



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ Vlivu GEOMETRIE A MODELU MATERIÁLU NA KMITÁNÍ LIDSKÝCH HLASIVEK

COMPUTATIONAL MODELING OF THE INFLUENCE OF GEOMETRY AND MATERIAL MODEL ON
VIBRATION OF HUMAN VOCAL FOLDS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Mojmír Cyril Michálek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Mojmír Cyril Michálek
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. Pavel Švancara, Ph.D.
Akademický rok:	2017/18

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 bakalářské práce:

Výpočtové modelování vlivu geometrie a modelu materiálu na kmitání lidských hlasivek

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Vznik lidského hlasu je založen na interakci proudem vzduchu rozkmitaných hlasivek s akustickými procesy ve vokálním traktu. Analýza tohoto mechanismu je důležitá pro pochopení tvorby hlasu u zdravých lidí a především pak u pacientů trpících hlasovými poruchami. Cílem práce je vytvořit přehled doposud v literatuře uváděných geometrií a modelů materiálu ve výpočtových modelech lidských hlasivek. Dále pak s využitím metody konečných prvků vytvořit rovinný model hlasivek a provést výpočty vlastních frekvencí a tvarů kmitů.

Cíle bakalářské práce:

- 1) Na základě literatury stručně popište funkci hlasivek a biomechaniku tvorby lidského hlasu.
- 2) Na základě literatury uveďte přehled nejpoužívanějších geometrií a materiálových modelů ve výpočtových modelech lidských hlasivek.
- 3) Vytvoření rovinného modelu jedné hlasivky s využitím metody konečných prvků.
- 4) Výpočet vlastních frekvencí a tvarů kmitů hlasivky.

Seznam doporučené literatury:

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

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

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

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato práce je zaměřena na průzkum existujících modelů geometrie a modelů materiálových vlastností lidských hlasivek. Její snahou je shromáždit a utřídit informace tak, aby vznikl přehled používaných geometrií a vlastností materiálu. Dále je pak pomocí modální analýzy zkoumán vliv modulu pružnosti v tahu jednotlivých vrstev hlasivek na vlastní frekvence. Tato analýza je provedena pro jeden prostorový (3D) a dva rovinné (2D) modely geometrie.

Klíčová slova

Tvorba hlasu, hlasivky, model geometrie, model materiálu, modální analýza, metoda konečných prvků, vrstvy hlasivek

Abstract

This theses focuses on a research of existing material and geometry models. Its effort is to gather and organize gathered information thus so that overview of geometries and material models was created. Furthermore an influence of Young's modulus in tension of particular vocal fold layers was investigated using modal analysis. This was made for one three-dimensional (3D) and two two-dimensional (2D) geometry models.

Keywords

Voice creation, vocal folds, geometry model, material model, modal analysis, finite element method, vocal fold layers

Bibliografická citace

MICHÁLEK, M. C. *Výpočtové modelování vlivu geometrie a modelu materiálu na kmitání lidských hlasivek*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 78 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D..

Čestné prohlášení

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

V Brně dne 24. května 2018

.....

Mojmír Cyril Michálek

Poděkování

Velmi děkuji svému vedoucímu práce Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za uvedení do problematiky hlasivek, zodpovězení všech dotazů, cenné rady a velkou vstřícnost po celou dobu vedení práce.

Obsah

1	ÚVOD	9
2	BIOMECHANIKA TVORBY HLASU	10
2.1	PRINCIP TVOŘENÍ HLASU	10
3	ANATOMIE HRTANU	12
1.	KOSTRA HRTANU	12
3.1	SVALSTVO HRTANU	13
3.1.1	<i>Vnitřní svalstvo</i>	13
3.2	MORFOLOGIE A VLASTNOSTI HLASIVEK	14
4	PŘEHLED MODELŮ HLASIVEK	16
4.1.1	<i>Experimentální modely</i>	16
4.1.2	<i>Matematické modely</i>	16
4.1.3	<i>Konečně-prvkové modely</i>	17
4.1.3.1	Model Titze – Talkin	17
4.1.3.2	Model Rosa	18
4.1.3.3	Model Alipour et al.	19
4.1.3.4	Model Scherer et al. (M5)	19
4.1.3.5	Model Hruzy	20
4.1.3.6	Model Thomson-Hunter	20
4.1.3.7	Model Luo-Zhengüv	21
4.1.3.8	Model Taa	21
4.1.3.9	Model Zhangüv	22
4.1.3.10	Model Guntera	23
4.1.3.11	Šidlofův model	23
5	PŘEHLED MATERIÁLOVÝCH MODELŮ HLASIVEK	24
6	TEORIE MODÁLNÍ ANALÝZY POMOCÍ METODY KONEČNÝCH PRVKŮ (MKP)	26
7	MODÁLNÍ ANALÝZA MODELŮ HLASIVEK	27
7.1	VOLBA VELIKOSTI PRVKU	28
7.2	VLIV YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI VRSTEV NA VLASTNÍ FREKVENCE A VLASTNÍ TVARY KMITŮ HLASIVEK	29
7.2.1	<i>2D M5 model</i>	30
7.2.1.1	Vlastní tvary kmitů hlasivek	34
7.2.2	<i>2D Gunterův model</i>	37
7.2.2.1	Tvary kmitů hlasivek	41
7.2.3	<i>3D M5 model</i>	44
7.2.3.1	Tvary kmitů hlasivek	48
7.3	SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ MODÁLNÍ ANALÝZY VŠECH MODELŮ	52
7.3.1	<i>Vliv modulu pružnosti epitelu</i>	52
7.3.2	<i>Vliv modulu pružnosti SLP</i>	55
7.3.3	<i>Vliv modulu pružnosti ligamentu</i>	57
7.3.4	<i>Vliv modulu pružnosti svalu</i>	60
8	STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	63
8.1	2D M5 MODEL	63
8.2	GUNTERŮV MODEL	64
8.3	3D M5 MODEL	66
9	ZÁVĚR	72
10	POUŽITÁ LITERATURA	74
11	SEZNAM PŘÍLOH	78

1 Úvod

V současné době je v literatuře zabývající se modelováním funkce hlasivek vysoká míra nereprodukovatelnosti studií. Existuje mnoho používaných geometrických modelů a modelů vlastností materiálu hlasivek, často ovšem není uvedeno, jaké parametry modely obsahují. Míra reprodukovatelnosti studií byla v roce 2011 dle [1] co se modelů geometrie týče pouze 37 % a u modelů materiálových vlastností 44 %.

Cílem rešeršní části této práce je shrnout informace o nejčastěji používaných modelech geometrií a materiálů a utřídit je tak, aby vznikl jejich přehled. Tam, kde to bude možné, budou uvedeny takové informace o geometriích modelů, aby bylo možné daný model reprodukovat.

Dalším problémem, se kterým se obecně biomechanika stále potýká, je měření mechanických vlastností lidských tkání, přičemž u hlasivek je tento problém o to hůře překonatelný kvůli jejím velmi malým rozměrům (cca 10 mm) a kvůli různým materiálovým vlastnostem jednotlivých tenkých vrstev, ze kterých se hlasivky skládají. Dnes jsou změřeny jen některé materiálové charakteristiky některých vrstev, ostatní jsou pouze odhadovány. Navíc se materiálové vlastnosti každého jedince velmi liší v závislosti na jeho aktuálním zdravotním stavu a celé komplexní historii, ať jde o pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, životní styl, pracovní zatížení nebo jiné okolnosti, a to i ve stovkách procent.

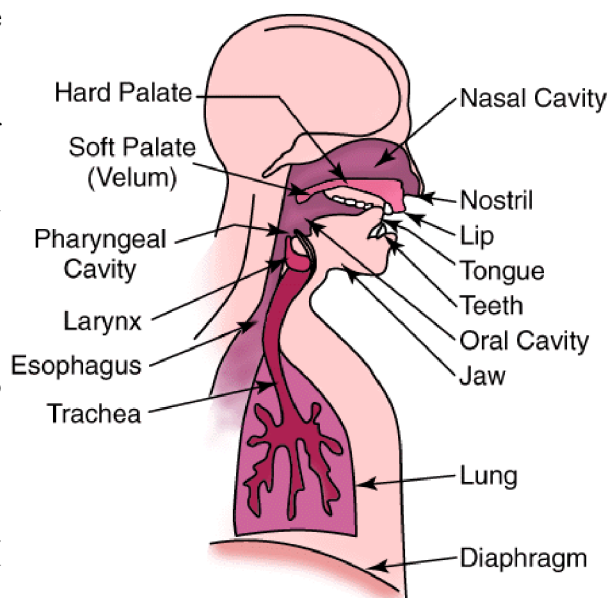
V další části práce budou vytvořeny Schererův 2D, Gunterův 2D a Schererův 3D modely geometrie hlasivek a bude provedena jejich modální analýza pro různé moduly pružnosti v tahu jednotlivých vrstev. Tímto budou získány informace, které nám dají přibližnou představu o tom, jak jednotlivé materiálové nastavení vrstev ovlivňuje výslednou vlastní frekvenci kmitání hlasivek, a tedy i informaci na změnu vlastností kterých vrstev je kmitání hlasivek nejcitlivější.

2 Biomechanika tvorby hlasu

Produkce lidského hlasu probíhá v dýchací soustavě člověka. Dýchací soustava je tvořena dýchacími cestami a plicemi, kde dýchací cesty jsou dále děleny na horní a dolní. Horní cesty zahrnují dutiny nosní a ústní a hltan, končí na rozhraní mezi hltanem a hrtanem. Dolní cesty pak zahrnují hrtan, průdušnici a průdušky vnořující se do plic. Z hlediska biomechaniky tvorby lidského hlasu je však vhodnější o dýchacích cestách hovořit jako o hlasovém akustickém systému děleném na supraglotický (nad hlasivkami) a subglotický (pod hlasivkami) trakt [2]. Supraglotický trakt budeme nazývat vokálním traktem, protože se nejvíce podílí na výsledné artikulaci.

2.1 Princip tvoření hlasu

Hlas vzniká kmitáním hlasivek, které způsobuje šíření tlakových vln. Při dýchání jsou svaly hlasivek uvolněné, mezi hlasivkami je dostatečný prostor pro bezproblémový průchod vzduchu do plic i z plic. Aby mohlo dojít k fonaci, musí se svaly hlasivek napnout, čímž se hlasivky k sobě přitisknou. Následně výdechem dochází kvůli uzavření hlasivek ke zvyšování tlaku vzduchu pod hlasivkami, tlak narůstá do chvíle, kdy jsou hlasivky rozevřeny. Vzduch začíná unikat skrze vzniklou štěrbinu, avšak zvyšováním rychlosti vzduchu tlak klesá) a poklesem tlaku a vlivem elasticity hlasivek se hlasivky



Obr. 2.1 Dýchací cesty [3]

mohou opět sevřít. Sevřením hlasivek se ale opět uzavře průchod, tlak pod hlasivkami roste, dokud se hlasivky opět nerozevřou. Tento děj se neustále periodicky opakuje. Přerušováním proudu vzduchu a kmitáním hlasivek vznikají akustické tlakové vlny, které se šíří dál vokálním traktem, a poté i do okolí. Při průchodu vokálním traktem však dochází k ovlivnění charakteru vlnění kvůli rezonancím v jeho částech [2]. Tento proces výrazně mění frekvenční složení hlasu a bude rozebrán podrobněji v následující kapitole.

Teorie zdroje a filtru

Jak již bylo nastíněno, tvorba hlasu probíhá ve dvou fázích. V první fázi je kmitáním hlasivek generován prvotní akustický signál. Ve druhé fázi dochází k transformování prvotního akustického signálu v rezonančních dutinách supraglotického traktu (subglotický trakt výsledný signál ovlivňuje jen málo). Tyto rezonanční dutiny působí jako akustický filtr a dotváří výsledný akustický signál. K rezonanci v dutinách dochází tak, že po fázi uzavření hlasivek dojde k poklesu tlaku nad hlasivkami (to je způsobeno setrvačností proudu nad uzavřenými hlasivkami – vzduch se tak začne rozpínat) a tento pokles tlaku vybudí rezonanci dutin o charakteristické frekvenci pro dané nastavení dutin. Tyto rezonanční frekvence jsou závislé pouze na nastavení dutin, a tedy nezávislé na frekvenci kmitání hlasivek. Kmitání dutin je rychle utlumeno a k jejich opětovnému rozkmitání dochází až po opětovném uzavření hlasivek při dalším cyklu, viz. Obr. 1.2. Rezonančním frekvencím dutin se říká formanty, jelikož formují souhlásky (vokály). Pro různá nastavení dutin tedy vznikají různé formanty a pro různé formanty jsou charakteristické různé vokály [2].

Vliv subglotického prostoru má tedy význam spíše při otevřených hlasivkách, kdy může ovlivňovat tvar pulsů přes hlasivky. Při uzavřených hlasivkách je samotnými hlasivkami izolován od supraglotického prostoru, z čehož vyplývá, že jeho vliv v této fázi lze zanedbat [2].

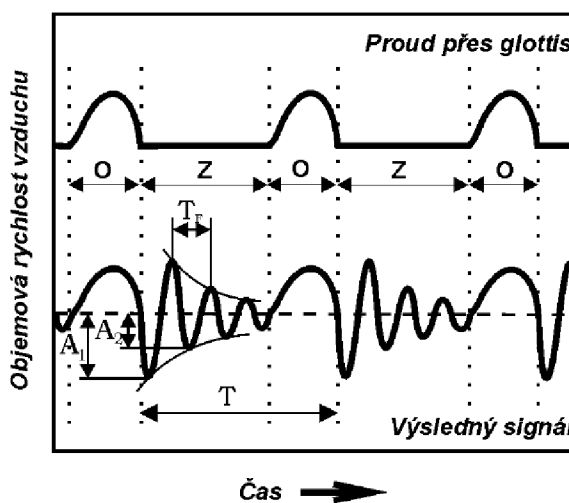
Dalším důležitým prvkem řeči jsou souhlásky (konzonanty). Je ovšem třeba si uvědomit, že na vzniku souhlásek se již podílejí i jiné akustické zdroje, jako jsou rty, jazyk, zuby atd. Avšak i každá souhláska má své charakteristické formanty, které ji odlišují od jiných.

Ladění formantů

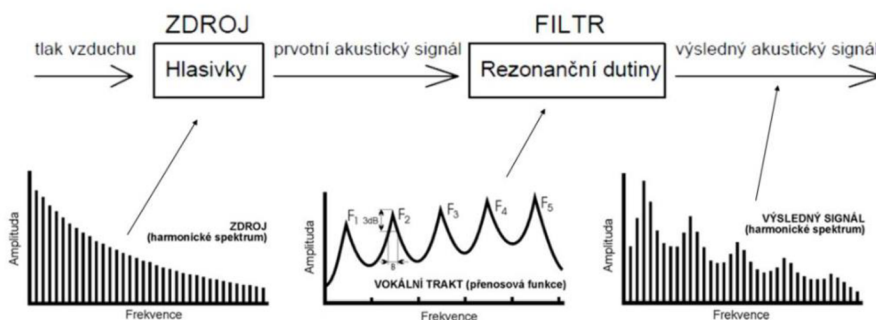
Při zpěvu, a to především operním, existuje taková technika zpěvu při které se snažíme uzpůsobit tvar dutin

vokálního traktu tak, aby

se frekvence některého formantu sladila s nějakou frekvencí harmonické řady kmitání hlasivek. Díky interferenci obou frekvencí dojde k jejich výraznému zesílení a ze subjektivního hlediska lze tuto změnu vnímat jako bohatší či plnější hlas [2].



Obr. 2.2 Vliv poklesu tlaku supraglotického prostoru na vybudění rezonancí [2]



Obr. 2.3 "Formování" signálu formanty [2]

3 Anatomie hrtanu

1. Kostra hrtanu

Aby celý mechanismus hlasivek mohl fungovat, je třeba, aby se veškeré vazy a svalstvo měly kam upnout. Svaly a vazy zajišťující regulaci pohybu hlasivek se upínají ke kostře hrtanu. Mezi chrupavky hrtanu patří chrupavka štítná, příklopka a chrupavka prstencová, ke které je kloubně připojena párová chrupavka konévková [2]. Dále jsou v hrtanu další dvě párové chrupavky, které však nemají na funkci hlasivek vliv. V hrtanu je také jediná kost a tou je jazylka, na které je zavěšen celý hrtan a na kterou se upínají vnější hrtanové svaly. Není však považována za přímou součást hrtanu [4].

Chrupavka štítná (cartilago thyroidea)

- Nejobjemnější chrupavka, u mužů je velmi výrazný její výčnělek, lidově nazýván jako ohryzek. Horními rohy se pomocí vazů váže k jazylce. Spodními rohy je kloubně spojena s chrupavkou prstencovou.

Hrtanová příklopka (epiglottis)

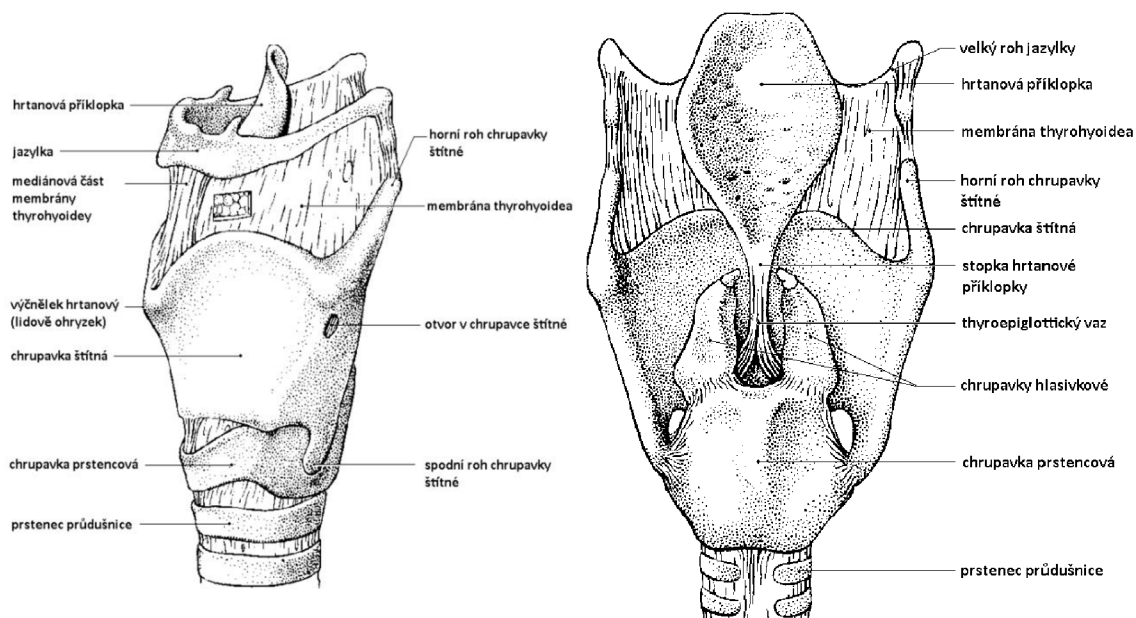
- Slouží k oddělení hrtanu a hltanu a zabraňuje tak vdechnutí potravy. Je velmi elastická.

Chrupavka prstencová (cartilago cricoidea)

- Nahoře má kloubní plochy k usazení chrupavky konévkové. Dole je spojena s průdušnicí.

Chrupavka konévková (cartilago arytaenoidea)

Funkčně nejdůležitější párová chrupavka. Díky svému uložení na kloubní plošky prstencové chrupavky umožňuje složité pohyby hlasivkové štěrbině.



Obr. 3.1 Kostra hrtanu - pohled z boku [8]

Obr. 3.2 Kostra hrtanu - pohled zezadu [8]

3.1 Svalstvo hrtanu

Svalstvo hrtanu se dělí na vnější a vnitřní. Vnější slouží k propojení hrtanu s okolím, především s hrudní kostí a jazyčkou. Pro fonaci a vzájemné propojení chrupavek v hrtanu ovšem slouží svalstvo vnitřní, kterým se budeme dále zabývat.

