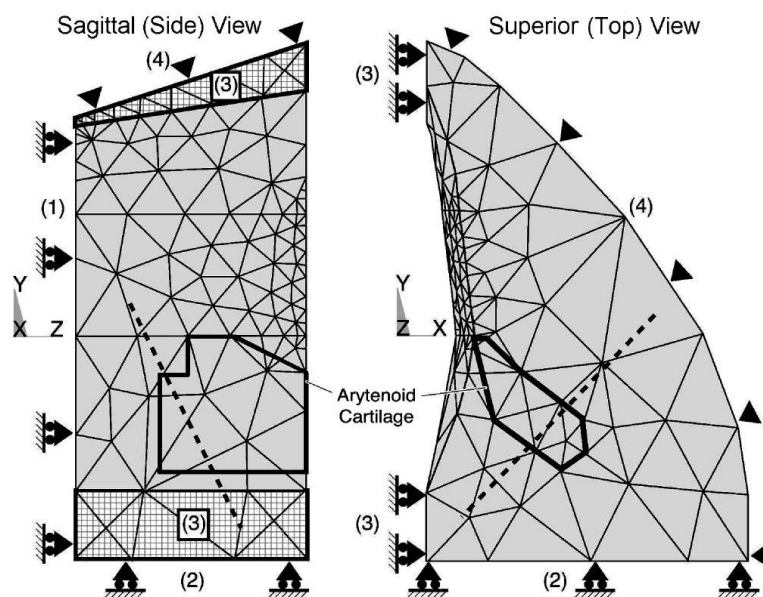
Kde t_s je sériová časová konstanta, t_p je paralelní časová konstanta, σ_T je celkové axiální napětí, E je Youngův modul pružnosti a ε_y je axiální deformace (nezávislá proměnná).

Na Obr. 131 je příklad vypočteného průběhu napětí Kelvinova modelu vlákna jako odezva na nervový impuls (tetanus stimulation) - jednotlivé křivky odpovídají různým hodnotám přetvoření 0%, 10%, 20%, 30%, 40%. Dle literatury (Hunter 2004) z NCVS.



Obr. 131 Průběh napětí Kelvinova modelu vlákna dle (Hunter 2004) z NCVS

Okrajové podmínky a vazby použité v modelu (Hunter 2004) jsou nastaveny tak, aby odpovídaly skutečné funkci hlasivek při abdukci a addukci. Okrajové podmínky modelu (viz Obr. 132) omezují pohyblivost (počet stupňů volnosti) na: hranici inferior (směrem dolů) ve směru osy z ($d_z = 0$) – plocha (1); hranici posterior (směrem dozadu) ve směru osy y ($d_y = 0$) – plocha (2); sdílené mediální hranici (vlevo) v blízkosti komisury anterior (směrem dopředu) a glottis posterior (směrem dozadu) ve směru osy x ($d_x = 0$) – plocha (3); a latero-anteriorní hranici (k chrupavce štítné) ve všech směrech (štítná chrupavka, $d_x = d_y = d_z = 0$) – plocha (4).



Obr. 132 Prostorový model hlasivek zahrnující 1721 elementů (Hunter 2004)

Popis obrázku: 1) hranice inferior (směrem dolů), 2) hranice posterior (směrem dozadu), 3) hranice mediální (směrem ke středu), 4) hranice latero-anteriorní (k chrupavce štítné). Osa (tečkovaná čára) zobrazuje kinematiku hlasivkové chrupavky vzhledem k prstencové chrupavce.

Hunterem použité materiálové vlastnosti jsou uvedeny níže v Tab. 9.

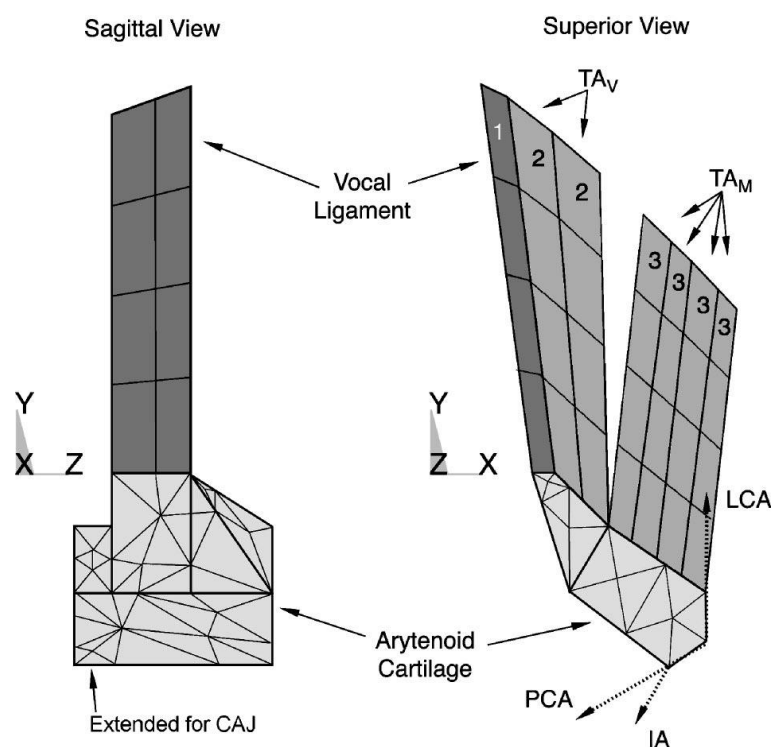
Tab. 9 Základní materiálové parametry; převzato a upraveno z (Hunter 2004)