3.1.1 Vnitřní svalstvo

Vnitřní svaly se dělí na adduktory a abduktory, přičemž adduktory způsobují uzavírání hlasivkové štěrbiny a abduktory naopak hlasivkovou štěrbinu otevírají. Svalstvo je vždy pojmenováno podle názvů chrupavek, na které se upíná. Lateralis - boční, posterior - zadní.

Musculus cricoarytenoideus posterior

Způsobuje rozevírání hlasivkové štěrbiny (abduktor), důležitý pro dýchání.

Musculus cricoarytenoideus lateralis

Přibližuje hlasivky blíže k sobě (adduktor), aktivován při šeptání.

Musculus arytenoideus

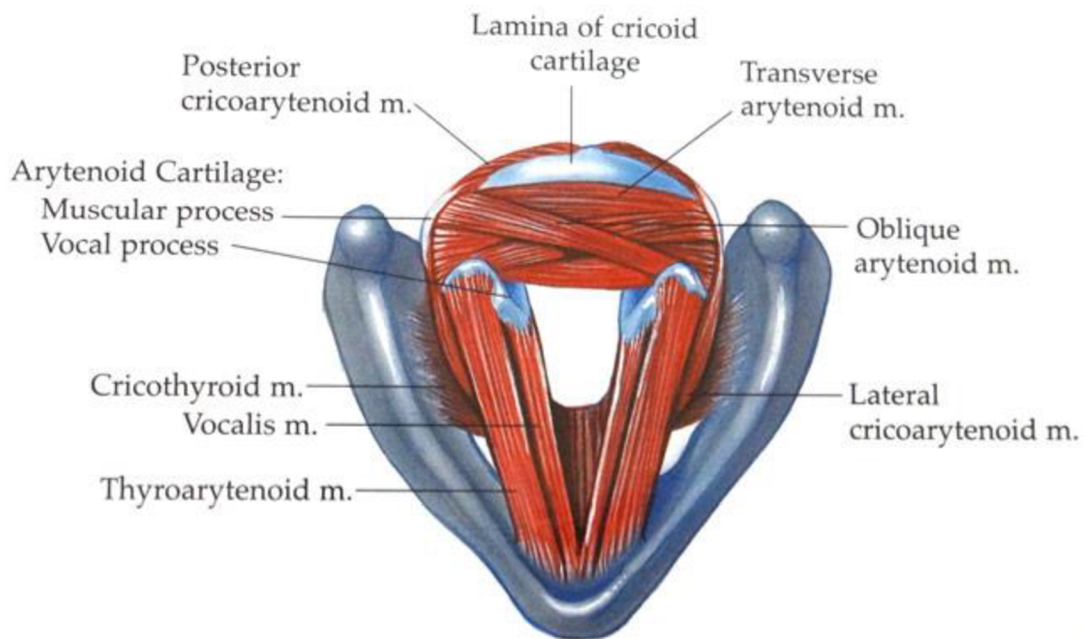
Stahuje hlasivky přímo k sobě tak, že se dotýkají celou plochou (adduktor), nepostradatelný pro fonaci. Skládá se ze dvou svalů s různými směry vláken (transverse, oblique).

Musculus thyroarytenoideus

Tento sval přímo sousední s hlasivkovým vazem (ligamentum vocale), aktivací se zkracuje, zvětšuje tloušťku a zvyšuje tuhost svalu. Mění tak frekvenci hlasivek.

Musculus cricothyroideus

Aktivací tohoto svalu se hlasivky napínají a prodlužují, čímž také mění frekvenci hlasivek.

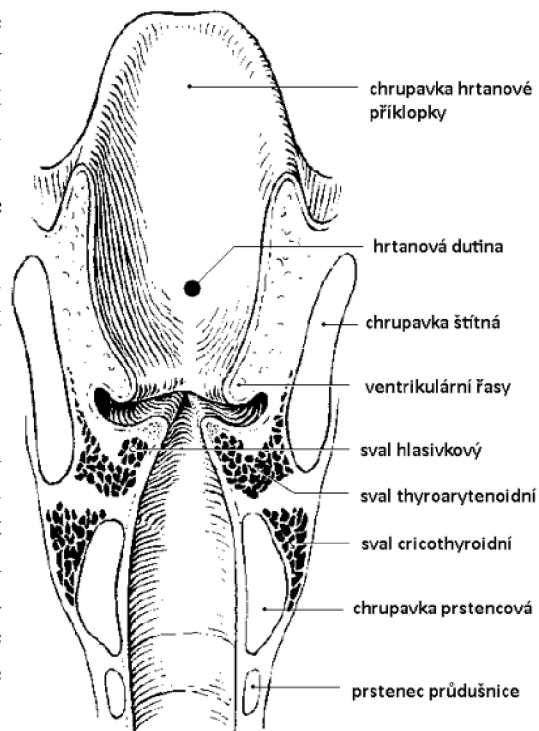


Obr. 3.1 Svalstvo hlasivek [5]

3.2 Morfologie a vlastnosti hlasivek

Na obr. 3.2 můžeme vidět, z jakých částí je hrtan složen. Hlasivky jsou umístěny v nejužším místě hrtanu, nad nimi je výchlípek hrtanový, kterým jsou hlasivky odděleny od ventrikulárních čar (tzv. falešných hlasivek). Výše pak jsou aryepiglotické řasy, které se podílejí na uzavírání hrtanové přiklopky [2]. Bylo zjištěno, že ventrikulární řasy ovlivňují fonaci jen málo. Jejich přítomnost však snižuje proudový odpor hlasivek [6].

Hlasivky jsou složeny z několika tkáňových vrstev (viz. obr. 3.3-4). Pro modelování kmitání hlasivek je velmi důležité znát materiálové charakteristiky jednotlivých vrstev, jelikož mají významný vliv na výsledné kmitání. Těchto vrstev hlasivek je pět a jejich složení a vlastnosti bude rozebráno níže.



Obr. 3.2 Řez hrtanem [8]

Epitel

Povrch hlasivky je pokryt 0,05-0,01 mm tenkým epitelem.

Lamina propria

Povrchová vrstva

Její tloušťka je přibližně 0,5 mm a je směsí neorganizovaně uspořádaných a velmi poddajných vláken elastinu a tkáňové tekutiny, kterou jsou vlákna obklopeny. Její mechanické vlastnosti jsou velmi podobné tekutině.

Střední vrstva

Tato vrstva je opět převážně složena z vláken elastinu, tentokrát však již orientovaných ve směru podél hlasivek. V malém množství zde najdeme také vlákna kolagenu (prázdné kroužky)

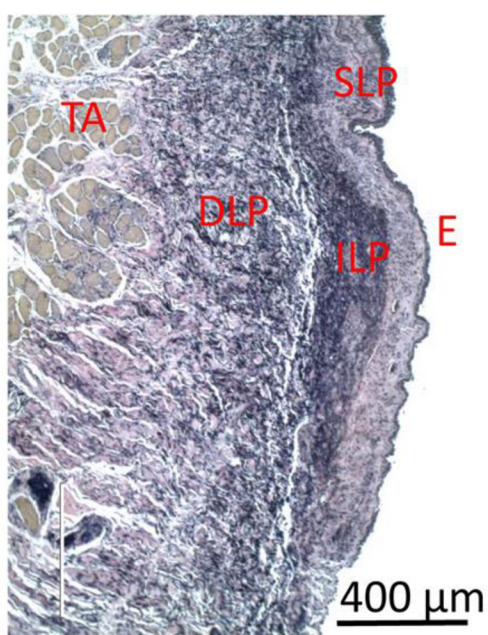
Hlubková vrstva

Je tvořena převážně nepoddajnými kolagenními vlákny (podobně jako vlákna bavlny). Spolu se střední vrstvou měří jejich tloušťka cca 1-2 mm.

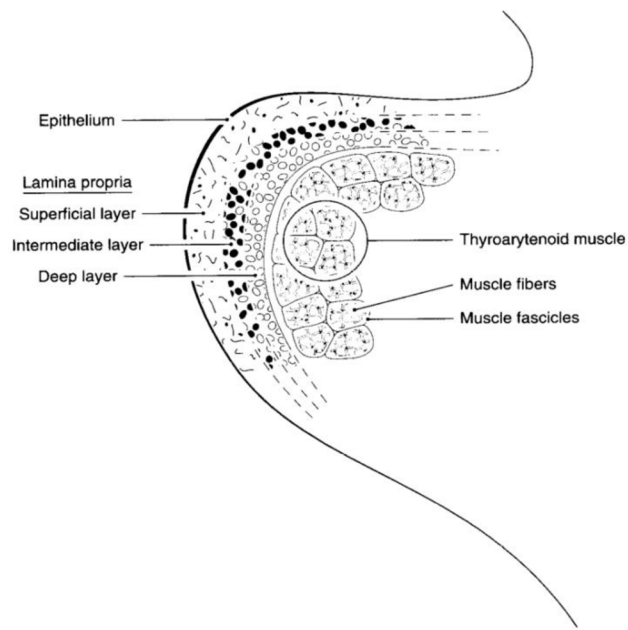
Thyroarytenoidní sval

Je nejhlubší vrstvou a tvoří největší část hlasivky. Jeho tloušťka je cca 7-8 mm.

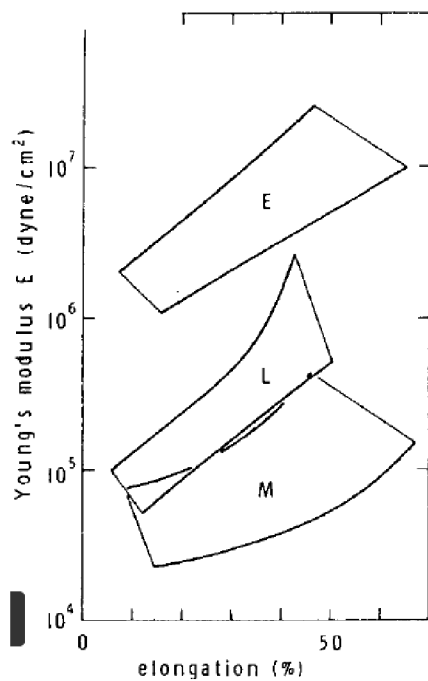
Měřením bylo zjištěno, že hustota hlasivek je pro všechny vrstvy přibližně stejná, a to v rozmezí 1020 – 1040 kg/m³ [2]. Na obr. 3.5 je závislost Youngova modulu vrstev hlasivek na prodloužení.



Obr. 3.3 Histologický snímek řezu hlasivek, E - epitel, SLP/ILP/DLP – povrchová/střední/hloubková lamina propria, TA – thyroaritenoidní sval [9]



Obr. 3.4 Vrstvy hlasivek [14]



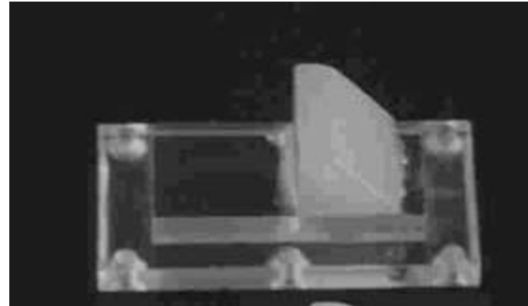
Obr. 3.5 Velikost Youngova modulu v závislosti na prodloužení, E – epitel, L – ligament, M – sval, $1 \text{ dyne/cm}^2 = 0,1 \text{ Pa}$, [13]

4 Přehled modelů hlasivek

Pro lepší orientaci v modelech hlasivek je dobré uvést jejich základní dělení. [7]

4.1.1 Experimentální modely

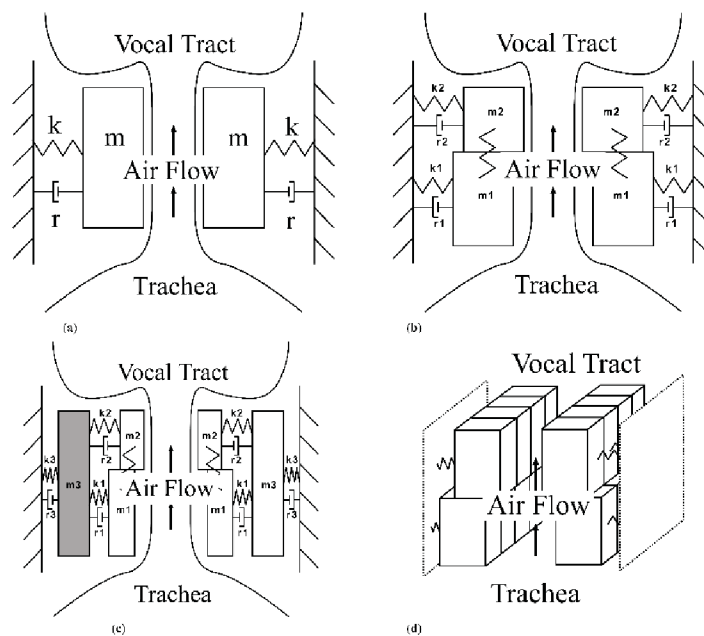
- Hlasivky jsou většinou vyrobeny ze syntetických materiálů (polyuretan, silikon, ...) a jejich vlastnosti jsou vyšetřovány měřením.



Obr. 4.1 Model syntetických hlasivek [10]

4.1.2 Matematické modely

- modely s nízkým počtem stupňů volnosti
- dělí se na modely s interakcí se vzduchem a bez interakce

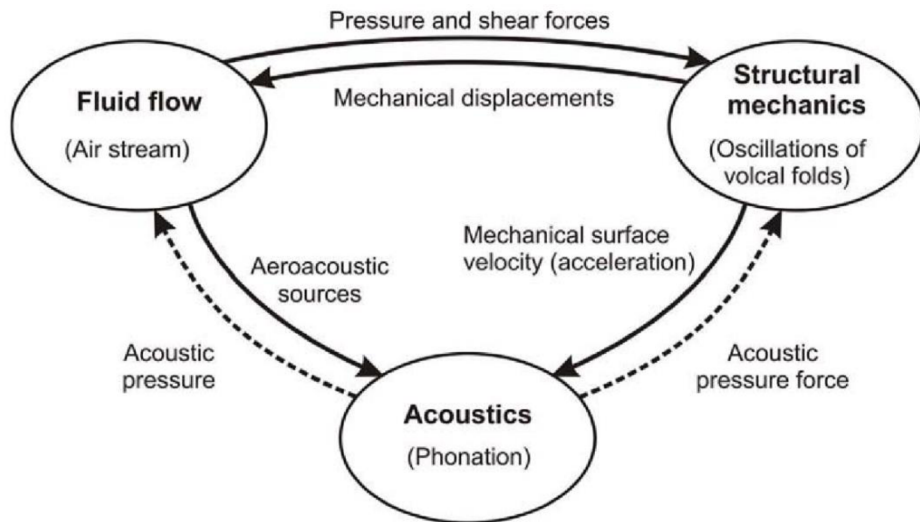


Obr. 4.2 a) jednohmotový model, b) dvouhmotový model, c) tříhmotový model, d) n-hmotový model [1]

4.1.3 Konečně-prvkové modely

- modely s vysokým počtem stupňů volnosti
- dělí se také na modely s interakcí a bez interakce

Nejkomplexnější, nejpokročilejší a zároveň výpočtově nejnáročnější jsou konečně-prvkové modely zahrnují i interakci s proudem vzduchu. Proto další součástí řešení bude průzkum právě těchto modelů. Na obr. 4.3 je zobrazeno schéma interakce mezi prouděním vzduchu kmitáním hlasivek a akustickými procesy.



Obr. 4.3 Schéma interakcí hlasivek [1]

4.1.3.1 Model Titze – Talkin

První používaný 3D geometrický model hlasivek s mnoha stupni volnosti. Vznikl z potřeby vytvořit model, díky kterému by bylo možné simulovat podstatně lépe reálné vlastnosti hlasivek, jako jsou jejich viskoelastické a nestlačitelné vlastnosti a také samotné geometrické ohraničení hlasivek a změna materiálových charakteristik v různých vrstvách hlasivky. Tyto vlivy nebylo možné na hmotových modelech zahrnout. [11]

Geometrie

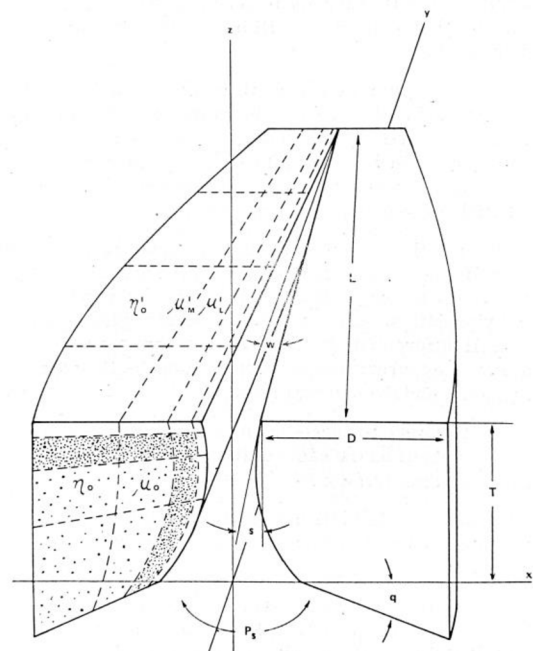
$$L = 14 \text{ mm}$$

$$T = 5 \text{ mm}$$

$$D(y) = 1 - \frac{0,5y^2}{L^2}$$

$$g(y, z) = 2\omega(L - y) + 2[-s(T - z) + (T - z)^2]D(y)$$

$$q = 0,7 \text{ rad}$$



Obr. 4.4 Geometrie hlasivek, Titze-Talkin [11]

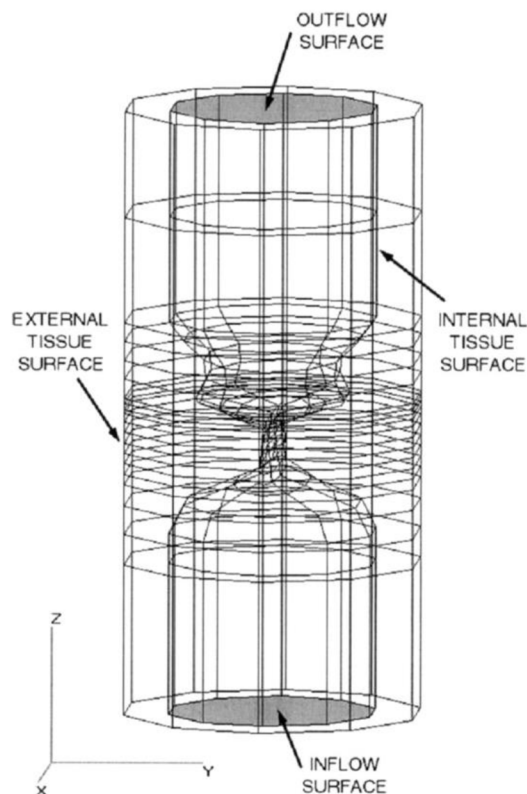
, kde ω je úhlová odchylka pro abdukci hlasivek (nominální hodnota $\omega = 0,0 \text{ rad}$), $g(y,z)$ je vzdálenost mezi hlasivkami, s je tvarový faktor ovlivňující tvar střední plochy (nominální hodnota $s = 0,05 \text{ rad}$). Význam ostatních parametrů je popsán na obr. 4.4.

4.1.3.2 Model Rosa

V článku [19] je použit komplexní 3D model hrtanu včetně hlasivek. Geometrie je navržena zajímavým způsobem, a to takovým, že jde o části kružnic různých poloměrů umístěných na různých místech středové přímkou. Cílem studie bylo zjistit rychlost toku vzduchu, tlaky podél hrtanu a také posuvy tkáně. Zjištěním bylo, že se v pohybech hrtanu může vytvořit vertikální a horizontální fázový rozdíl a že falešné hlasivky ovlivňují rozložení tlaku po povrchu hrtanu.

Geometrie

$$\begin{aligned} x &= R_1 \cos\theta, & y &= R_1 \sin\theta, & 0 \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} \\ x &= R_2 \cos\theta, & y &= R_2 \sin\theta, & \frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \pi \\ x &= R_3 \cos\theta, & y &= R_3 \sin\theta, & \pi \leq \theta \leq \frac{3\pi}{2}; \\ x &= R_4 \cos\theta, & y &= R_4 \sin\theta, & \frac{3\pi}{2} \leq \theta \leq 2\pi \end{aligned}$$



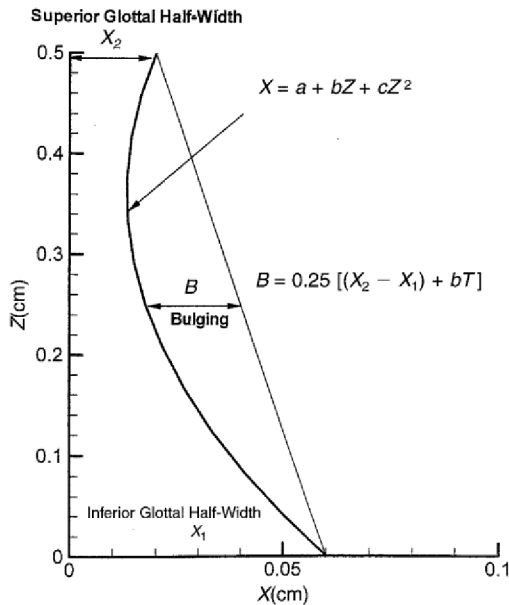
Obr. 4.5 Geometrie modelu, Rosa [19]

Tabulka 1 Parametry geometrie [19]

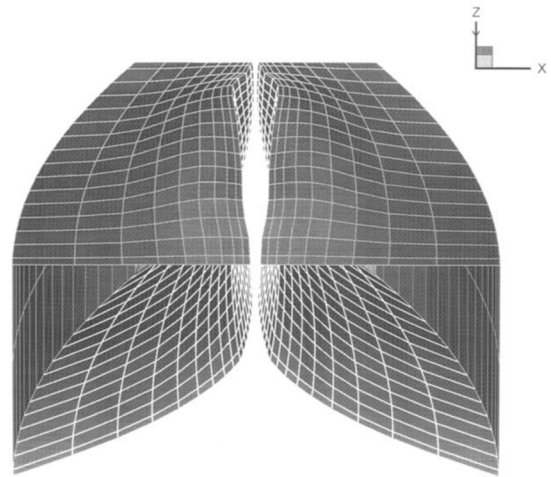
Sekce	Střed [cm]	Radius R1, R2, R3, R4 [cm]
S0	0, 0, -2	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
S1	0, 0, -1	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
S2	0, 0, -0.8	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
S3	0, 0, -0.61	0.7, 0.6, 0.7, 0.6
S4	0, 0, -0.47	0.7, 0.25, 0.7, 0.25
S5	0, 0, -0.40	0.7, 0.075, 0.7, 0.075
S6	0, 0, -0.33	0.7, 0.025, 0.7, 0.025
S7	0, 0, -0.26	0.7, 0.025, 0.7, 0.025
S8	0, 0, -0.19	0.7, 0.025, 0.7, 0.025
S9	0, 0, -0.12	0.7, 0.025, 0.7, 0.025
S10	0, 0, -0.05	0.7, 0.025, 0.7, 0.025
S11	0, 0, 0	0.7, 0.235, 0.7, 0.235
S12	0, 0, 0.03	0.7, 0.35, 0.7, 0.35
S13	0, 0, 0.07	0.7, 0.5, 0.7, 0.5
S14	0, 0, 0.10	0.7, 0.515, 0.7, 0.515
S15	0, 0, 0.23	0.7, 0.45, 0.7, 0.45
S16	0, 0, 0.35	0.7, 0.46, 0.7, 0.46
S17	0, 0, 0.48	0.7, 0.6, 0.7, 0.6
S18	0, 0, 0.60	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
S19	0, 0, 1.30	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
S20	0, 0, 2	0.7, 0.7, 0.7, 0.7
Vrstva	Tloušťka [mm]	Sekce
Povrch	0.5	S5±S12
Ligament	0.5	S5±S12

4.1.3.3 Model Alipour et al.

Tento model vznikl ve studii [12], která se zabývala vlivem vyboulení (bulging) na fonaci hlasivek při addukci (uzavření hlasivek). Proto byl použit Titzeho model a byl upraven tak, aby vykazoval vyklenutí geometrie. Bylo zjištěno, že vyboulení má významný vliv na odpor hlasivek vůči proudění vzduchu [12].



Obr. 4.6 Závislost vyboulení hlasivek na souřadnici x [12]



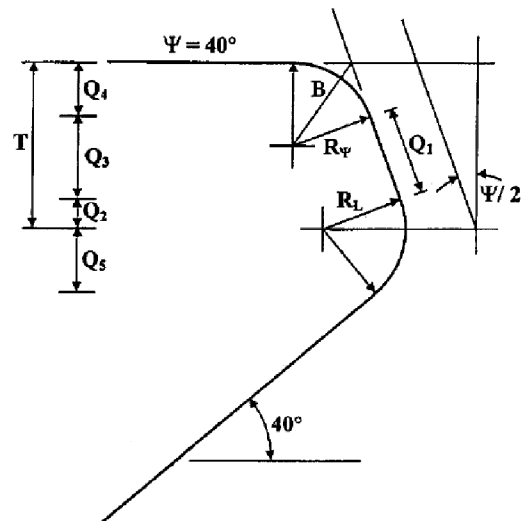
Obr. 4.7 Geometrie hlasivek, Alipour et al.[12]

4.1.3.4 Model Scherer et al. (M5)

Schererův M5 model je nejjednodušším, a právě proto velmi užívaným modelem hlasivek. Jednoduchost modelu výrazně snižuje výpočetní náročnost, která je stále jedním ze zásadních kritérií. Výhodou je také možnost změny tvaru hlasivek pomocí změny geometrických parametrů modelu (viz. obr.4.7). Poprvé byl M5 model použit ve studii [15], která se zabývala vlivem nesymetrie (zešikmení) hlasivek na jejich pohyb.

General vocal fold surface design equations :

$$\begin{aligned}
 R_0 &= 0.0987 \text{ cm} & T &= 0.3 \text{ cm} & -40^\circ \leq \Psi \leq 40^\circ \\
 R_\Psi &= R_0 / (1 - \sin(\Psi/2)) & R_L &= R_{40} = T/2 \\
 B &= \sqrt{2} R_\Psi / \sqrt{1 + \sin(\Psi/2)} \\
 &= R_0 \sec(\Psi/2) / \sqrt{(1 - \sin(\Psi/2)) / 2} \\
 Q_1 &= (T - R_\Psi) \sec(\Psi/2) + (R_\Psi - R_L) \tan(\Psi/2) \\
 &= (T - R_0 - R_L \sin(\Psi/2)) \sec(\Psi/2) \\
 Q_2 &= R_L \sin(\Psi/2) & Q_3 &= Q_1 \cos(\Psi/2) \\
 Q_4 &= R_0 & Q_5 &= R_L \sin 50^\circ
 \end{aligned}$$

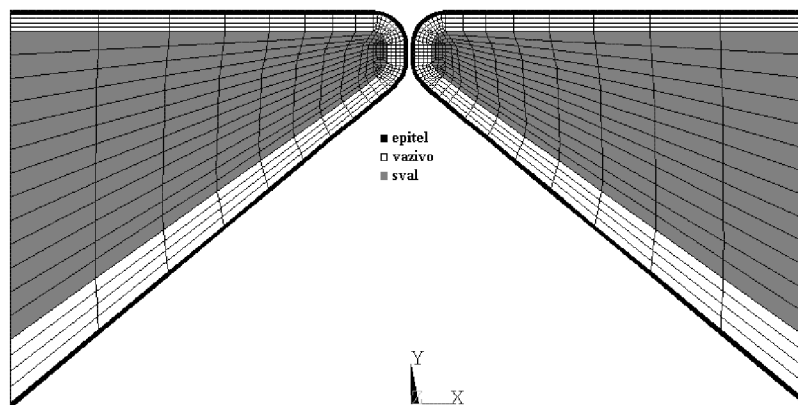


4.6 Parametry modelu [15]

4.7 Geometrie modelu, Scherer M5 [15]

4.1.3.5 Model Hrůzy

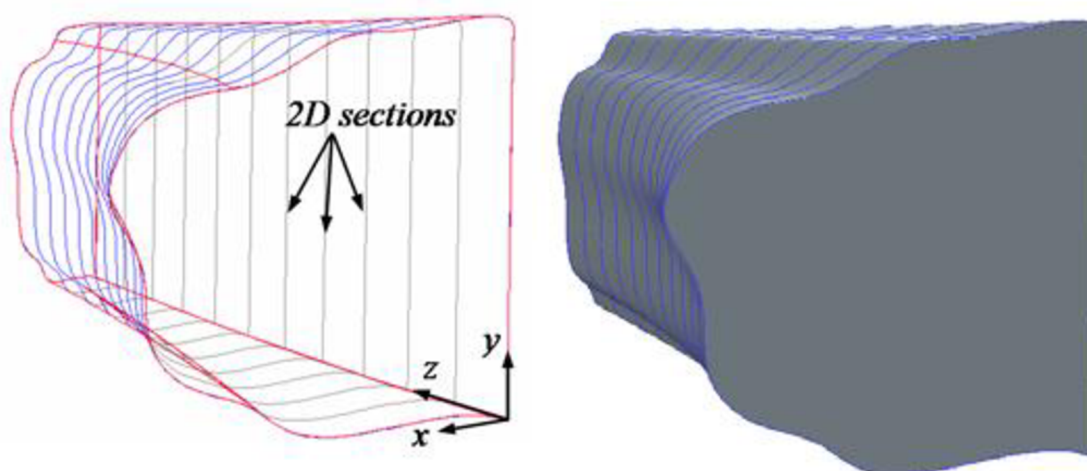
Tento model geometrie byl použit v dizertační práci [17]. Byl vytvořen na základě článků a knih [2][14][16] a také na základě již používaných geometrií. Použitý model je třívrstvý (epitel, vazivo, sval). Hlasivky jsou symetrické. Výška hlasivek je 18 mm a šířka 23 mm. Model je geometricky jednoduchý, podobně jako model M5.



Obr. 4.8 Geometrie hlasivek, Hrůza [17]

4.1.3.6 Model Thomson-Hunter

Primárním cílem studie [18], ve které vznikl tento model, bylo vytvoření návodu, jak s pomocí MRI/CT snímků vytvořit 3D model hlasivek. Dle tvaru geometrie na obr. 4.10 vidíme, že model má velké nedokonalosti. To lze však omluvit tím, že cílem článku bylo právě vytvoření postupu tvorby geometrie hlasivek, nikoliv vytvoření dokonalé geometrie. Bližší geometrické parametry nejsou uvedeny.



Obr. 4.9 Ukázka vytvoření 3D modelu ze 2D řezů Thomson-Hunter [18]

4.1.3.7 Model Luo-Zhengův

Tento model je založen na CT snímcích s vysokým rozlišením [29]. Jde o hlasivky 30letého muže bez patologií hlasivek. Byl vytvořen pouze 2D model pravé hlasivky z toho důvodu, aby nevznikla nesymetrie. Druhá hlasivka pak byla ozrcadlena a obě hlasivky byly vytaženy do prostoru. Model je třívrstvý.

Geometrie

Pro povrch:

$$y(x) = 2,304x^3 + 0,552x^2,$$

$$x \leq 0$$

$$x(x) = -34,2x^2,$$

$$x > 0$$

Ligament:

$$y(x) = 3,047x^3 + 0,883x^2 + 0,085x - 0,097,$$

$$x \leq -0,1$$

$$y(x) = -183,489x^3 - 46,698x^2 - 3,835x - 0,2,$$

$$x > -0,1$$

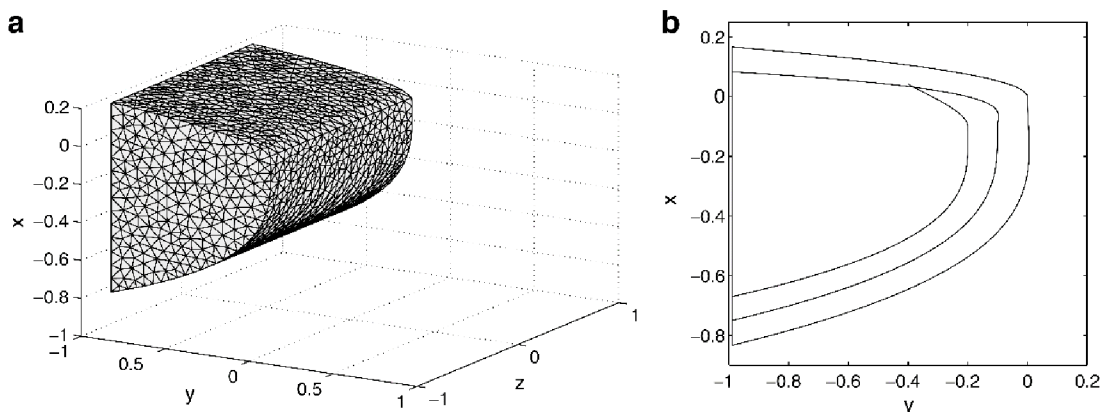
Sval:

$$y(x) = 4,388x^3 + 1,509x^2 + 0,17x - 0,194,$$

$$x \leq -0,1$$

$$y(x) = 29,351x^3 - 6,845x^2 - 2,25x - 0,327,$$

$$x > -0,1$$



Obr. 4.10 a) Geometrie 3D modelu, b) řez modelem, vrstvy (z vnější strany): lamina propria, ligament, sval, Luo-Zheng [30]

4.1.3.8 Model Taa

Ve studii [20] byl nejprve vypočten průběh tlakového zatěžování hlasivek při průchodu vzduchu, a poté byl tento tlak aplikován na hlasivky. Hlasivky tak byly rozkmitány a podle jejich posuvů byl upraven region, kterým proudí vzduch. Cílem bylo zjištění kontaktních tlaků hlasivek, přičemž bylo zjištěno, že odpovídá zhruba druhé mocnině plicního tlaku, což je tlak relativně velký. Dále bylo zjištěno, že se kontaktní tlak zvyšuje se snižováním vzájemné vzdálenosti hlasivek.

Geometrie

Osa symetrie hlasivek: $x = 0$

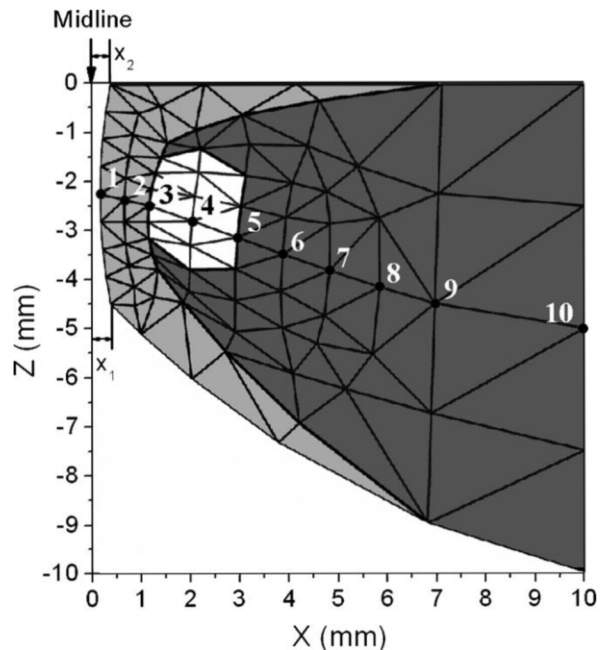
$x_1 = x_2 = 0,3 \text{ mm}$

$D = 10 \text{ mm}$ (na ose X)

$T = 4,5 \text{ mm}$ (na ose Z)

$L = 16 \text{ mm}$ (na ose Y)

Další geometrické údaje nejsou uvedeny.



Obr. 4.11 Geometrie hlasivek, vrstvy (od nejtmařejší po nejsvětlejší barvu): sval, lamina propria, ligament, Tao [20]

4.1.3.9 Model Zhangův

Tato studie [21] se zabývala vlivem proudem vzduchu indukovaného napětí v hlasivkách na fonační nastavení hlasivek. Bylo zjištěno, že vzduchem indukované napětí je primárním mechanismem fonačního nastavení. Použitý geometrický model je velmi jednoduchý.

Geometrie

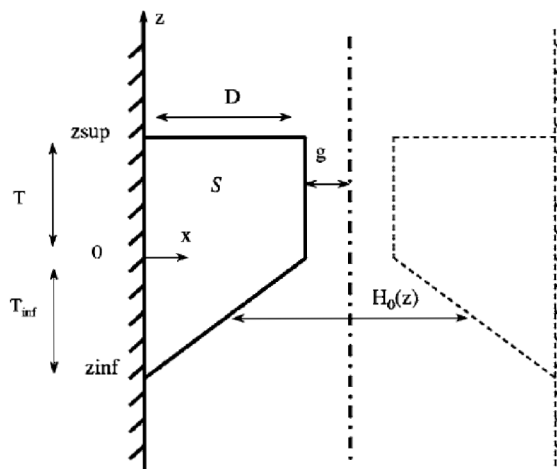
Ve studii byla geometrická nastavení různě měněna, uvádíme příklad jednoho z nich.

$T = 7 \text{ mm}$

$T_{inf} = 7 \text{ mm}$

$D = 10 \text{ mm}$

$g = 0,5 \text{ mm}$



Obr. 4.12 Geometrie modelu, Zhang [21]

4.1.3.10 Model Guntera

V této studii [27] byl zkoumán vliv elastických sil při zavírání hlasivek a při vývoji napětí, která mohou být rizikovým faktorem pro vznik patologií. Bylo zjištěno, že elastické síly při zavírání hlasivek hrají důležitou roli a ovlivňují kvalitu hlasu.

Geometrie je založena na modelu Titzeho [11] a používá jejich nominální parametry. Byla upravena hrana přední strany a to zaoblením o poloměru 0,5 mm

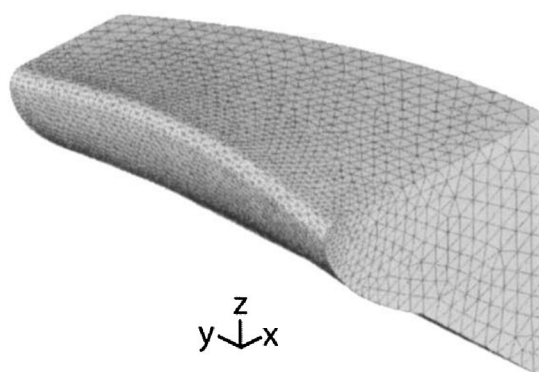
$L = 14 \text{ mm}$ (směr y)

$D = 10 - 5 \text{ mm}$ (zužuje se, směr x)

$H = 10 \text{ mm}$ (směr z)

$$g(0,5 < h < 5) = 0,45 - 1,9(h - 5) + 2(h - 5)^2$$

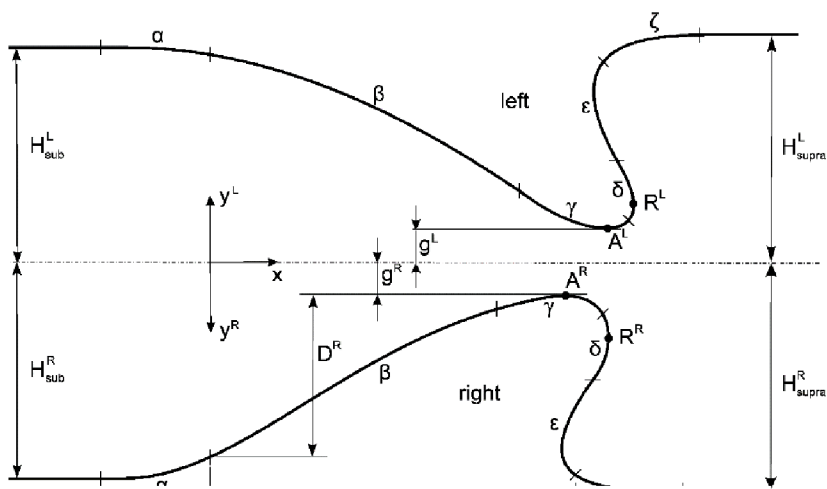
, g je šířka mezi hlasivkami, h je vertikální vzdálenost pod předním povrchem



Obr. 4.13 Geometrie modelu, Gunter [27]

4.1.3.11 Šidlofův model

Cílem studie [28] bylo detailně změřit geometrii hlasivek a hlasivkového kanálu ve fonační pozici. Vyříznuté hlasivky byly odlity. Byly použity dva páry ženských hlasivek. Následně byly změřené parametry proloženy kubickými funkcemi a byl tak vytvořen 2D model hlasivkového kanálu. U obou párů hlasivek se vyskytovala nesymetrie. Detailní popis geometrie je uveden ve článku [28], zde ho z důvodu velké rozsáhlosti neuvádíme,. Vytvořený model je velmi detailní a realistický.