Popis parametrů	Symbol	Chrupavka	Tkáně svalstva	Vaz	TA sval
Youngův modul	E	30 MPa	20.7 kPa	Tab II. (Hunter 2004)	
Poissonův poměr	ν	0.47	0.47	0.47	0.47
Rayleighova hmotnost	α	32.3	32.3	32.3	32.3
Rayleighova tuhost	β	6.87×10^{-4}	6.87×10^{-4}	6.87×10^{-4}	6.87×10^{-4}
Hustota	ρ	1.043 g/cm ³	1.043 g/cm ³	1.043 g/cm ³	1.043 g/cm ³
Plocha příčného průřezu	A	NA	NA	5 mm ²	63.8 mm ²

MKP model je vytvořen v programovém prostředí Ansys. Vlákenné tkáně jsou simulovány jako kompozit vlákno-gel. Ten je vytvořený superponováním vlastností vláken do izotropního konečněprvkového modelu pomocí speciálního podprogramu napsaného v Ansys Parametric Design Language. Tento podprogram je k dispozici (Hunter 2004) z NCVS, a bude ho možné po úpravě zahrnout do MKP modelu vytvořeném v této práci. Jedná se o transientní analýzu (v časové oblasti). Vyskytují se zde nelinearity geometrické s velkými deformacemi a materiálové. Tyto aspekty mají vliv na náročnost úlohy z hlediska délky výpočtového času, protože při zahrnutí obou typů nelinearit, vyžaduje jeden časový krok více iterací. Nelineární výpočet je v Ansysu řešen dle metody Newton-Raphson.

Na základě TA submodelu s testovaným materiálem kompozitu vlákno-gel (viz Obr. 130) je vytvořen výpočtový model k realizaci pohybu hlasivek (viz Obr. 132). PCA, LCA a IA svaly se modelují silami v bodech působících na hlasivkovou chrupavku (viz Obr. 133). Tyto bodové

síly jsou vypočteny pomocí vlastností určených z modelu vlákna. Přestože jsou síly bodové, jejich směr se mění a virtuální délka je vytvořena výpočtem vzdálenosti mezi bodem, ve kterém je síla působící na arytoidní chrupavku a pevným bodem v prostoru představujícím druhý konec svalu (na základě známých délek a orientací) – viz Tab. 10. Virtuální délky a směry působení se mění s pohybem chrupavek, kdy dochází i ke změně deformace a deformační historie pro uskutečnění výpočtu, což model také zohledňuje.



Obr. 133 Model arytoidní chrupavky a objemového kompozitu vlákno-gel (Hunter 2004)

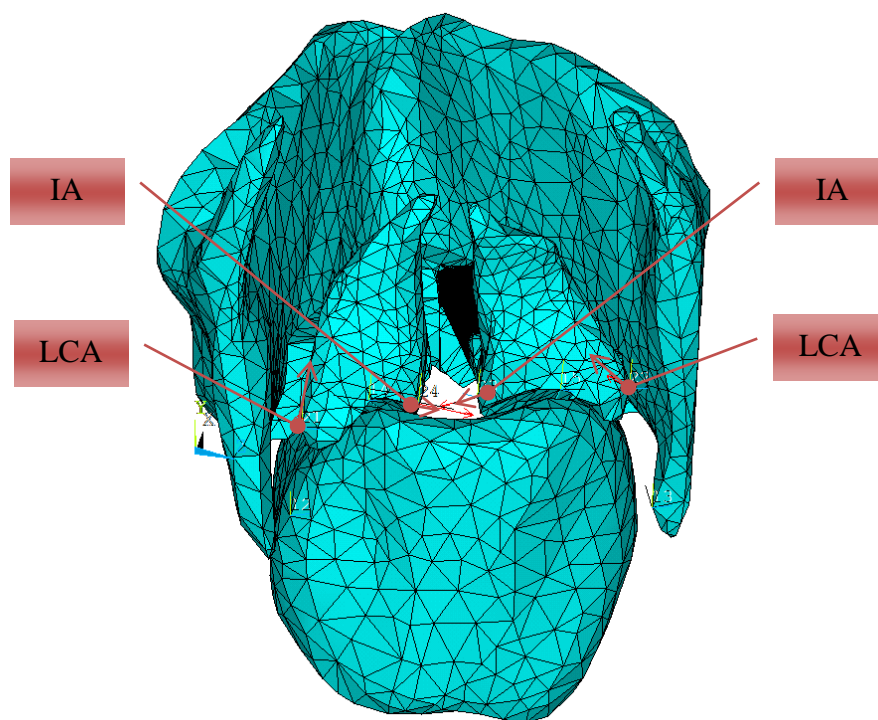
Popis obrázku: Tři typy modelovaných kompozitů vlákno-gel: TA_M , TA_V a hlasivkový vaz. Vnitřní svalové adduktory a abduktory (PCA, LCA a IA) připojené k aktivaci svalů. Vektory v pohledu superior (horní) představují aplikaci sil (v rovině xy) u těchto tří svalů.

Tab. 10 Anatomické vlastnosti při abdukci a addukci psích svalů (PCA, LCA a IA) (Mineck 2000) a lidského TA svalu: směrové kosiny, délky a průřezy všech svalů. TA svaly byly seřazeny do pěti svalových svazků téměř stejných průřezů – celková plocha TA svalu ($563,8 \text{ mm}^2$) na základě měření vláken z více zdrojů; převzato a upraveno z (Hunter 2004).

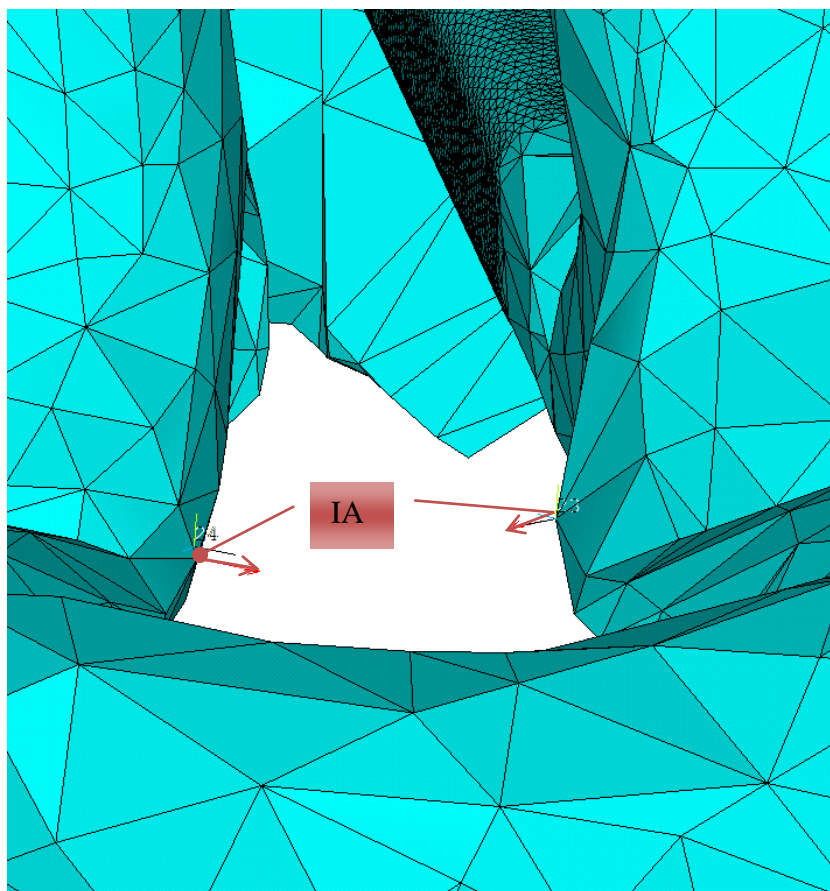
Směr vláken	Směrové kosiny			Délka (mm)	Plocha příčného řezu
	l	m	n		
PCA	-0.666	-0.228	-0.710	11.5	34.2 mm^2
LCA	-0.158	0.902	-0.403	14.4	21.2 mm^2
IA	-0.692	-0.627	-0.358	9.4	12.1 mm^2
TA _V	-0.187	0.932	-0.222	16.6	22% of total
	-0.135	0.945	-0.213	17.9	20% of total
	-0.129	0.963	-0.169	17.8	20% of total
TA _M	0.207	0.916	-0.247	19.8	19% of total
	0.288	0.9905	-0.223	20.8	19% of total

Každý ze svalů (tj. IA, LCA, PCA, TA_V a TA_M) je postupně aktivován na 100% (% aktivního napětí ve svalu). Pro všechny svaly jsou parametry modelu vláken shodné, i přes odlišné anatomické vlastnosti.

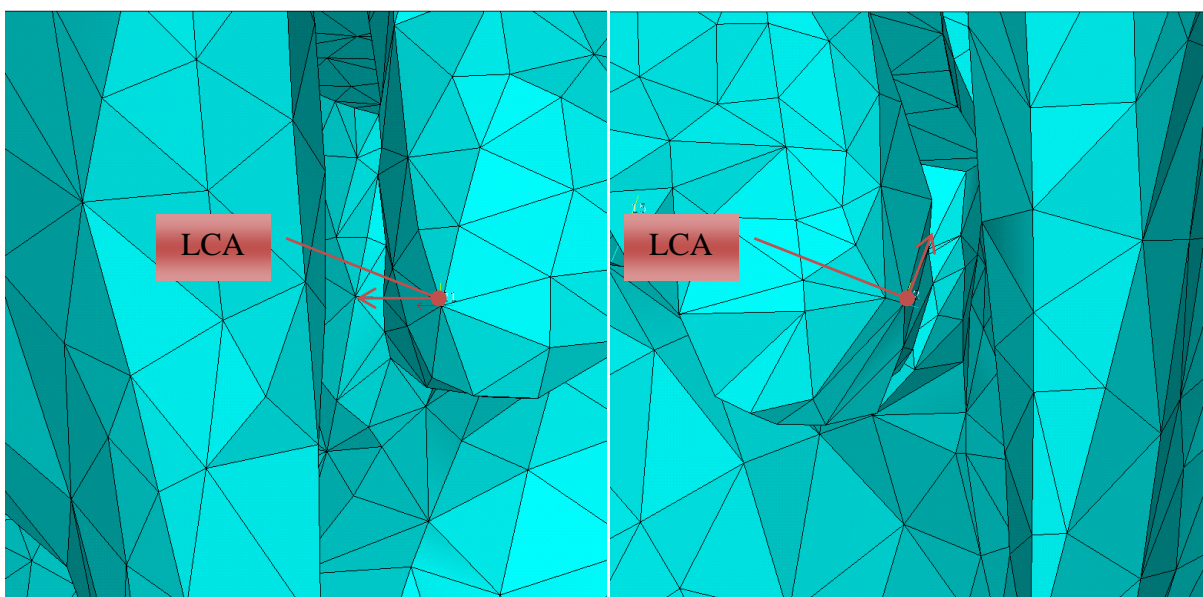
Na základě těchto směrů působení LCA a IA svalů byl v systému vytvořen prvotní model působení bodových sil od těchto svalů na MKP model vytvářený v této práci, viz Obr. 134, Obr. 135 a Obr. 136 (Ansys CLASSIC).