Obr. 4.14 Geometrie modelu, Šidlof [28]

5 Přehled materiálových modelů hlasivek

V následující kapitole bude uvedena přehledová tabulka použitých materiálů z vybraných článků. Dále budou uvedena již zpracovaná data ze článku [1].

Naprostá většina modelů hlasivek je třívrstvá a rovinně izotropní (ortotropie, kde materiálové vlastnosti v rovině kolmé na směr vláken, jsou shodné). Občas se ale najdou i případy dvouvrstvých, jednovrstvých či naopak čtyřvrstvých modelů. Protože však nejvíce modelů spadá do kategorie třívrstvých modelů, bude následující průzkum věnován právě jim, a to proto, aby se daly modely lépe porovnávat.

Pro rovinnou izotropii je třeba pěti nezávislých materiálových charakteristik, a to E' , E , G' , μ' a G nebo μ [23], kde E je Youngův modul pružnosti, G je modul pružnost ve smyku a μ je Poissonova konstanta. Symbol $'$ značí, že se jedná o charakteristiky ve směru podél vláken. Indexy C, L a M značí obal, ligament a sval. Ovšem, jak vidno z tabulky 2, která je jen úzkým výtahem materiálových modelů, pouze dva ze šesti modelů obsahují všech 5 materiálových charakteristik. To znamená, že u ostatních článků nejsou uvedeny úplné údaje. Zde se tedy opět setkáváme s problémem nereprodukovatelnosti studií, podobně jako u geometrií, o kterém se zmiňuje Alipour ve článku [1].

Tabulka 2 Materiálové charakteristiky vybraných modelů (nevyplněné buňky značí chybějící informace)

	Alipour [22]	Rosa [19]	Berry [24]	Zheng [25]	Xue [26]	Tao [20]
Podélný směr						
μ'_C	0	0,76	-	0	-	-
μ'_L	0	0,68	-	0	-	-
μ'_M	0	0,45	-	0	-	-
E'_C	-	20	-	20000	20140	-
E'_L	-	20	-	33000	33060	-
E'_M	-	20	-	40000	39900	-
G'_C	10	20	10	10	10	10
G'_L	40	40	40	40	40	40
G'_M	12	30	12	20	12	12
Příčný směr						
μ_C	0,9	0,76	-	0,9	0,9	-
μ_L	0,9	0,68	-	0,9	0,9	-
μ_M	0,9	0,45	-	0,9	0,9	-
E_C	-	2	2	2,041	2	2
E_L	-	4	2	3,306	3,3	2
E_M	-	20	4	3,99	4	4
G_C	0,53	-	-	-	-	-
G_L	0,87	-	-	-	-	-
G_M	1,05	-	-	-	-	-

Z předchozí tabulky je vidět, že hodnoty materiálových charakteristik z tabulky 2 nespádají do rozmezí uvedeného v tabulce 3. Důvodem se zdá být fakt, že oba články vznikly ve stejném roce, a proto tedy nemusely být reflektovány. Tabulka 3 obsahuje zpracované informace z více publikovaných článků, a především obsahuje rozpětí používaných hodnot. Vrstva epitelu je uvažována jako izotropní, pro zbylé dvě vrstvy je uvažována rovinná izotropie.

Tabulka 3 Vyskytující se hodnoty materiálových charakteristik, (p.r.p. – předpoklad rovinného přetvoření) [1]

	Celkový počet hlášených hodnot	Počet unikátních hodnot	Rozpětí hlášených hodnot	Experimentálně změřené rozpětí
E_C	13	8	1-100 kPa	4-165 kPa
μ_C	12	7	0-0.76	žádná data
E_L	7	4	1.7-5 kPa	33-78 kPa
E'_L	2	1	20 kPa, p.r.p.	žádná data
G'_L	7	1	40 kPa	žádná data
μ_L	7	5	0-0.68	žádná data
μ'_L	6	5	0-0.9	žádná data
E_M	14	8	2.1-36 kPa	žádná data
E'_M	2	2	20 kPa, p.r.p.	2-10 kPa
G'_M	10	3	10-30 kPa	žádná data
μ_M	14	6	0-0.47	žádná data
μ'_M	7	4	0-0.9	žádná data

6 Teorie modální analýzy pomocí metody konečných prvků (MKP)

Pomocí modální analýzy určujeme vlastní frekvence a tvary kmitů vyšetřovaného vnějšími silami nezatiženého objektu. Výsledkem jsou tedy frekvence volného kmitání objektu. Vypočtená deformace tvarů kmitů však neodpovídá skutečné deformaci, jde pouze o relativní deformace vztahované buďto k jedničce nebo k matici hmotnosti (příp. tuhosti) soustavy. Modální analýzu lze použít jak pro pevné látky, tak pro tekutiny, avšak jejich tuhost a hmotnost musí být konstantní [31]. V modální analýze obvykle není zahrnováno tlumení systému, jelikož se jím řešení často komplikuje (výsledkem může být spousta nulových řešení, která nemají fyzikální význam), přitom se frekvence tlumeného a netlumeného kmitání liší jen málo (pokud nebereme v potaz silně tlumené kmitání), a proto je toto zjednodušení naprosto přijatelné. Z toho důvodu je i následující odvození pro netlumený systém. Po diskretizaci metodou konečných prvků přejde pohybová rovnice pro netlumenou modální analýzu do tvaru

$$M\ddot{q} + Kq = 0 \quad (6.1)$$

, kde M je matice hmotnosti, K je matice tuhosti, \ddot{q} je vektor zrychlení a q je vektor výchylky. Předpokládané řešení volného harmonického kmitání lineárního systému je:

$$q = \phi_i \cos \omega_i t \quad (6.2)$$

, kde ϕ_i je vlastní vektor představující tvar kmitu i -té vlastní frekvence a ω_i je příslušná vlastní úhlová rychlost. Dosazením rovnice 6.2 do rovnice 6.1 získáváme:

$$(-\omega_i^2 M + K)\phi_i = 0 \quad (6.3)$$

Pro netriviální řešení musí platit [34]:

$$\det(K - M\omega^2) = 0 \quad (6.4)$$

Tento zobecněný problém vlastních hodnot je řešen pomocí Block-Lanczosovy metody obsažené v programu ANSYS.

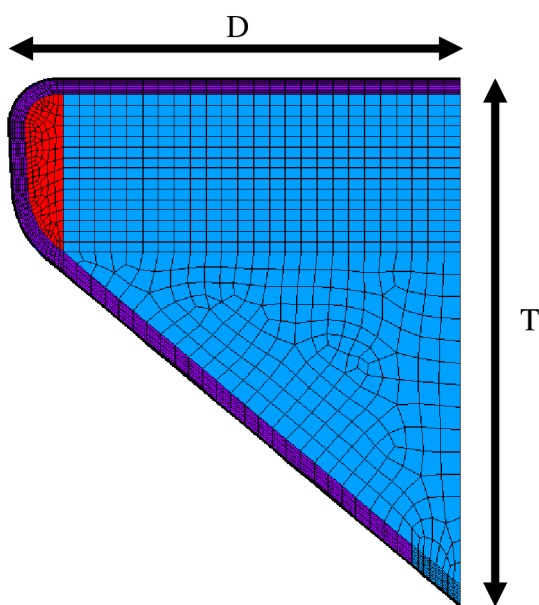
Přepočítání úhlové rychlosti na vlastní frekvenci je podle vzorce:

$$f_i = \frac{\omega_i}{2\pi} \quad (6.5)$$

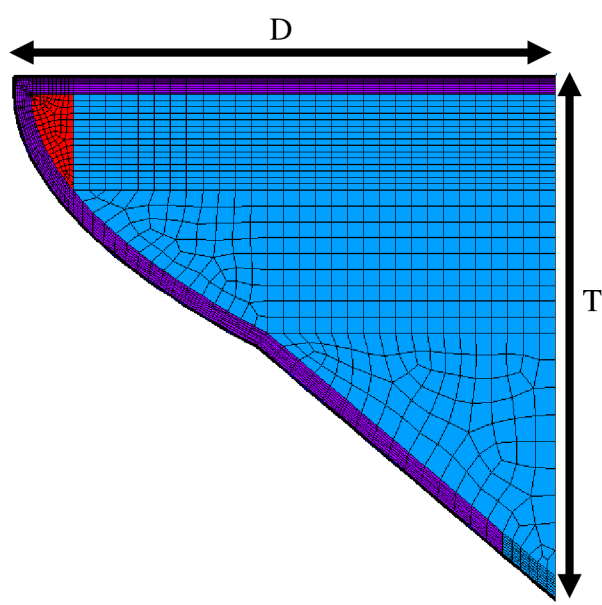
Tvar vlastního kmitu je získán dosazením příslušné vypočtené úhlové rychlosti zpět do rovnice 6.3.

7 Modální analýza modelů hlasivek

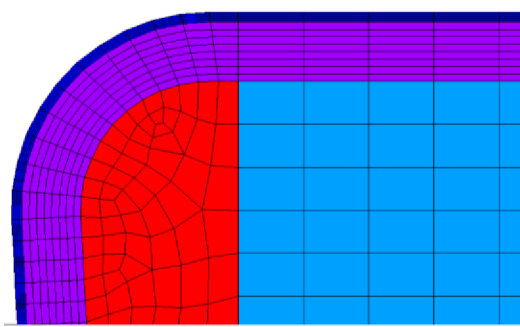
V následující kapitole bude v programu ANSYS provedena modální analýza modelů hlasivek, a to u 2D Schererova modelu M5, u 2D Gunterova modelu (založeném na Titzeho geometrii) a nakonec u 3D Schererova modelu. U 2D modelů je použitý typ prvku kvadratický PLANE183 při uvažování rovinného přetvoření a u 3D modelu je použit SOLID185. 2D modely hlasivek byly vetknuty po celé boční straně, 3D model byl vetknut na zadní straně a po obou bocích. Vrstvy všech modelů mají stejné tloušťky. U jednotlivých vrstev budou měněny materiálové parametry a výsledná data budou následně vyhodnocena.



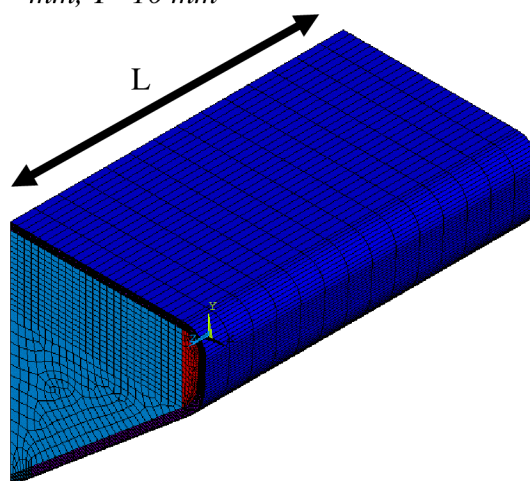
Obr. 7.1 2D Schererův M5 model,
 $D=9,5 \text{ mm}$, $T=11 \text{ mm}$



Obr. 7.2 2D Gunterův model, $D=10,3 \text{ mm}$,
 $T=10 \text{ mm}$



Obr. 7.3 Detail vrstev M5 modelu
(tloušťka jednotlivých vrstev :
 $t_{\text{epitel}}=0,05 \text{ mm}$, $t_{\text{lamina propria}}=0,3 \text{ mm}$,
 $t_{\text{ligament}}=0,8 \text{ mm}$, sval)



Obr. 7.4 3D Schererův M5 model,
délka hlasivek $L=16 \text{ mm}$

Důvod výběru těchto modelů geometrie je v případě M5 modelu fakt, že se již delší dobu používá na ÚMTMB FSI v Brně ve výzkumu zabývajícím se výpočtovým modelováním tvorby lidského hlasu. Výběr Gunterova modelu byl učiněn z následujících důvodů. Prvním je ten, že je založen na Titzeho geometrii, což je první model svého druhu, a je poměrně často používán globálně. Druhým důvodem byl přístup k samotnému modelu, díky čemuž mohl být model jednodušeji přetvořen pro naše potřeby [32]. Geometrie modelu, jak původního 3D modelu, tak námi upraveného 2D řezu s vytvořenými vrstvami, jsou k nalezení v příloženém CD ve formátu IGES.

7.1 Volba velikosti prvku

Testování hustoty sítě bylo provedeno u M5 modelu, na Gunterově modelu poté byla vytvořena síť s podobnou hustotou. Byla zvolena základní hustota sítě „Hustota 1“ která odpovídá základní velikosti prvku 0,35 mm, každá další zvolená hustota pak byla dvojnásobná oproti předchozí (poloviční základní velikost prvku). Moduly pružnosti v tahu jednotlivých vrstev byly pro epitel 25 kPa, SLP 2 kPa, ligament 8 kPa a pro sval 65 kPa. Následně byla spuštěna modální analýza pro zvolené hustoty sítě a z výsledků prvních pěti vlastních frekvencí byla vytvořena následující tabulka. Lze vidět, že již mezi první a druhou hustotou sítě je velmi malý procentuální rozdíl frekvencí. Dalším zjištěním je, že na změnu hustoty sítě nejvíce reaguje čtvrtá vlastní frekvence. Po zvážení byla pro nízkou výpočetní náročnost modální analýzy zvolena třetí hustota sítě, kterou je možno vidět aplikovanou na obr. 7.1-4.

Tabulka 4 Vliv velikosti prvku na vlastní frekvence, δ – procentuální rozdíl mezi danými frekvencemi

mód	Hustota 1 (171 prvků)	Hustota 2 (574 prvků)	Hustota 3 (2007 prvků)	Hustota 4 (7054 prvků)	δ_{1-2} [%]	δ_{2-3} [%]	δ_{3-4} [%]
1 [Hz]	108,8	108,7	108,6	108,6	0,11	0,06	0,01
2 [Hz]	232,3	232,2	232,1	232,1	0,09	0,03	0,01
3 [Hz]	266,1	265,8	265,7	265,6	0,10	0,04	0,01
4 [Hz]	379,1	378,1	377,8	377,7	0,25	0,08	0,02
5 [Hz]	448,2	448,0	447,9	447,9	0,05	0,02	0,01

7.2 Vliv Youngova modulu pružnosti vrstev na vlastní frekvence a vlastní tvary kmitů hlasivek

V této kapitole bude zkoumán vliv modulu pružnosti v tahu jednotlivých vrstev na vlastní frekvence hlasivek. Vlastnosti každé vrstvy byly měněny lineárně v určitém rozsahu. Pro každou vrstvu bylo měněno pět hodnot modulu pružnosti v tahu. Rozsahy jednotlivých vrstev jsou uvedeny v následující tabulce 5 a jsou zvoleny tak, aby alespoň zhruba obsáhly hodnoty uváděné v literatuře [33].

Tabulka 5 Hodnoty Youngových modulů pružnosti pro jednotlivá nastavení a vrstvy

nastavení	E_{epitel} [kPa]	E_{SLP} [kPa]	E_{ligament} [kPa]	E_{sval} [kPa]
1	12,5	1	4	20
2	22,5	9	14	35
3	32,5	17	24	50
4	42,5	25	34	65
5	52,5	33	44	80

V programu ANSYS bylo vytvořeno makro, které pomocí cyklů spočítalo pro všechny kombinace vlastností vrstev prvních pět vlastních frekvencí a vykreslilo tvary jejich kmitů. Celkem tedy bylo provedeno $5^4 = 625$ výpočtů. 2D modely hlasivek byly vetknuty po celé boční straně, 3D model byl vetknut na zadní straně a po obou bocích. Nejdříve bylo pro každou vrstvu vybráno referenční nastavení modulů pružnosti (viz. tabulka 6), pro které byl poté zkoumán vliv změny tuhosti jednotlivé vrstvy na vlastní frekvence hlasivek. Byly tedy vždy měněny vlastnosti vrstvy, jejíž vliv byl právě zkoumán, nastavení zbylých vrstev bylo referenční. Toto referenční nastavení je:

Tabulka 6 Referenční nastavení tuhosti vrstev

	Sval	Ligament	SLP	Epitel
Číslo nastavení	4	1	1	2
E [kPa]	65	4	1	22,5

Hodnoty vlastních frekvencí pro všechny kombinace modulů pružnosti jednotlivých vrstev jsou uvedeny v tabulkách ve formátu xlsx na příloženém CD.

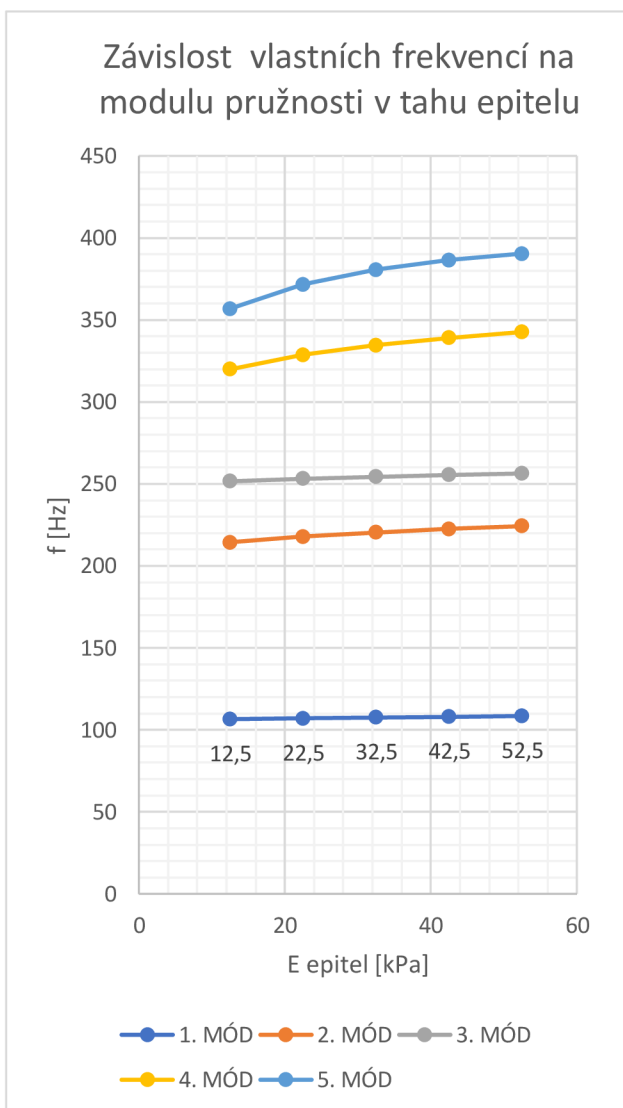
7.2.1 2D M5 model

Vliv změn modulu pružnosti v tahu epitelu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti epitelu jsou uvedeny v Tabulce 7 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.5.

Tabulka 7 Vliv modulu pružnosti v tahu epitelu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení epitelu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{epitel} [kPa]
1	1	106,52	12,5
2	1	107,07	22,5
3	1	107,57	32,5
4	1	108,04	42,5
5	1	108,47	52,5
1	2	214,42	12,5
2	2	217,83	22,5
3	2	220,40	32,5
4	2	222,47	42,5
5	2	224,22	52,5
1	3	251,57	12,5
2	3	253,15	22,5
3	3	254,39	32,5
4	3	255,43	42,5
5	3	256,33	52,5
1	4	319,85	12,5
2	4	328,69	22,5
3	4	334,62	32,5
4	4	339,08	42,5
5	4	342,62	52,5
1	5	356,83	12,5
2	5	371,57	22,5
3	5	380,61	32,5
4	5	386,44	42,5
5	5	390,45	52,5



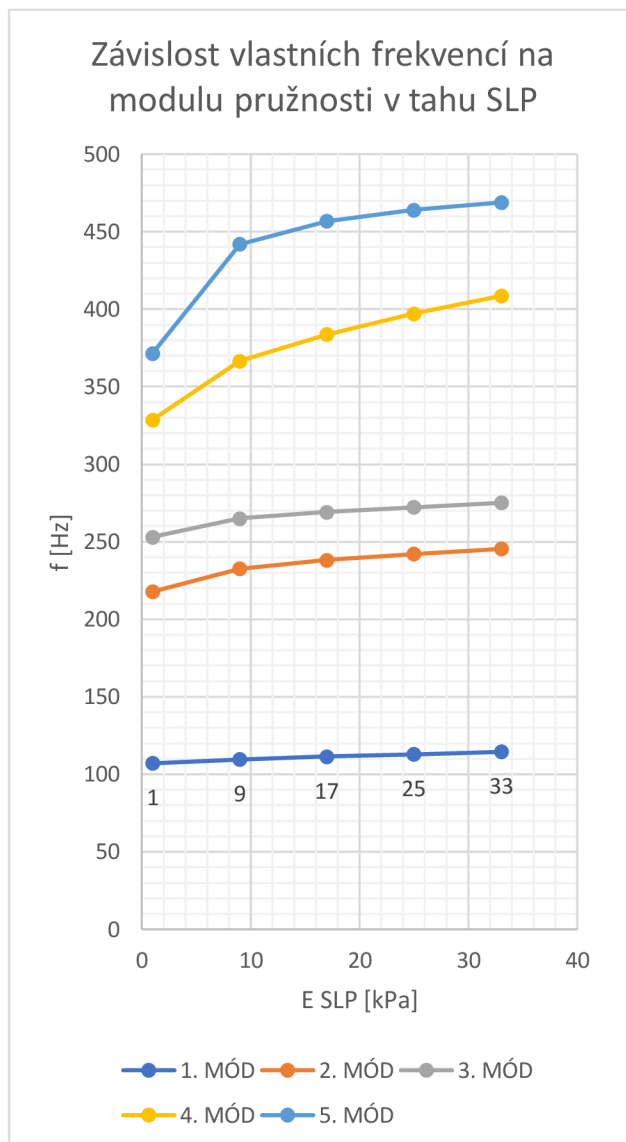
Obr. 7.5 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu epitelu

Vliv změn modulu pružnosti v tahu SLP

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti SLP jsou uvedeny v Tabulce 8 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.6.

Tabulka 8 Vliv modulu pružnosti v tahu SLP na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení SLP	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{SLP} [kPa]
1	1	107,07	1
2	1	109,60	9
3	1	111,38	17
4	1	112,98	25
5	1	114,46	33
1	2	217,83	1
2	2	232,61	9
3	2	238,15	17
4	2	242,14	25
5	2	245,37	33
1	3	253,15	1
2	3	265,06	9
3	3	269,09	17
4	3	272,31	25
5	3	275,10	33
1	4	328,69	1
2	4	366,58	9
3	4	383,72	17
4	4	397,23	25
5	4	408,55	33
1	5	371,57	1
2	5	441,98	9
3	5	456,85	17
4	5	464,07	25
5	5	468,87	33



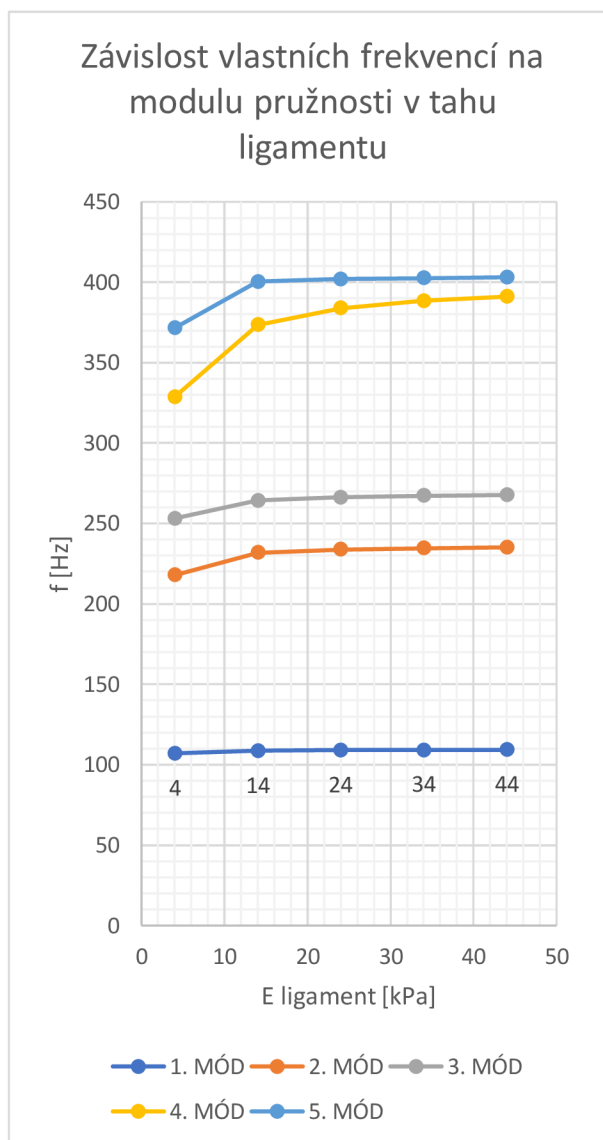
Obr. 7.6 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu SLP

Vliv změn modulu pružnosti v tahu ligamentu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti ligamentu jsou uvedeny v Tabulce 9 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.7.

Tabulka 9 Vliv modulu pružnosti v tahu ligamentu na vlastní frekvenci referenčního nastavení hlasivek

Nastavení ligamentu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{ligament} [kPa]
1	1	107,07	4
2	1	108,67	14
3	1	108,97	24
4	1	109,12	34
5	1	109,20	44
1	2	217,83	4
2	2	231,81	14
3	2	233,79	24
4	2	234,65	34
5	2	235,16	44
1	3	253,15	4
2	3	264,26	14
3	3	266,33	24
4	3	267,20	34
5	3	267,69	44
1	4	328,69	4
2	4	373,40	14
3	4	383,91	24
4	4	388,47	34
5	4	391,03	44
1	5	371,57	4
2	5	400,37	14
3	5	401,95	24
4	5	402,64	34
5	5	403,08	44



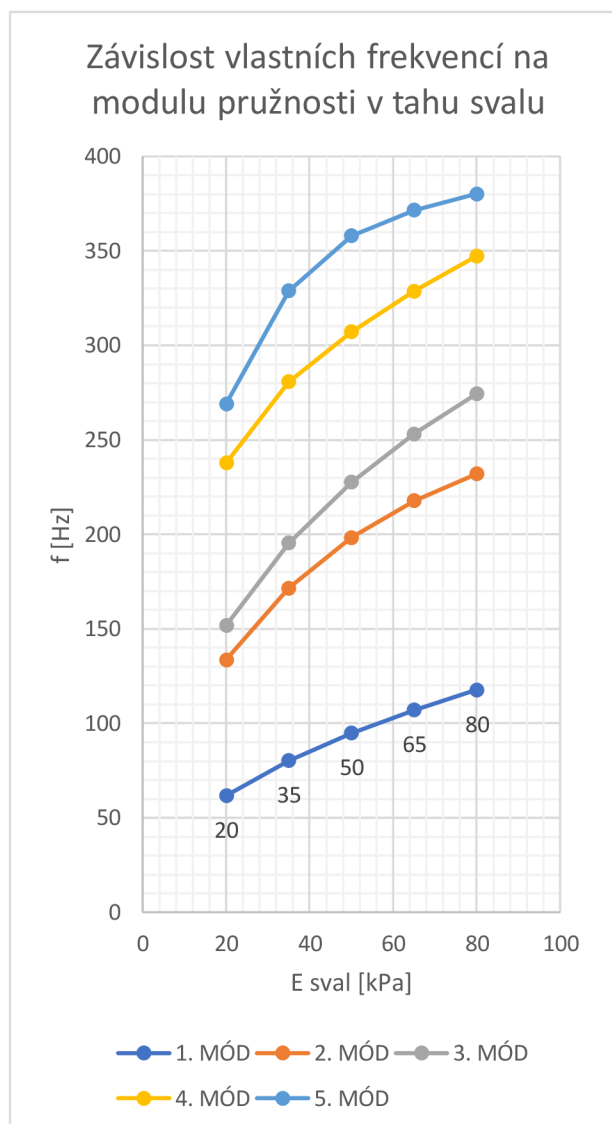
Obr. 7.7 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu ligamentu

Vliv změn modulu pružnosti v tahu svalu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti svalu jsou uvedeny v Tabulce 10 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.8.

Tabulka 10 Vliv modulu pružnosti v tahu svalu na vlastní frekvenci referenčního nastavení hlasivek

Nastavení svalu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{sval} [kPa]
1	1	61,71	20
2	1	80,19	35
3	1	94,78	50
4	1	107,07	65
5	1	117,77	80
1	2	133,68	20
2	2	171,49	35
3	2	198,37	50
4	2	217,83	65
5	2	231,99	80
1	3	151,80	20
2	3	195,35	35
3	3	227,54	50
4	3	253,15	65
5	3	274,41	80
1	4	237,76	20
2	4	280,86	35
3	4	307,21	50
4	4	328,69	65
5	4	347,29	80
1	5	269,12	20
2	5	328,85	35
3	5	358,09	50
4	5	371,57	65
5	5	380,26	80



Obr. 7.8 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu svalu

Vyhodnocení

Lze si všimnout, že odezva vlastních frekvencí na změnu modulu pružnosti v tahu není lineární. Ze začátku je růst frekvence prudší. Také vidíme, že vyšší modální frekvence jsou na změnu modulu pružnosti v tahu citlivější než nižší. Nejpodstatnějším poznatkem ovšem je, že největší vliv na změnu vlastní frekvence má tuhost svalu, což je i výsledek předpokládaný vzhledem k velikosti plochy, kterou v modelu zabírá. Velký vliv na

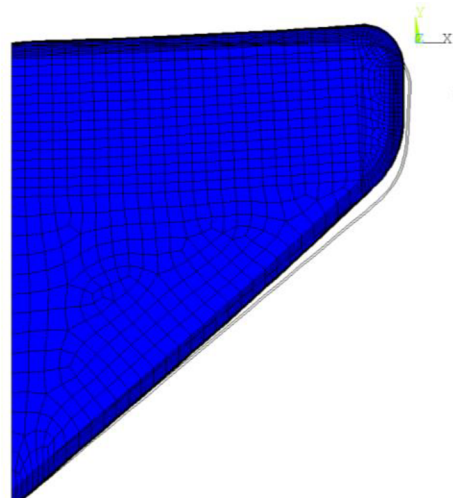
frekvence vyšších módů má ovšem i SLP. Další charakteristikou M5 modelu je, že 2. a 3. a také 4. a 5. modální frekvence mají tendenci ležet frekvenčně blízko u sebe.

7.2.1.1 Vlastní tvary kmitů hlasivek

Při posuzování tvarů kmitů hlasivek již byly vzaty v potaz všechny kombinace vlastností vrstev. Budou uvedeny typické vlastní tvary kmitů a také další tvary kmitů, které se od typických tvarů liší. Pořadí tvarů kmitů je vždy řazeno dle četnosti výskytu, a to od nejčtenějšího po nejméně četný. Pojem relativní tuhost značí tuhost vztaženou k tuhosti ostatních vrstev.

1. Mód

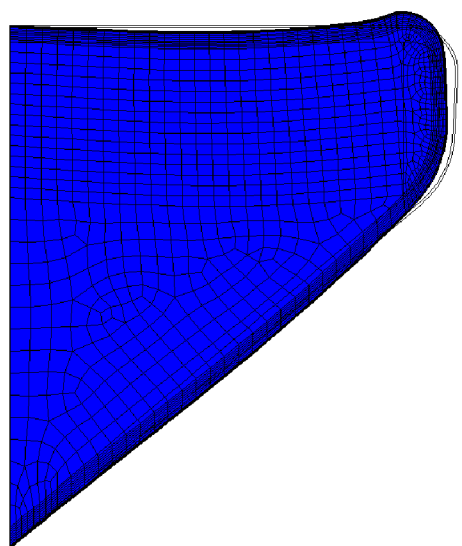
Pro první mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.9.



Obr. 7.9 Vlastní tvar kmitu 1. módu (kmitání shora dolů)

2. Mód

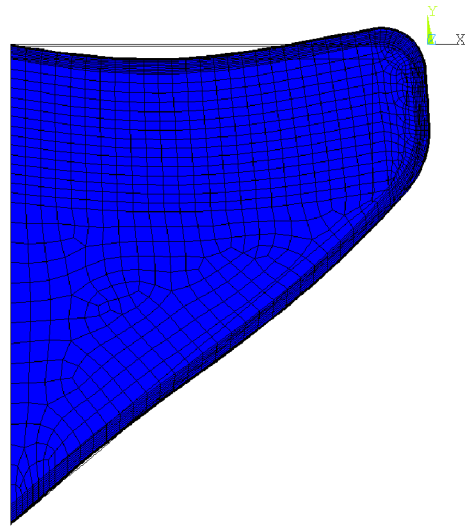
Pro druhý mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.10.



Obr. 7.10 Vlastní tvar kmitu 2. módu (kmitání zprava doleva)

3. Mód

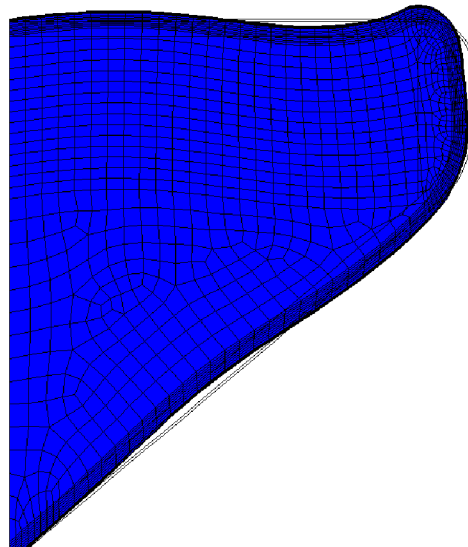
Pro třetí mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.11.



*Obr. 7.11 Vlastní tvar kmitu 3. módu
(kmitání shora dolů)*

4. Mód

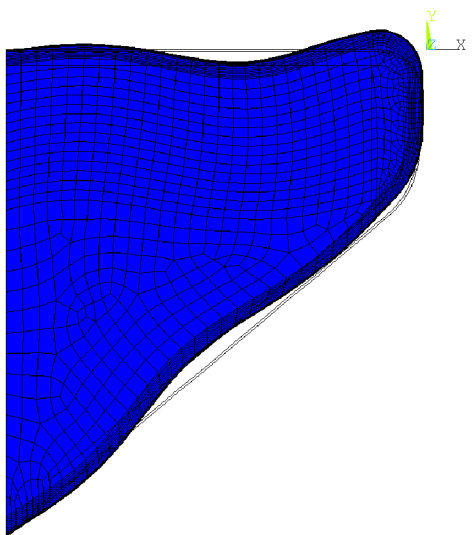
Pro čtvrtý mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.12



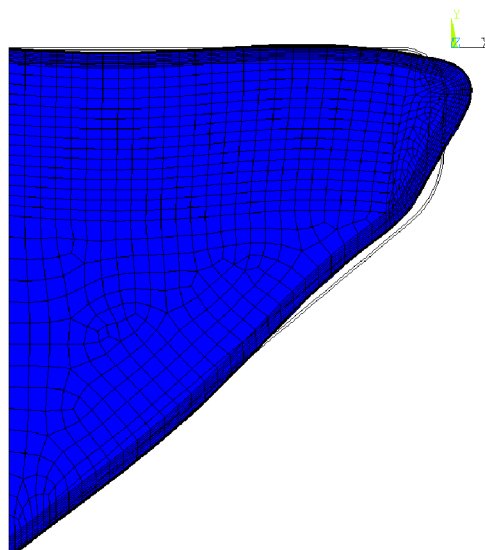
*Obr. 7.12 Vlastní tvar kmitu 4. módu
(kmitání shora dolů)*

5. Mód

Na obr. 7.13 je typický tvar kmitu pátého módu a na obr. 7.14 je další tvar kmitu vyskytující se tam, kde je zvýšená relativní tuhost svalu.



Obr. 7.13 Typický vlastní tvar kmitů 5. módu (kmitání zprava doleva)



Obr. 7.14 Další tvar kmitu 5. módu pro zvýšenou relativní tuhost svalu (kmitání zprava doleva)

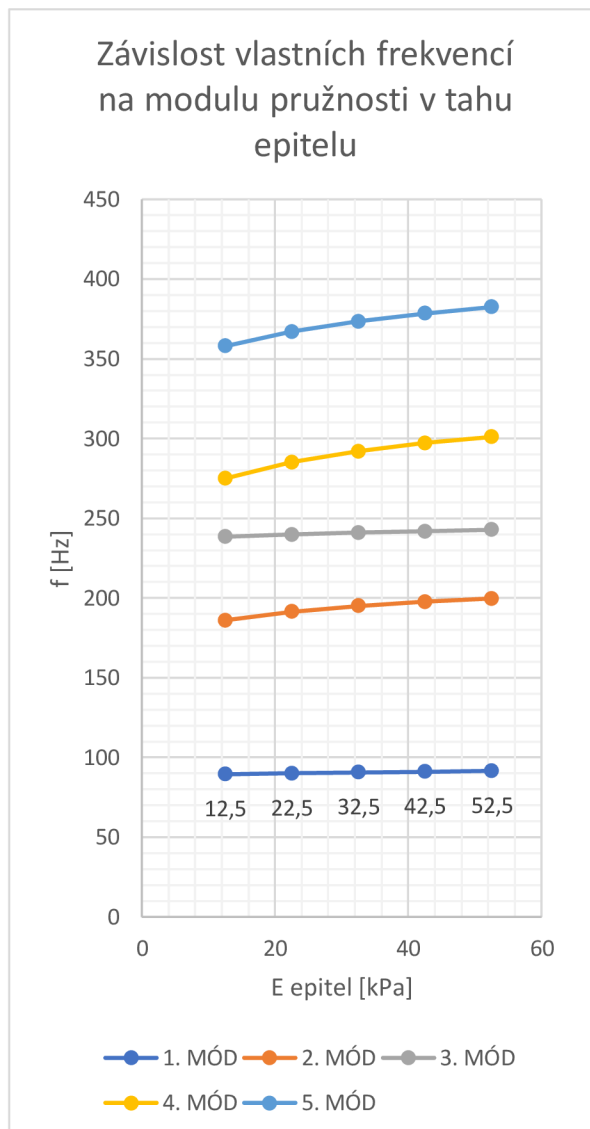
7.2.2 2D Gunterův model

Vliv změn modulu pružnosti v tahu epitelu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti epitelu jsou uvedeny v Tabulce 11 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.15.