Obr. 134 Model působení bodových sil od IA a LCA svalů

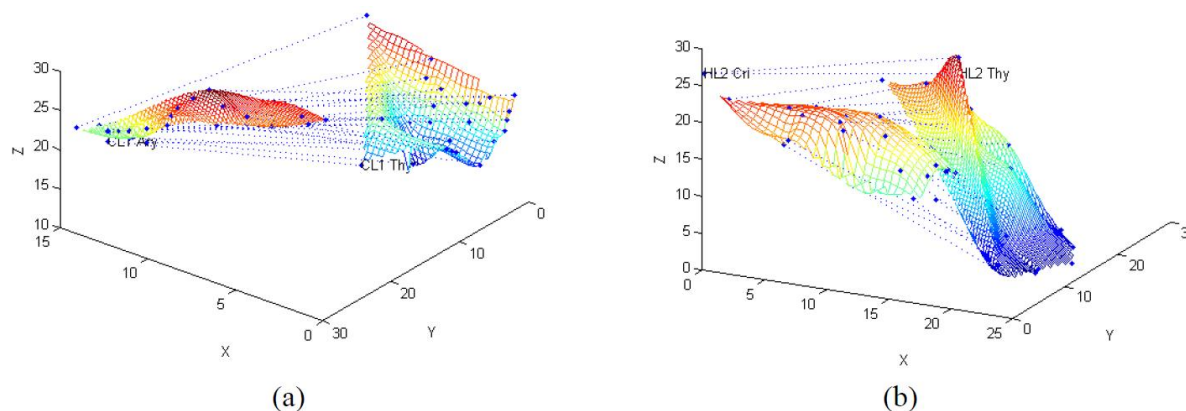


Obr. 135 Detail působení bodových sil od IA svalů – levá a pravá hlasivková chrupavka



Obr. 136 Detaily působení bodových sil od LCA svalů – a) levá hlasivková chrupavka, b) pravá hlasivková chrupavka

Při tvorbě modelu svalů bude rovněž možno využít detailně vypracovanou anatomii lidských a psích CT a TA svalů (Hunter 2012), vytvářených jako trojrozměrné svazky ze čtyř až pěti jednotlivých svalů. Na Obr. 137 jsou názorně zobrazeny koncové body pro CT a TA svaly pro propojení s chrupavkami. Všechna tato data z článku jsou dostupná ve formě excelovských tabulek.

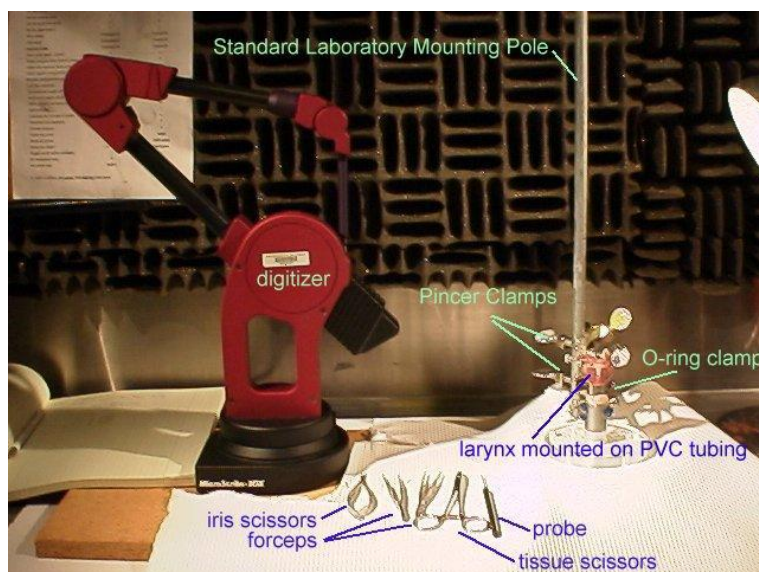


Obr. 137 3D zobrazování koncových bodů svazků svalových vláken (Hunter 2012)

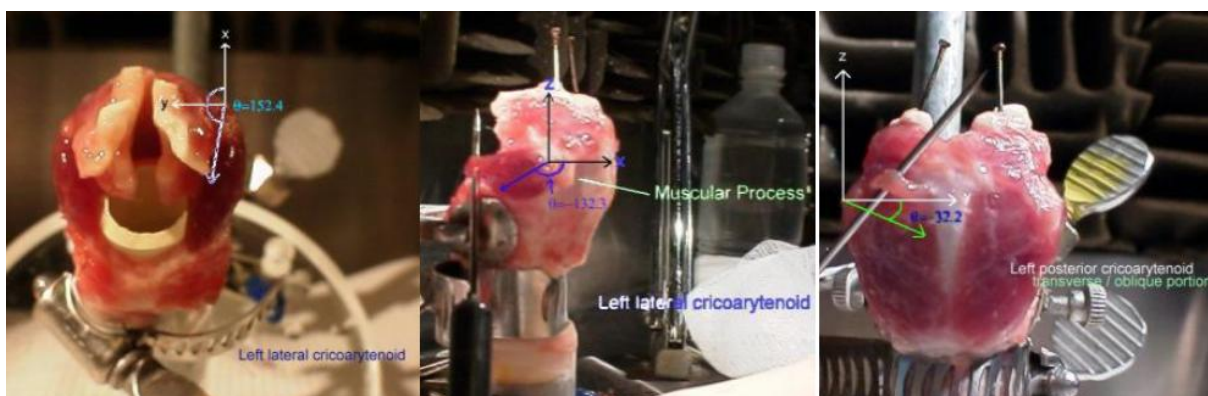
Popis obrázku: a) TA sval pravé části hrtanu, b) CT sval levé části chrupavky.

Existují dostupná APDL makra s řešením diferenciálních rovnic popisujících kontrakci nebo protažení svalů (Hunter 2012).

Měření vzorků bylo provedeno za použití speciálního přístroje MicroScribe-EDX digitizér s přesností 0,2mm (viz Obr. 138), což je pohyblivý snímač průběžně udávající polohu za použití diskretních čísel. Ze vzorků jsou separovány svalové svazky a poté zaznamenány jejich původní souřadnice (viz Obr. 139). Průměrně čtyři až pět svalových svazků bylo měřeno pro IA sval. Další měření zahrnovala měření osmi až deseti svalových svazků pro LCA sval a PCA sval (viz Obr. 140). Přibližně se stejnými plochami průřezů byla zjištěna hmotnost pro každý svazek. Průměrný průřez, směr a průměrná délka svalu byly zaznamenány již dříve.



Obr. 138 Experimentální měření (Hunter 2012)



Obr. 139 Pitva a orientace svalových svazků (Hunter 2012)

Popis obrázku: a) LCA sval vlevo, b) LCA sval vlevo a proces svalu, c) vlevo PCA sval



Obr. 140 Vzorky svalů z pitvy (Hunter 2012)

Závěr

V první části práce byla stručně popsána funkce hlasivek a biomechanika tvorby lidského hlasu. Navazuje další část, kde je uveden stručný přehled dosud v literatuře publikovaných výpočtových modelů funkce lidských hlasivek, od nejjednodušších hmotových modelů po modely s vysokým počtem stupňů volnosti, řešených metodou konečných prvků. Tyto teoretické skutečnosti byly základem pro stěžejní činnost práce, zabývající se výpočtovým modelováním pohybu a napjatosti tkáně hlasivek při nastavování do fonačního postavení.

Nejprve byl vytvořen model geometrie hrtanu na základě přesných snímků pořízených zobrazovací metodou MRI (Magnetic Resonance Imaging). Získaná data byla modifikována pomocí programových prostředí CATIA V5 a PTC Creo 2.0. Do modelu byla importována upravená čtyřvrstvá M5 Schererova geometrie tkání hlasivek, která tvoří základ pro mnoho výpočetních a experimentálních studií. Model hrtanu byl upravován tak, aby bylo co nejlépe vystihnuté reálné chování hlasivek a zároveň byl výpočetně řešitelný s přijatelnou chybou. Při řešení prostorového výpočtového modelu velké množství různých aspektů ovlivňovalo řešitelnost výpočtového modelu.

Model geometrie byl relativně komplikovaný, přesto zůstal i po některých zjednodušeních kompletní. Součástí modelu bylo relativně mnoho tvarově složitých těles, především chrupavek. Vliv měla také vrstevnatá struktura hlasivek nebo také nesymetrie mezi levou a pravou částí hrtanu.

U modelu materiálu by měl být korektně uvažován hyperelastický a viskoelastický materiál. Ovšem pro zjednodušení byl v prvním kroku použit izotropní, homogenní, lineárně elastický model materiálu. Dalším problémem bylo zjištění materiálových charakteristik, především u tkání. U experimentu je obtížná až nemožná realizace uvnitř lidského těla (*in vivo*). Měření na tkáních mimo biologické prostředí (*in vitro*), kde dochází ke změně jejich vlastností, je také komplikované. Výsledkem bývají velké rozptyly hodnot materiálových parametrů uváděných v literatuře.