Tabulka 11 Vliv modulu pružnosti v tahu epitelu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení epitelu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{epitel} [kPa]
1	1	89,44	12,5
2	1	90,07	22,5
3	1	90,63	32,5
4	1	91,14	42,5
5	1	91,61	52,5
1	2	186,06	12,5
2	2	191,45	22,5
3	2	194,98	32,5
4	2	197,61	42,5
5	2	199,69	52,5
1	3	238,43	12,5
2	3	239,77	22,5
3	3	240,87	32,5
4	3	241,86	42,5
5	3	242,77	52,5
1	4	274,93	12,5
2	4	285,15	22,5
3	4	292,02	32,5
4	4	297,07	42,5
5	4	300,99	52,5
1	5	357,89	12,5
2	5	367,01	22,5
3	5	373,42	32,5
4	5	378,38	42,5
5	5	382,43	52,5



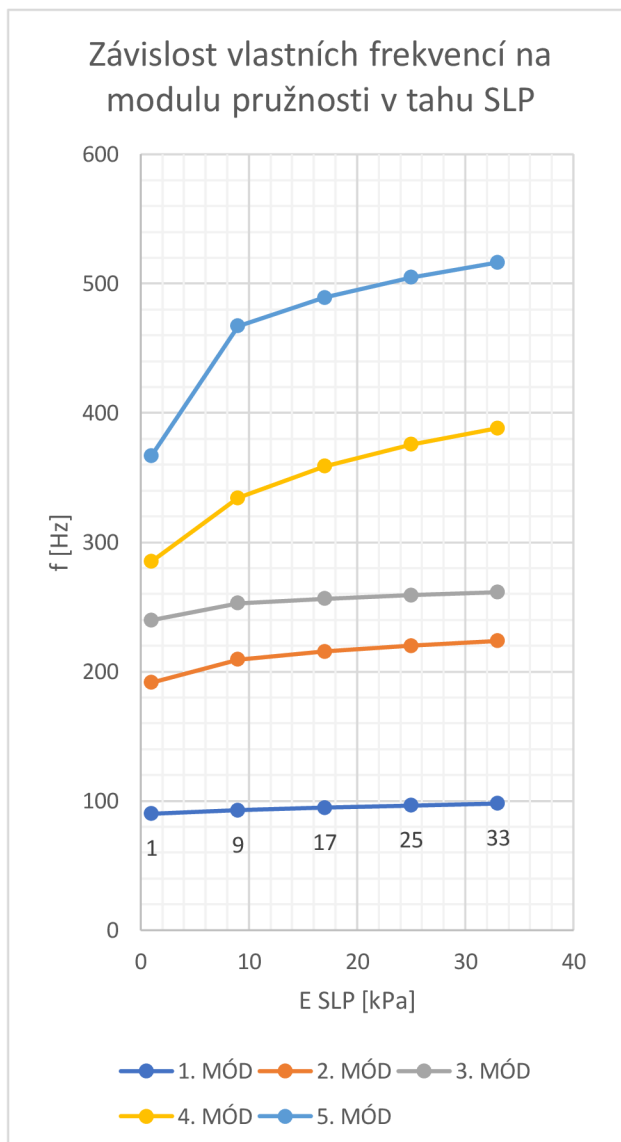
Obr. 7.15 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu epitelu

Vliv změn modulu pružnosti v tahu SLP

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti SLP jsou uvedeny v Tabulce 12 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.16.

Tabulka 12 Vliv modulu pružnosti v tahu SLP na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení SLP	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E _{SLP} [kPa]
1	1	90,07	1
2	1	92,69	9
3	1	94,62	17
4	1	96,37	25
5	1	97,99	33
1	2	191,45	1
2	2	209,21	9
3	2	215,59	17
4	2	220,07	25
5	2	223,70	33
1	3	239,77	1
2	3	252,87	9
3	3	256,34	17
4	3	259,03	25
5	3	261,38	33
1	4	285,15	1
2	4	334,37	9
3	4	358,76	17
4	4	375,54	25
5	4	388,27	33
1	5	367,01	1
2	5	467,13	9
3	5	489,23	17
4	5	504,88	25
5	5	516,38	33



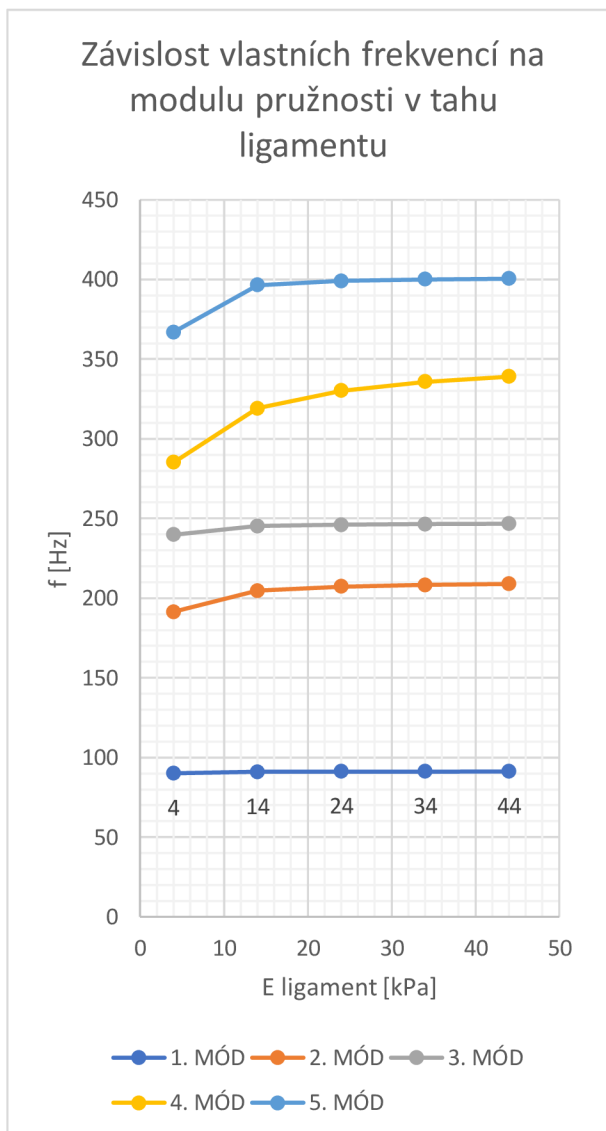
Obr. 7.16 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu SLP

Vliv změn modulu pružnosti v tahu ligamentu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti ligamentu jsou uvedeny v Tabulce 13 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.17.

Tabulka 13 Vliv modulu pružnosti v tahu ligamentu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení ligamentu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{ligament} [kPa]
1	1	90,07	4
2	1	90,91	14
3	1	91,09	24
4	1	91,17	34
5	1	91,22	44
1	2	191,45	4
2	2	204,67	14
3	2	207,19	24
4	2	208,29	34
5	2	208,93	44
1	3	239,77	4
2	3	245,18	14
3	3	246,10	24
4	3	246,48	34
5	3	246,69	44
1	4	285,15	4
2	4	319,07	14
3	4	330,29	24
4	4	335,76	34
5	4	339,01	44
1	5	367,01	4
2	5	396,43	14
3	5	399,09	24
4	5	400,02	34
5	5	400,50	44



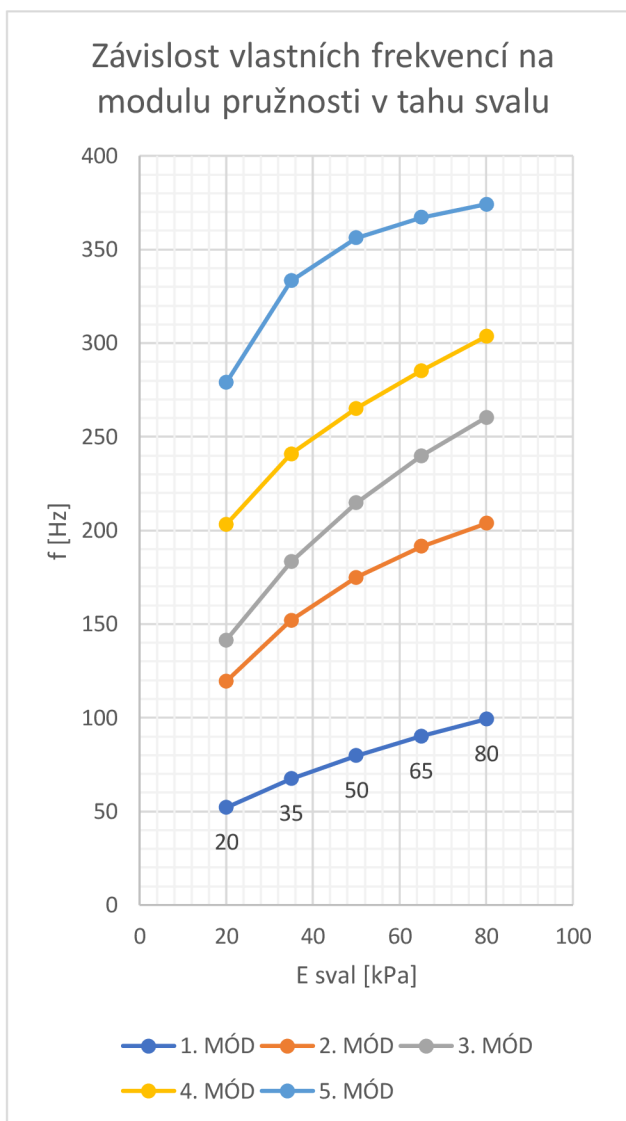
Obr. 7.17 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu ligamentu

Vliv změn modulu pružnosti v tahu svalu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti svalu jsou uvedeny v Tabulce 14 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.18.

Tabulka 14 Vliv modulu pružnosti v tahu svalu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení svalu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{sval} [kPa]
1	1	52,00	20
2	1	67,40	35
3	1	79,66	50
4	1	90,07	65
5	1	99,20	80
1	2	119,42	20
2	2	151,90	35
3	2	174,82	50
4	2	191,45	65
5	2	203,66	80
1	3	141,40	20
2	3	183,22	35
3	3	214,70	50
4	3	239,77	65
5	3	260,32	80
1	4	203,16	20
2	4	240,78	35
3	4	265,03	50
4	4	285,15	65
5	4	303,56	80
1	5	278,84	20
2	5	333,31	35
3	5	356,21	50
4	5	367,01	65
5	5	374,16	80



Obr. 7.18 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu svalu

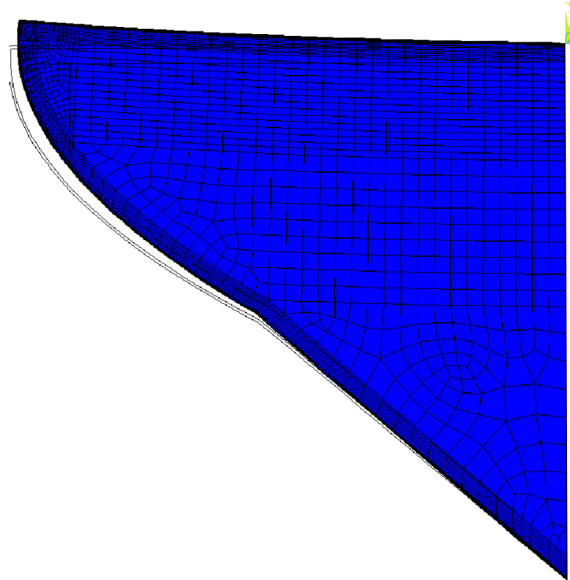
Vyhodnocení

Pro Gunterův model platí totéž, co pro 2D M5 model, tedy nelineární závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu a největší vliv na změnu vlastní frekvence má tuhost svalu. Lze však pozorovat mírný rozdíl ve vlivu SLP na vlastní frekvence, který je u Gunterova modelu především u vyšších módů větší než u 2D M5 modelu. Dále vidíme, že frekvence jednotlivých módů jsou u Gunterova modelu frekvenčně dál od sebe oproti 2D M5 modelu.

7.2.2.1 Tvary kmitů hlasivek

1. Mód

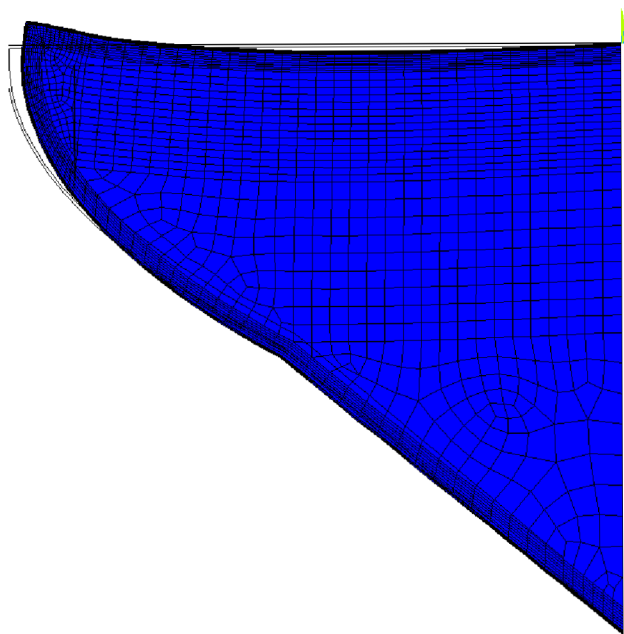
Pro první mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.19



Obr. 7.19 Vlastní tvar kmitu 1. módu
(kmitání shora dolů)

2. Mód

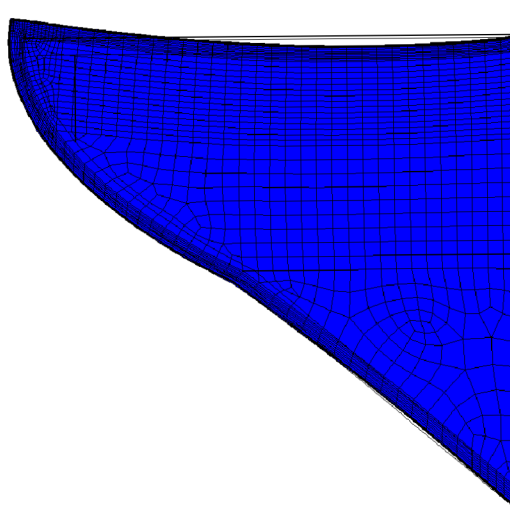
Pro druhý mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.20.



Obr. 7.20 Vlastní tvar kmitu 2. módu
(kmitání shora dolů)

3. Mód

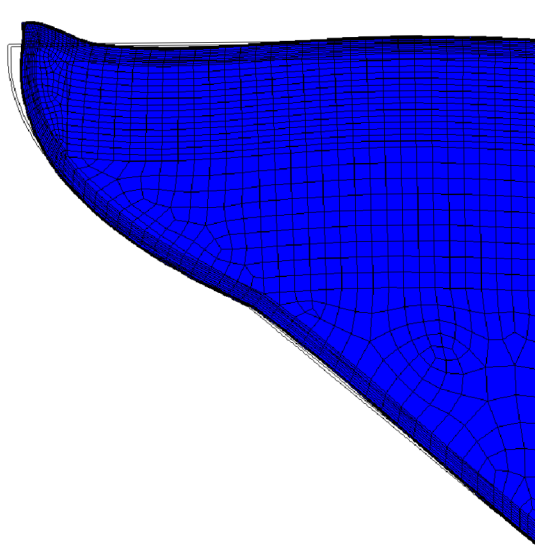
Pro třetí mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.21



*Obr. 7.21 Vlastní tvar kmitu 3. módu
(kmitání zleva doprava)*

4. Mód

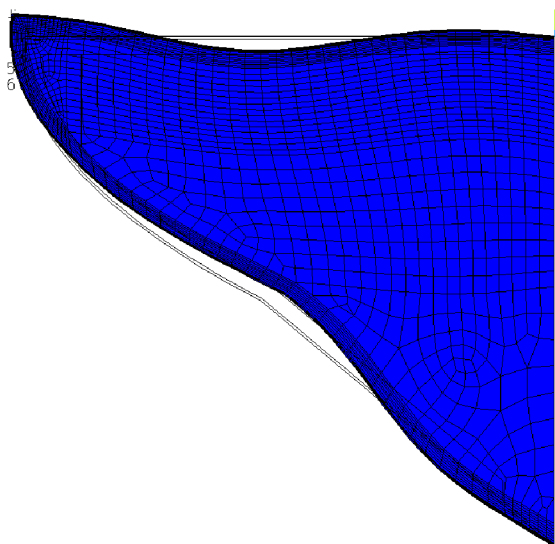
Pro čtvrtý mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.22



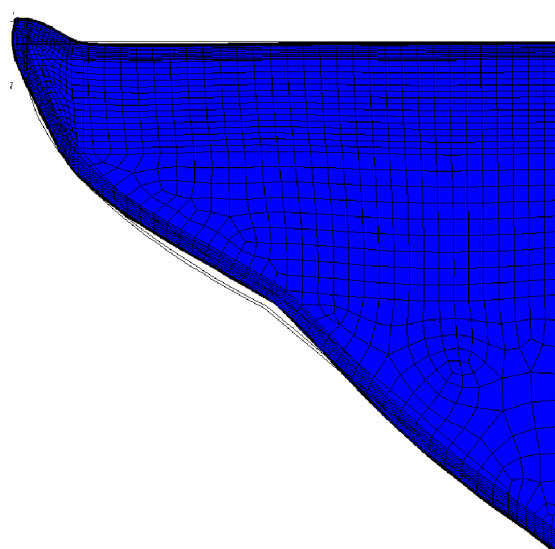
*Obr. 7.22 Vlastní tvar kmitu 4. módu
(kmitání shora dolů)*

5. Mód

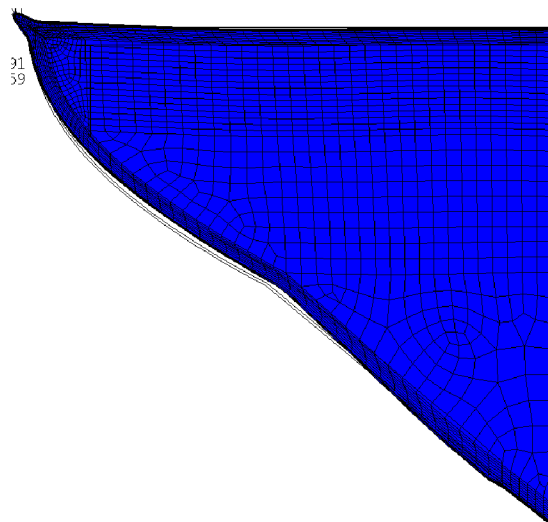
Na obr. 7.23 je typický tvar kmitů pátého módu, který se vyskytuje tam, kde převládá relativní tuhost svalů a epitelu, na obr. 7.24 je další tvar kmitů, který se vyskytuje tam, kde je vysoká relativní tuhost svalů a epitelu, ale nižší relativní tuhost ligamentu. Na obr. 7.25 je poslední vyskytující se tvar kmitů, který se vyskytuje tam, kde je vysoká relativní tuhost svalů a ligamentu.



Obr. 7.23 Typický vlastní tvar kmitu 5. módu (kmitání zleva doprava)



Obr. 7.24 Další tvar kmitu 5. módu pro zvýšenou relativní tuhost svalů (kmitání zleva doprava)



Obr. 7.25 Další tvar kmitu 5. módu pro zvýšenou relativní tuhost svalů a ligamentu (kmitání zleva doprava)

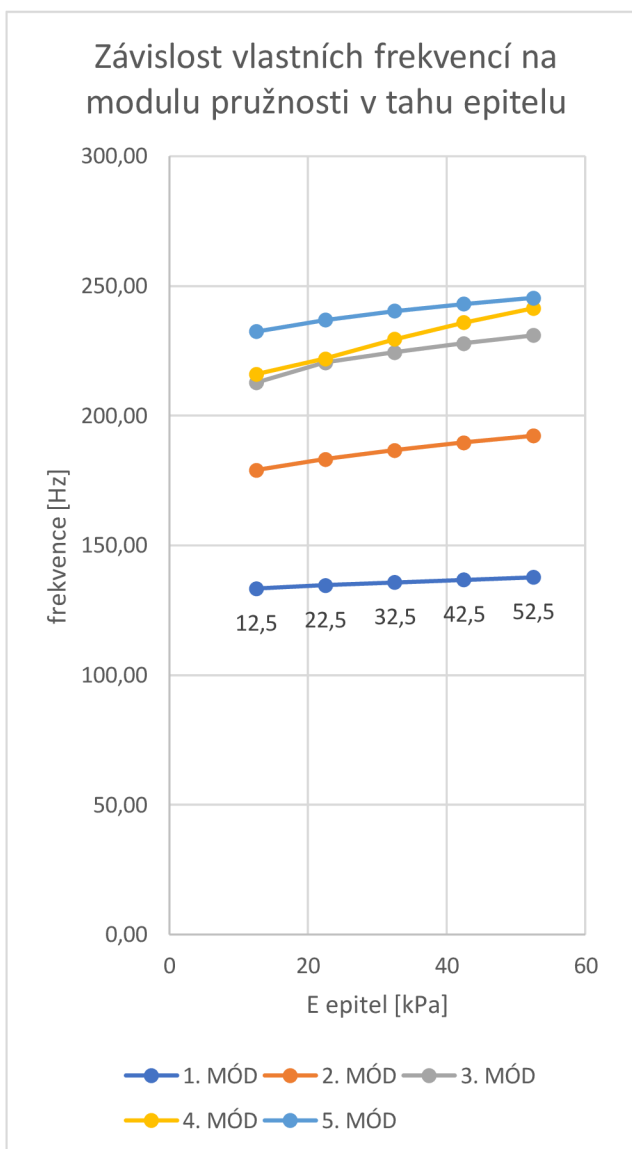
7.2.3 3D M5 model

Vliv změn modulu pružnosti v tahu epitelu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti epitelu jsou uvedeny v Tabulce 15 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.26.