Dalším problémem bylo modelování pohybu relativně tuhých těles chrupavek společně s velkými deformacemi připojené poddajnější tkáně hlasivek. Ve skutečnosti se také jedná o přechodový děj probíhající v čase. Pro první přiblížení a naladění modelu byla úloha řešena jako statická. Vyskytovaly se zde všechny nelinearity. Do modelu byly zahrnuty kontakty a pomocí submodelingu velké deformace. Výpočtový model byl řešen nejprve v programovém prostředí Ansys CLASSIC, ve kterém po diskretizaci sítě v prostředí Ansys ICEM CFD 15.0, nebylo u elementů typu SOLID185 (mají v každém uzlu jako volnosti tři posunutí) podporováno zadání pootočení při následném výpočtu. Tento model byl také tvořen cca 900 000 elementy, což vedlo k dlouhým výpočtovým časům. Stejná úloha byla řešena za použití techniky submodelingu s použitím nového nástroje Submodeling Extension R14.5 v programovém prostředí Ansys Workbench 15.0, kde byly řešeny jednotlivé pohyby chrupavek odpovídající aktivaci jednotlivých svalů. Princip techniky submodelingu nebo také metody hraničních posuvů spočívá v tom, že jsou na hranice detailního samostatného modelu (submodelu) korektně interpolovány globální okrajové podmínky, získané výpočtem

z globálního jednoduššího modelu. Zde byly z celkového modelu hrtanu přeneseny vypočtené posuvy na submodel tvořený pouze měkkou tkání hlasivek. Ovšem v tomto programu se nepodařilo zajistit správnou funkci kontaktu mezi hlasivkami, proto byla úloha submodelingu převedena do systému Ansys CLASSIC, kde kontakt už fungoval správně.

Následně byl u všech šesti variant vyhodnocený pohyb a napjatost v měkké tkáni hlasivek vlivem jednotlivých pohybů chrupavek odpovídající aktivaci jednotlivých svalů. U varianty, která odpovídá aktivaci IA, TA a LCA svalu byl vyhodnocen i kontakt mezi hlasivkami, který společně s pohybem hlasivkových chrupavek přispívá k tomu, že protažení hlasivky je přibližně o polovinu menší než pro variantu bez kontaktu mezi hlasivkami. Tento kontakt má také vliv na přibližně poloviční ohnutí hlasivky. Také způsobuje v porovnání s ostatními variantami větší výslednou hodnotu redukovaného napětí na povrchové vrstvě hlasivek – epitelu, která je relativně porovnatelná s maximem u svalu. Pro všechny varianty platí, že po vykreslení na cestě procházející přes objem všech vrstev hlasivky se maximální hodnoty redukovaného napětí shodně nachází u svalu přibližně 0,6 mm od hranice s vrstvou ligament. Po porovnání variant se zadaným pohybem chrupavky s kontaktem a bez kontaktu vykreslením redukovaného napětí po řezech, můžeme zjistit, že u varianty s kontaktem vychází maximální redukované napětí přibližně o 0,003 MPa nižší než bez zahrnutí kontaktu. Je to způsobeno omezením deformací vlivem vzájemného kontaktu hlasivek. Závěrečná část práce se věnovala přípravě modelu pro aktivaci pohybu hlasivek působením svalstva hrtanu.

Výpočtový model vytvořený v rámci této práce poslouží jako základ pro další modelování funkce lidských hlasivek. Například je možné realizovat výpočtové modelování pohybu a napjatosti hlasivek pro jiné používané zjednodušené modely geometrie tkání hlasivek, tvořící základ pro celou řadu výpočetních studií, a to např. modely Titze a Talkin (1979) a Alipour (2000). Dalším námětem z hlediska budoucího vylepšování výsledků by bylo vytvoření jemnější sítě konečných prvků, uvažování hyperelastického a viskoelastického materiálu, a v neposlední řadě upřesnění materiálových charakteristik. Model bude také nutno rozšířit o aktivaci pohybu hlasivek působením většího množství svalů hrtanu s jejich vzájemným sladěním. Přípravě tohoto modelu se věnovala poslední kapitola této práce. Výpočtové modelování pohybu a napjatosti při nastavování do fonačního postavení bude také využito při porovnání a zjištění počátečního stavu napětí pro model interakce tekutina-struktura-akustika od pana Ing. Pavla Švancary, Ph.D. (Švancara 2011).

I když prezentovaný výpočtový model nezahrnuje všechny vlastnosti a komplikované jevy probíhající u skutečného lidského hrtanu, jak již bylo uvedeno, může přispět k pochopení některých otázek, týkajících se biomechaniky tvorby lidského hlasu, což bylo autorovým osobním cílem.

Bibliografie

COOK, Douglas Dwight. 2009. *Systematic structural analysis of human vocal fold models*. West Lafayette, Indiana. Dissertation. Purdue University.

ČIHÁK, Radomír. 2002. *Anatomie 2*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 470 s. ISBN 80-247-0143-X.

DRŠATA, Jakub a Viktor CHROBOK. 2011. *Foniatrie, hlas*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 321 s. ISBN 978-807-3111-168.