Tabulka 15 Vliv modulu pružnosti v tahu epitelu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení epitelu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{epitel} [kPa]
1	1	133,38	12,5
2	1	134,64	22,5
3	1	135,75	32,5
4	1	136,76	42,5
5	1	137,68	52,5
1	2	179,05	12,5
2	2	183,21	22,5
3	2	186,66	32,5
4	2	189,63	42,5
5	2	192,26	52,5
1	3	212,76	12,5
2	3	220,55	22,5
3	3	224,44	32,5
4	3	227,87	42,5
5	3	230,95	52,5
1	4	216,00	12,5
2	4	222,03	22,5
3	4	229,57	32,5
4	4	235,96	42,5
5	4	241,42	52,5
1	5	232,42	12,5
2	5	236,96	22,5
3	5	240,35	32,5
4	5	243,08	42,5
5	5	245,46	52,5



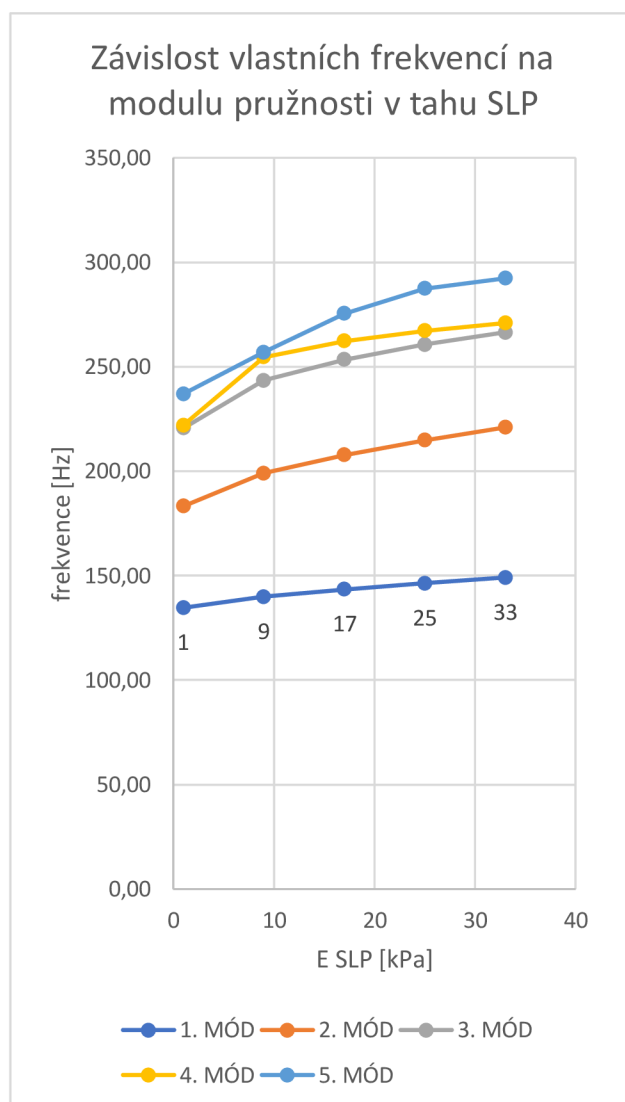
Obr. 7.26 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu epitelu

Vliv změn modulu pružnosti v tahu SLP

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti SLP jsou uvedeny v Tabulce 16 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.27.

Tabulka 16 Vliv modulu pružnosti v tahu SLP na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení SLP	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{SLP} [kPa]
1	1	134,64	1
2	1	139,91	9
3	1	143,37	17
4	1	146,39	25
5	1	149,14	33
1	2	183,21	1
2	2	199,07	9
3	2	207,82	17
4	2	214,87	25
5	2	220,94	33
1	3	220,55	1
2	3	243,50	9
3	3	253,38	17
4	3	260,66	25
5	3	266,49	33
1	4	222,03	1
2	4	254,63	9
3	4	262,26	17
4	4	267,13	25
5	4	270,91	33
1	5	236,96	1
2	5	256,90	9
3	5	275,41	17
4	5	287,36	25
5	5	292,30	33



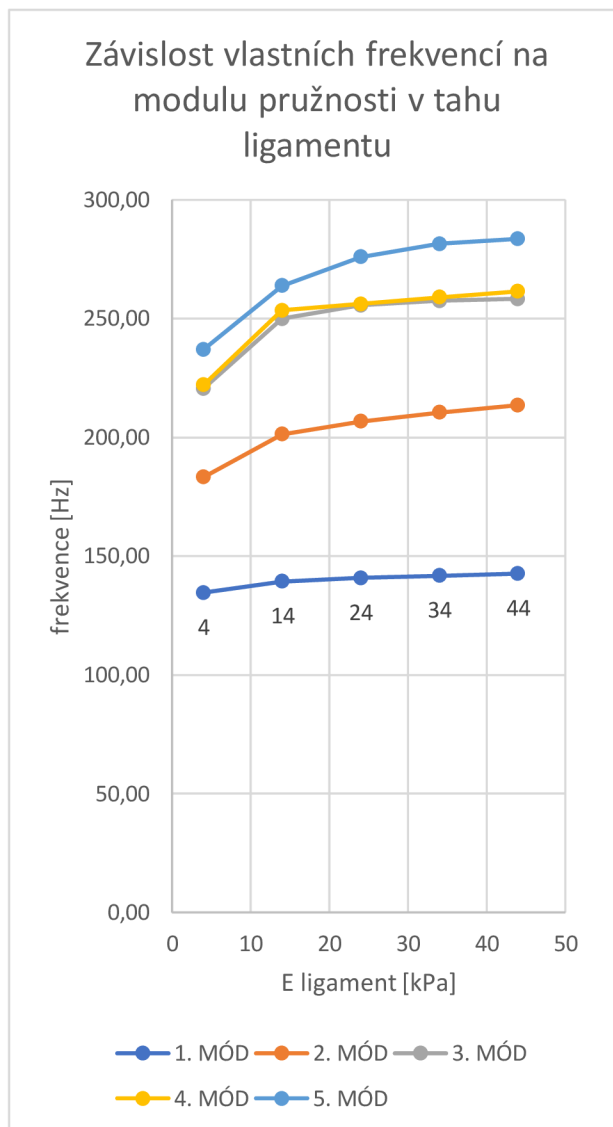
Obr. 7.27 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu SLP

Vliv změn modulu pružnosti v tahu i ligamentu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti ligamentu jsou uvedeny v Tabulce 17 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.28.

Tabulka 17 Vliv modulu pružnosti v tahu ligamentu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení ligamentu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{ligament} [kPa]
1	1	134,64	4
2	1	139,29	14
3	1	140,75	24
4	1	141,78	34
5	1	142,64	44
1	2	183,21	4
2	2	201,25	14
3	2	206,74	24
4	2	210,49	34
5	2	213,56	44
1	3	220,55	4
2	3	249,96	14
3	3	255,63	24
4	3	257,46	34
5	3	258,37	44
1	4	222,03	4
2	4	253,50	14
3	4	256,11	24
4	4	258,93	34
5	4	261,48	44
1	5	236,96	4
2	5	263,77	14
3	5	275,95	24
4	5	281,47	34
5	5	283,60	44



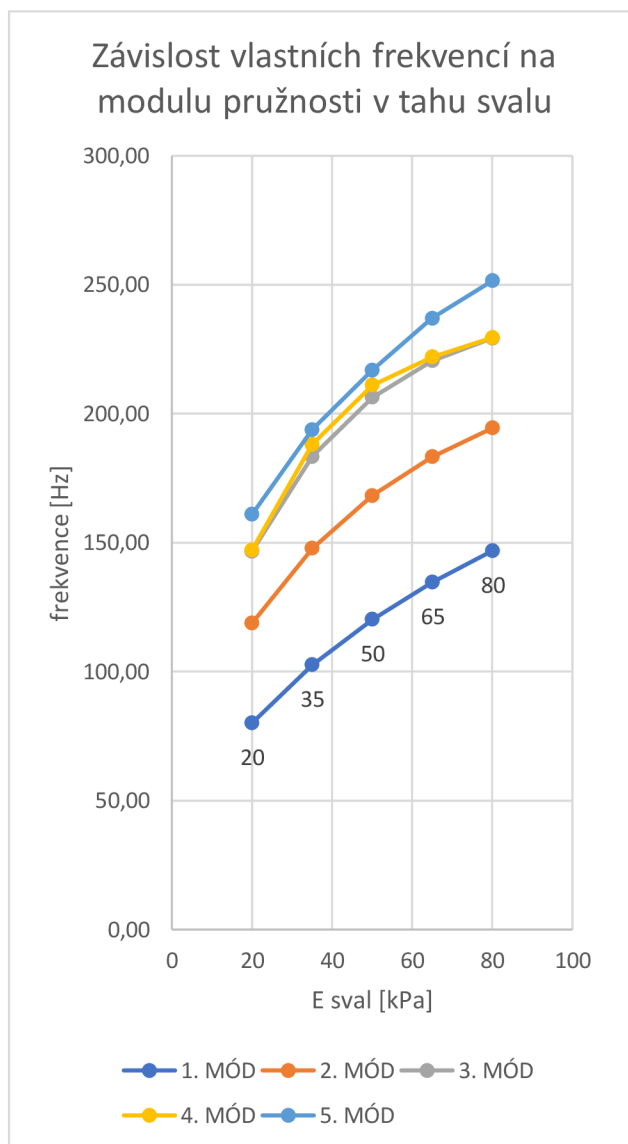
Obr. 7.28 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu ligamentu

Vliv změn tuhosti svalu

Hodnoty vypočtených vlastních frekvencí pro jednotlivé hodnoty modulu pružnosti svalu jsou uvedeny v Tabulce 18 a graficky zobrazeny v grafu na obr. 7.29.

Tabulka 18 Vliv modulu pružnosti v tahu svalu na vlastní frekvence hlasivek

Nastavení svalu	Mód	Vlastní frekvence [Hz]	E_{sval} [kPa]
1	1	80,03	20
2	1	102,65	35
3	1	120,20	50
4	1	134,64	65
5	1	146,85	80
1	2	118,75	20
2	2	147,75	35
3	2	168,21	50
4	2	183,21	65
5	2	194,42	80
1	3	146,63	20
2	3	183,41	35
3	3	206,36	50
4	3	220,55	65
5	3	229,32	80
1	4	147,13	20
2	4	188,12	35
3	4	211,08	50
4	4	222,03	65
5	4	229,51	80
1	5	160,92	20
2	5	193,86	35
3	5	216,90	50
4	5	236,96	65
5	5	251,53	80



Obr. 7.29 Závislost vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu svalu

Vyhodnocení

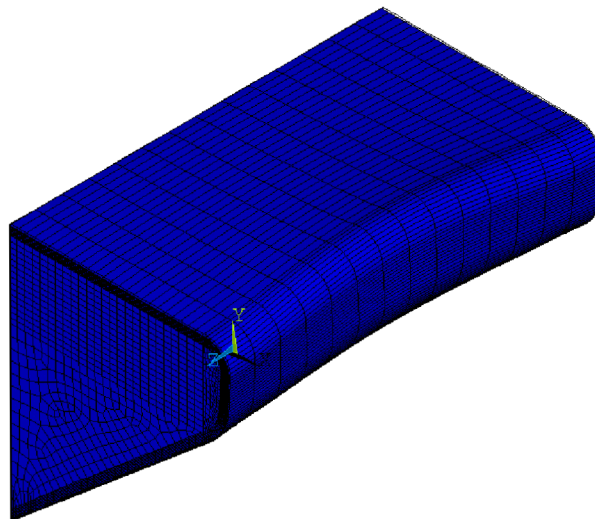
Z výsledků výpočtů je opět vidět, že největší vliv na změnu vlastních frekvencí má modul pružnosti v tahu svalu a že průběh závislosti vlastních frekvencí na modulu pružnosti v tahu je nelineární. Pro nižší hodnoty modulu pružnosti v tahu je růst vlastních frekvencí prudší, než pro vyšší hodnoty. Je také vidět, že frekvence třetího a čtvrtého módu jsou místy velmi blízko u sebe a že frekvence pátého módu je k nim relativně blízko. 3D M5 model nelze přímo srovnávat s předchozími 2D modely, jelikož

u 3D modelu přibývají další tvary kmitů, které se u 2D modelů nemohou vyskytovat (to bude dobře viditelné v následujících vyobrazeních tvarů kmitů tohoto modelu).

7.2.3.1 Tvary kmitů hlasivek

1. Mód

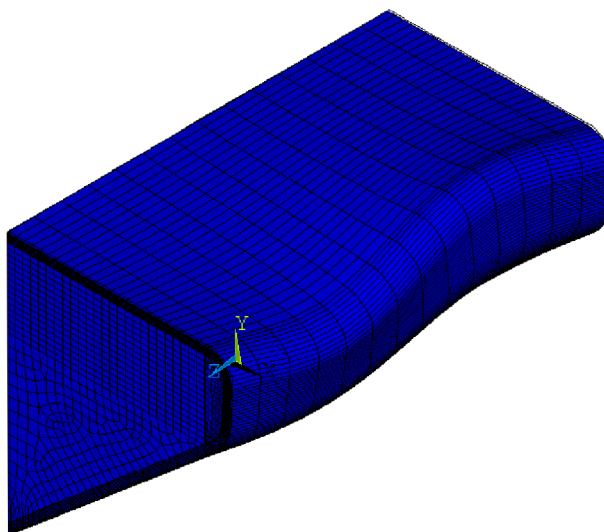
Pro první mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.30.



Obr. 7.30 Vlastní tvar kmitu 1. módu (kmitání shora dolů)

2. Mód

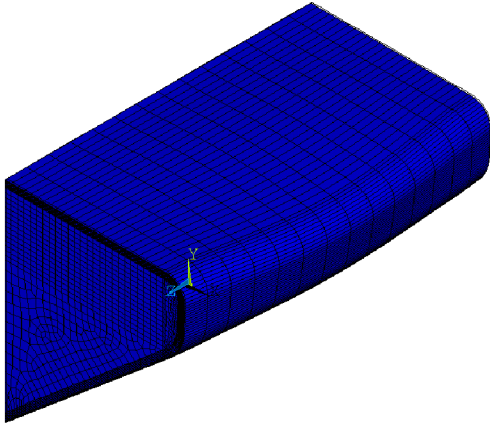
Pro druhý mód nejsou žádné další tvary kmitu než tvar zobrazený na obr. 7.31.



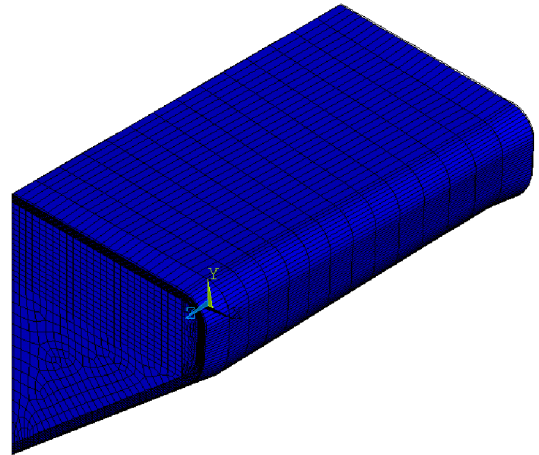
Obr. 7.31 Vlastní tvar kmitu 2. módu (kmitání shora dolů)

3. Mód

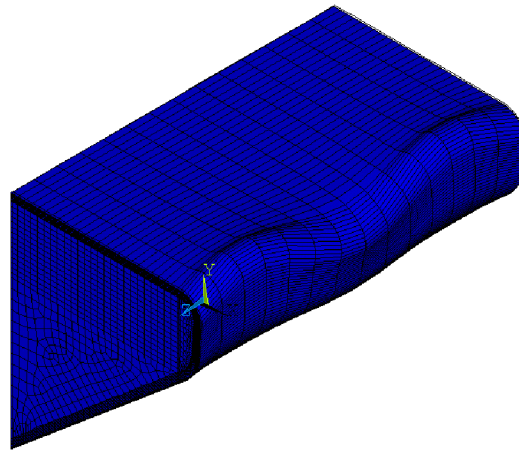
Na obr. 7.32 lze vidět typický tvar kmitů pro třetí mód, na obr. 7.33 je tvar kmitů pro mírně vyšší relativní tuhost svalu a na obr. 7.34 je tvar kmitů hlasivek s vysokou relativní tuhostí svalu.



Obr. 7.32 Typický tvar kmitů 3. módu (kmitání zepředu dozadu)



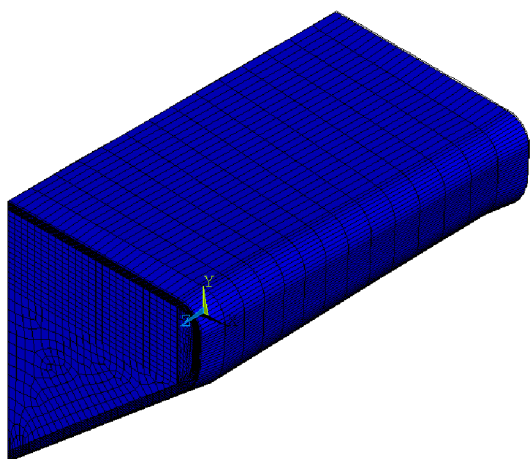
Obr. 7.33 Další tvar kmitu 5. módu pro mírně vyšší relativní tuhost svalu (podélné kmitání)



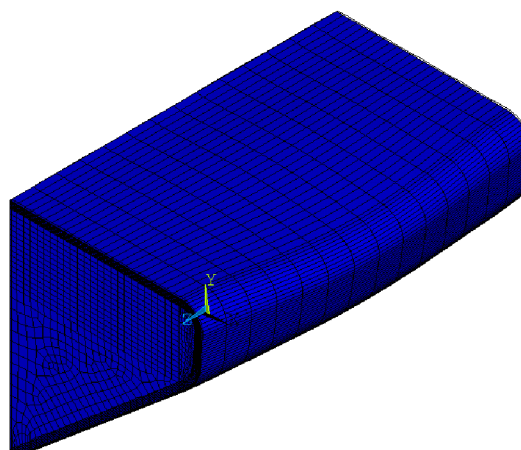
Obr. 7.34 Další tvar kmitu 5. módu pro vysokou relativní tuhost svalu (kmitání shora dolů)

4. Mód

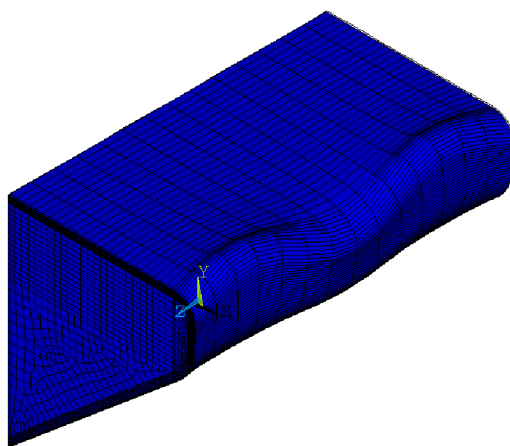
Na obr. 7.35 je typický tvar kmitů čtvrtého módu, na obr. 7.36 je tvar kmitu vyskytující se tam, kde je zvýšená relativní tuhost svalu či případně ligamentu a na obr. 7.37 je další tvary kmitů pro vysokou relativní tuhost svalu. Lze si všimnout, že došlo k záměně pořadí některých kmitů.