EWALD, J. Rich. 1913. Zur Konstruktion von Polsterpfeifen. *Pflüger's Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*. Vol. 15, 4-6, s. 171-186. DOI 10.1007/BF01680977. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF01680977>

FANT, Gunnar. 1970. *Acoustic Theory of Speech Production: With Calculation Based on X-Ray Studies of Russian Articulations*. The Hague: Walter de Gruyter, Incorporated. ISBN 9027916004.

FLANAGAN, J. a L. LANDGRAF. 1968. Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*. Vol. 1, issue 1, s. 57-64. DOI 10.1109/TAU.1968.1161949. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1161949>

HIRANO, M.. 1975. Official report: phonosurgery, basic and clinical investigations. *The 76th Annual Convention of the Oto-Rhino-Laryngological Society of Japan*.

HORÁČEK, Jaromír, Karel KOZEL, Petra PUNČOCHÁŘOVÁ a J. FÜRST. 2008. Unsteady numerical computation of airflow through vocal folds. In: *6th International conference on voice physiology and biomechanics*. CD-ROM: CD-ROM, s. 175-176.

HRŮZA, Václav. 2007. *Modelování funkce hlasivek pomocí MKP*. Brno. Disertační práce. VUT, FSI, ÚMTMB.

HUNTER, Eric J., Ingo R. TITZE a Fariborz ALIPOUR. 2004. A three-dimensional model of vocal fold abduction/adduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 11, issue 4, s. 1747–1759. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.1652033>.

HUNTER, Eric J. a Ingo R. TITZE. 2004. Dynamics of a three-dimensional model of vocal fold abduction/adduction. *The National Center for Voice and Speech Online: Technical Memo* [online]. no. 3 [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://www.ncvs.org/ncvs/library/tech/NCVSTechnicalMemo03.pdf>

HUNTER, Eric J., Scott L. THOMSON, Marshall SMITH a Susan THIBEAULT. 2012. National Repository for Laryngeal Data. *National Repository for Laryngeal Data* [online]. [cit. 2014-02-16]. Dostupné z: <http://www.nrl.org>

ISHIZAKA, K. a J. L. FLANAGAN. 1972-07. Synthesis of Voiced Sounds From a Two-Mass Model of the Vocal Cords. *Bell System Technical Journal*. Vol. 5, issue 6, s. 1233-1268.

DOI 10.1002/j.1538-7305.1972.tb02651.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/j.1538-7305.1972.tb02651.x>

JANÍČEK, Přemysl. 2007. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí : učební texty*. 1. vyd. Brno: CERM, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 978-80-7204-555-61.

KLÍMA, Jaromír. 2009. *Výpočtové modelování funkce lidských hlasivek*. Brno. Diplomová práce. VUT, FSI, ÚMTMB.

LAN, Hai. 2006. *An investigation into the dynamic response of vocal folds*. Auckland. Diploma Thesis. AUT University.

LINK, G., M. KALTENBACHER, M. BREUER a M. DÖLLINGER. 2009. A 2D finite-element scheme for fluid–solid–acoustic interactions and its application to human phonation. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. Vol. 19, 41-44, s. 3321-3334. DOI <http://dx.doi.org/10.1016/j.cma.2009.06.009>.

MARTÍNEK, Tomáš. 2013. *Využití metody konečných prvků pro modelování patologických změn v tkáni lidských hlasivek a jejich projev ve videokymogramu*. Brno. Diplomová práce. VUT, FSI, ÚMTMB.

MATUG, Michal. 2008. *Analýza formantů českých samohlásek generovaných nahlas a šeptem*. Brno. diplomová práce. VUT, FSI, ÚMTMB.

MINECK, Corey W., Niro TAYAMA, Roger CHAN a Ingo R. TITZE. 2000. Three-dimensional anatomic characterization of the canine laryngeal abductor and adductor musculature. *Annals of otology, rhinology and laryngology*. St. Louis: Annals Publishing Company, no. 5, s. 505-513. ISSN 0003-4894.

MIŠUN, Vojtěch. 2010. *Tajemství lidského hlasu*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 391 s. ISBN 978-80-214-3499-8.

MIŠUN, Vojtěch a Karel PŘIKRYL. 2004. The source voice generation on the basic of the "compressed air bubble" principle. *Internacional conference on voice physiology and biomechanics*.

NETTER, Frank H. 2005. *Anatomický atlas člověka: překlad 3. vydání. 2., rozš. vyd.* Praha: Grada. ISBN 80-247-1153-2.

PAVLICA, Ondřej. 2011. *Výpočtové modelování interakce kmitajících hlasivek s proudem vzduchu*. Brno. Diplomová práce. VUT, FSI, ÚMTMB.

SELBIE, W. Scott, Sally L. GEWALT a Christy L. LUDLOW. 2002. Developing an anatomical model of the human laryngeal cartilages from magnetic resonance imaging. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 11, issue 3, s. 1077-1090. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.1501586>.

- SELBIE, W. Scott, Lei ZHANG, William S. LEVINE a Christy L. LUDLOW. 1998. Using joint geometry to determine the motion of the cricoarytenoid joint. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 10, issue 2, s. 1115-1127. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.421223>.
- SCHERER, Ronald C., Daoud SHINWARI, Kenneth J. De WITT, Chao ZHANG, Bogdan R. KUCINSCHI a Abdollah A. AFJEH. 2001. Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees. *The Journal of the Acoustical Society of America* [online]. Vol. 10, issue 4 [cit. 2014-02-17]. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.1333420>. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11325132>
- SCHULZE, Klaus. © 2001-2014. Brainy Quote. *Brainy Quote* [online]. [cit. 2014-02-16]. Dostupné z: <http://www.brainyquote.com/quotes/quotes/k/klausschul354513.html>
- SIMPSON, C. Blake a Clark A. ROSEN. 2008. *Operative Techniques in Laryngology: Anatomy and Physiology of the Larynx*. Berlin: Springer. ISBN 978-3-540-25806-3.
- SOBOTTA, Johannes. 2007. *Sobottův Atlas anatomie člověka*. 1. české vyd. Praha: Grada, 431 s. ISBN 978-80-247-1870-5.
- STORCK, Claudio, Philipp JUERGENS, Claude FISCHER, Markus WOLFENSBERGER, Flurin HONEGGER, Erich SORANTIN, Gerhard FRIEDRICH a Markus GUGATSCHKA. 2011. Biomechanics of the Cricothyroid Joint: Three-Dimensional Imaging and Vector Analysis. *Journal of Voice* [online]. Vol. 2, issue 4, s. 640-640 [cit. 2014-02-28]. DOI http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-23499-6_100244.
- STORY, Brad H. a Ingo R. TITZE. 1995. Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 9, issue 2, s. 1249-1260. DOI 10.1121/1.412234. Dostupné z: http://www.u.arizona.edu/~bstory/jasa_bodycover.pdf
- SUH, Jungsoo a Steven H. FRANKEL. 2007. Numerical simulation of turbulence transition and sound radiation for flow through a rigid glottal model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 12, issue 6. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.2723646>.
- ŠVANCARA, Pavel, J. HORÁČEK a V. HRŮZA. 2011. FE Modelling of the Fluid-Structure-Acoustic Interaction for the Vocal Folds Self-Oscillation. In: NÁPRSTEK, Jiří. *Vibration problems ICOVP 2011: the 10th International Conference on Vibration Problems*. Berlin, Germany: Springer, s. 801-807. DOI 10.1007/978-94-007-2069-5_108. Dostupné z: http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-94-007-2069-5_108
- ŠVEC, Jan G.. 1996. *Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu*. Olomouc. Dizertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci.
- ŠVEC, Jan G., F. ŠRAM a H.K. SCHUTTE. 1999. Videokymografie: nová vysokofrekvenční metoda vyšetřování kmitů hlasivek. *Otorinolaryngologie a foniatrie*. Roč. 4, no. 3, s. 155-162.

TITZE, Ingo R. a Eric J. HUNTER. 2007. A two-dimensional biomechanical model of vocal fold posturing. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 12, issue 4. DOI <http://dx.doi.org/10.1121/1.2697573>.

TITZE, Ingo R. 2006. *The myoelastic aerodynamic theory of phonation*. Iowa: National center for voice and speech, 424 s. ISBN 08-741-4156-7.

TITZE, Ingo R.. 1988. The physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*. United States of America: Acoustical Society of America, vol. 83, issue 4, s. 1536-1552. DOI 10.1121/1.395910. Dostupné z: <http://link.aip.org/link/JASMAN/v83/i4/p1536/s1>

Univerzita Palackého v Olomouci. 2010. *E-learningová podpora mezioborové integrace výuky tématu vědomí na UP v Olomouci: Stavba a funkce hlasového ústrojí* [online]. [cit. 2014-02-28]. Dostupné z: <http://pfyziolifup.upol.cz/castwiki/?p=2661>

VAMPOLA, T., J. HORÁČEK a I. KLEPÁČEK. 2007. *Modelling of the vibration properties of the human vocal fold: Engineering Mechanics 2007: national conference with international participation: book of extended abstracts* [online]. Praha: Institute of Thermomechanics AS CR, v. v. i.: Institute of Thermomechanics, 335 s. [cit. 2014-02-16]. ISBN 978-80-87012-06-2.

VAŠEK, Martin. 2013. *Náhradní hlasivky pro generování zdrojového hlasu*. Brno. Doktorská práce. ÚMTMB FSI VUT v Brně.

ZHAO, Wei, Cheng ZHANG, Steven H. FRANKEL, Luc MONGEAU, T. R. WIK, R. F. MILLER, J. E. Ffowcs WILLIAMS a Y. P. GUO. 2002. Computational aeroacoustics of phonation, Part I: Computational methods and sound generation mechanisms. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 11, issue 5, s. 309-324. DOI http://dx.doi.org/10.1007/978-94-009-3017-9_23.

ZHENG, X., R. MITTAL, Q. XUE a S. BIELAMOWICZ. 2011. Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 13, issue 1, s. 404-415. DOI <http://dx.doi.org/10.1117/1.3041164.1>.

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
2D	dvourozměrný, rovinný
3D	třírozměrný, prostorový
ALE	Arbitrary Lagrangian Eulerian
FEM	finite element method (též MKP, metoda konečných prvků)
FSI	Fakulta strojního inženýrství
HMH	označení von Misesovy podmínky pro napětí
m.	musculus
MKP	metoda konečných prvků
MRI	magnetická rezonance (též MR, z ang. „magnetic resonance imaging“)
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
VUT	Vysoké učení technické v Brně