Obr. 7.35 Typický tvar kmitů 4. módu (podélné kmitání)



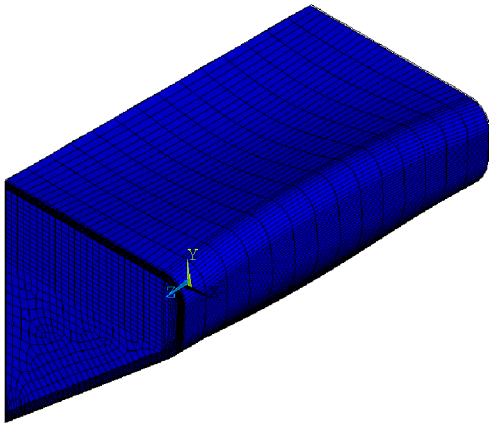
Obr. 7.36 Další tvar kmitu 5. módu pro zvýšenou relativní tuhost svalu, případně ligamentu (kmitání zepředu dozadu)



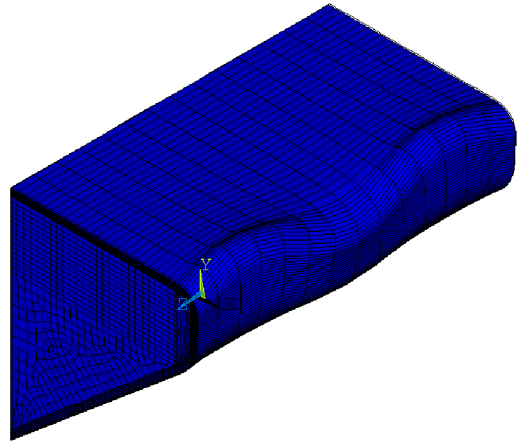
Obr. 7.37 Další tvar kmitu 5. módu pro vysokou relativní tuhost svalu (kmitání shora dolů)

5. Mód

Na obr. 7.38 je typický tvar kmitů pátého módu a na obr. 7.39 je tvar kmitu vyskytující se tam, kde je zvýšená relativní tuhost svalu. Opět si lze všimnout změny pořadí tvarů kmitů.



Obr. 7.38 Typický tvar kmitů 5. módu (kmitání shora dolů)



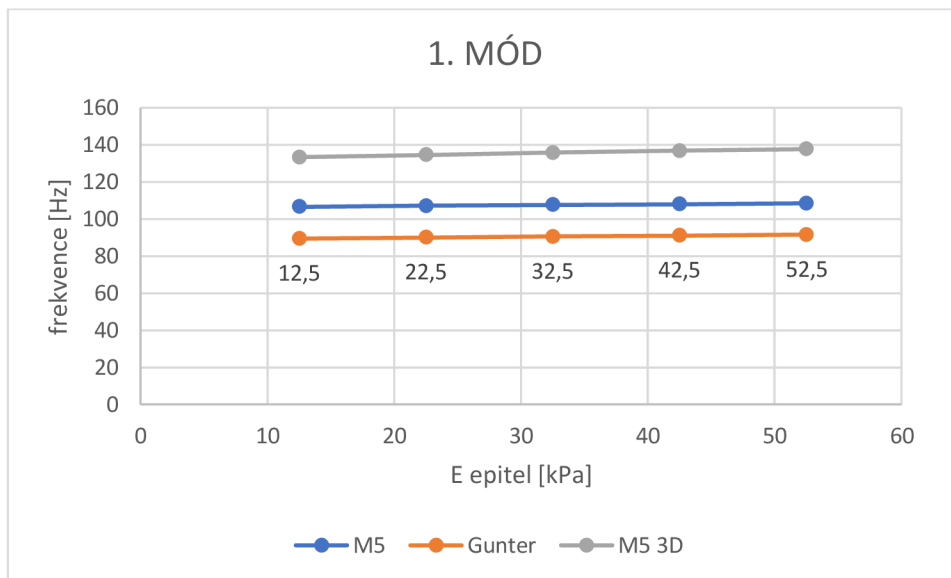
Obr. 7.39 Další tvar kmitu 5. módu pro vysokou relativní tuhost svalu (kmitání shora dolů)

7.3 Srovnání výsledků modální analýzy všech modelů

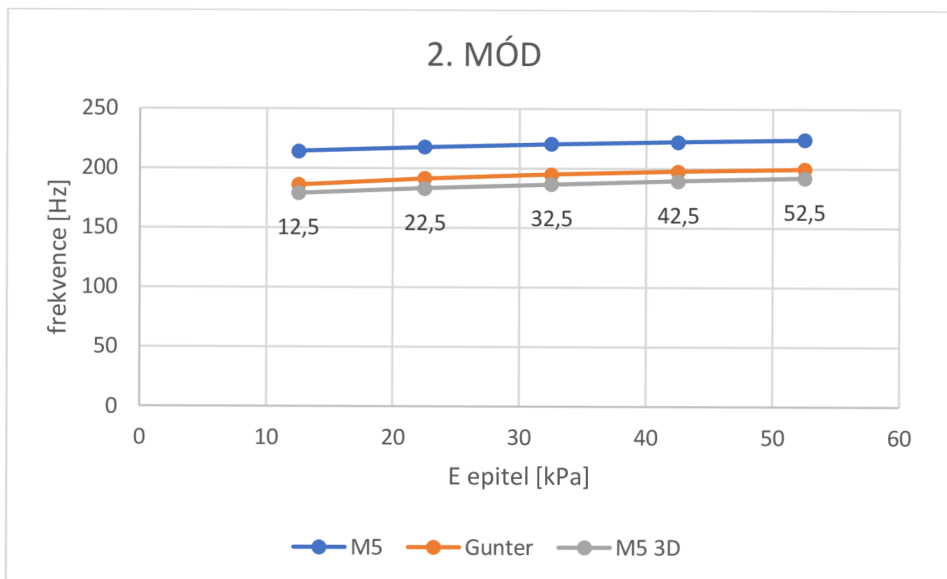
V této kapitole jsou srovnávány frekvence pro daný mód kmitů napříč modely. Opět bylo použito referenční nastavení uvedené v tabulce 6 a byly srovnávány frekvence při změně vlastností materiálu jedné vrstvy. Avšak vzhledem k tomu, že nastala situace, že u některého modelu nastal dříve jiný tvar kmitu než u jiného modelu (jak vidno z předchozích tvarů kmitů hlasivek), znamená to, že vždy nejsou srovnávány frekvence stejných tvarů kmitů, ale pouze frekvence stejných pořadí módů (např. u 2D M5 modelu je tvar druhého módu shodný s tvarem třetího módu Gunterova modelu). Dále je důležité vzít v potaz, že u 3D M5 modelu se vyskytuje tvar kmitání podél hlasivek, což je kmitání, které u 2D modelů nemůže nastat. Při vyhodnocování následujících grafů je tedy nutné mít toto na zřeteli.

7.3.1 Vliv modulu pružnosti epitelu

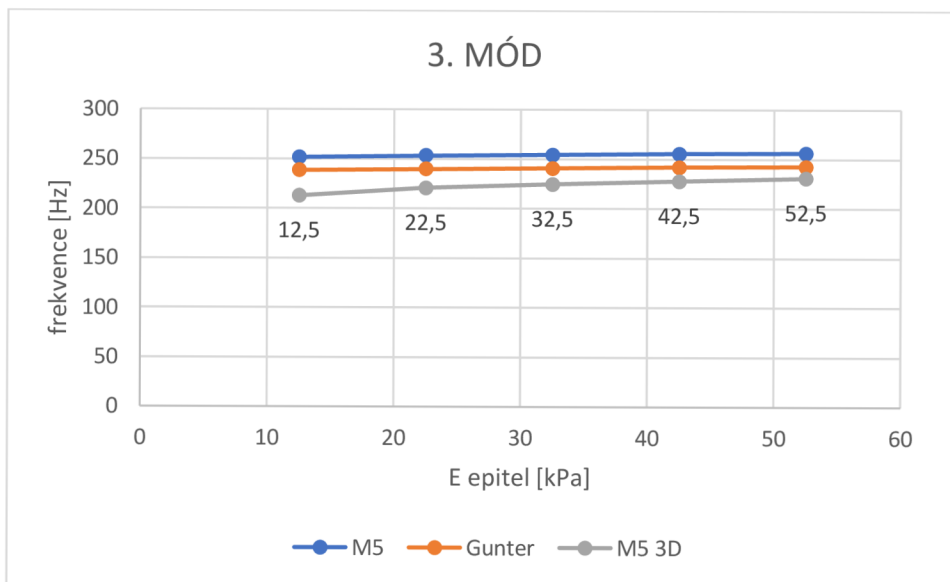
Na obr. 7.40-44 je srovnání závislosti příslušné vlastní frekvence hlasivek na změně modulu pružnosti v tahu epitelu pro jednotlivé modely.



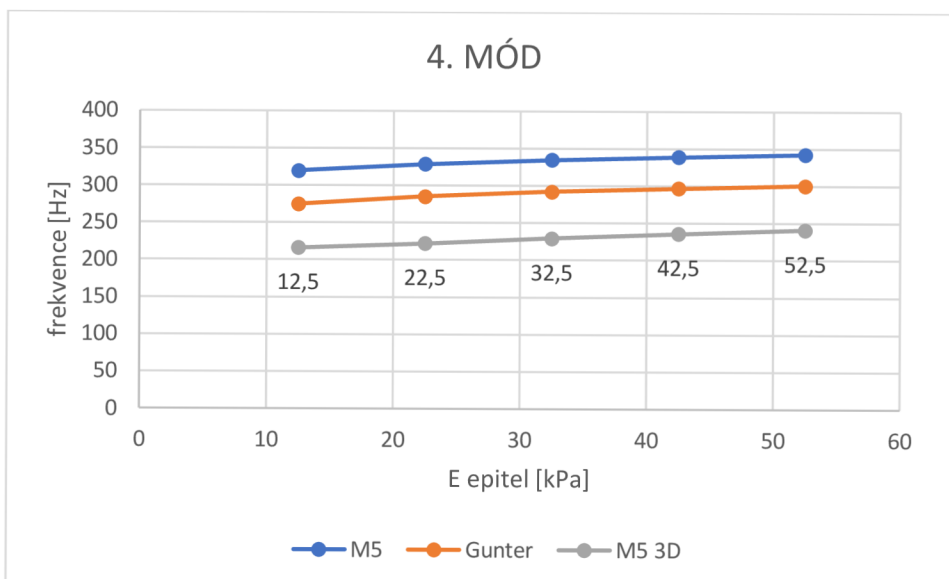
Obr. 7.40 Srovnání frekvencí 1. módu při změně modulu pružnosti v tahu epitelu



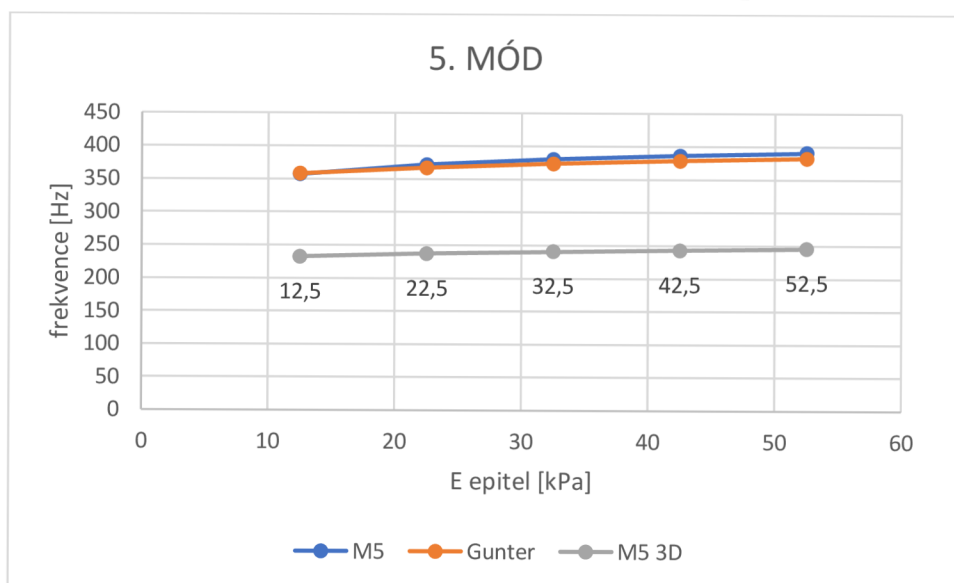
Obr. 7.41 Srovnání frekvencí 2. módu při změně modulu pružnosti v tahu epitelu



Obr. 7.42 Srovnání frekvencí 3. módu při změně modulu pružnosti v tahu epitelu



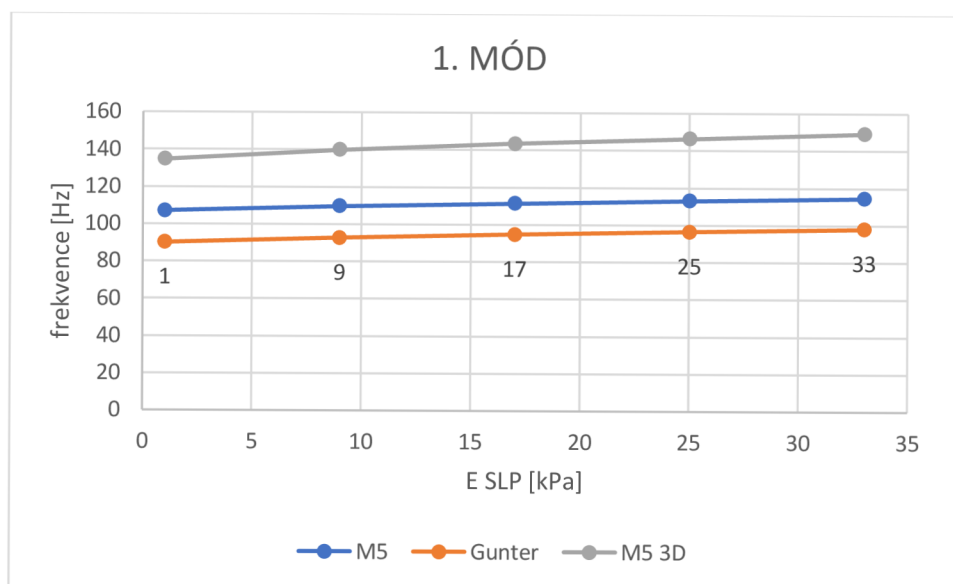
Obr. 7.43 Srovnání frekvencí 4. módu při změně modulu pružnosti v tahu epitelu



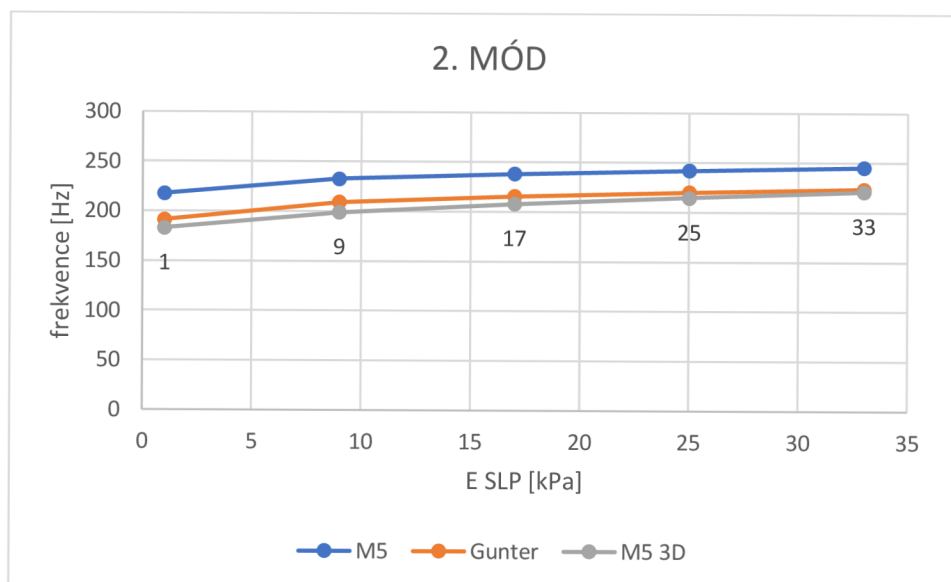
Obr. 7.44 Srovnání frekvencí 5. módu při změně modulu pružnosti v tahu epitelu

7.3.2 Vliv modulu pružnosti SLP

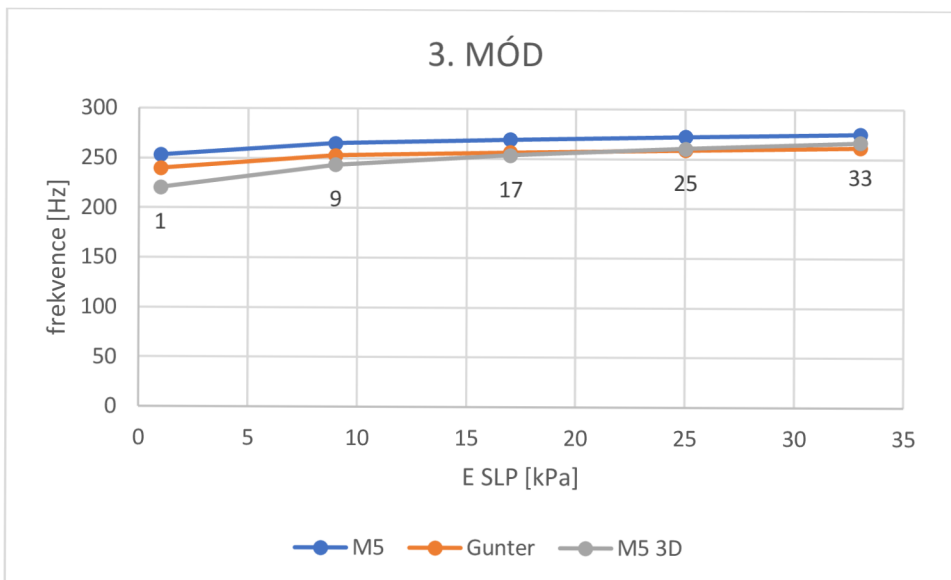
Na obr. 7.45-49 je srovnání závislosti příslušné vlastní frekvence hlasivek na změně modulu pružnosti v tahu SLP pro jednotlivé modely.



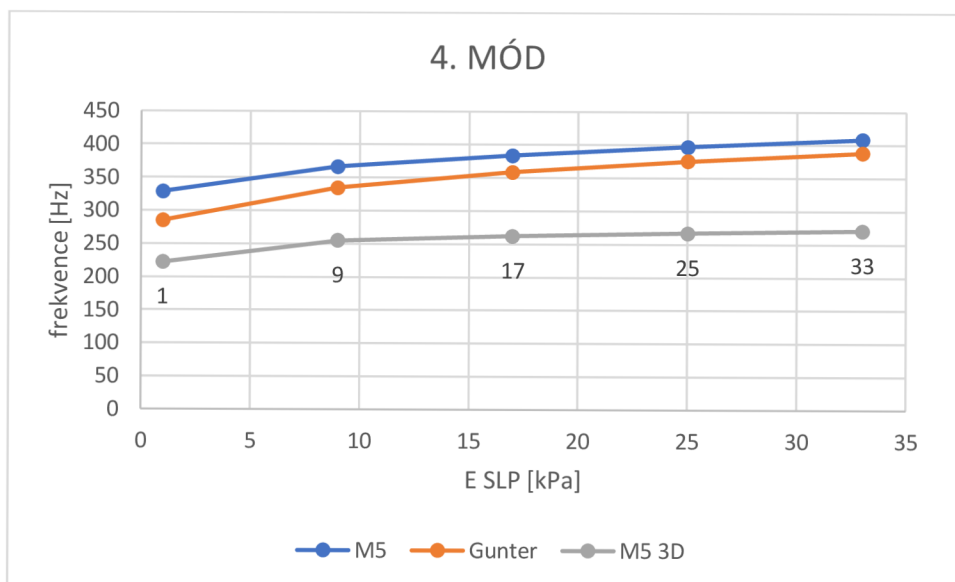
Obr. 7.45 Srovnání frekvencí 1. módu při změně modulu pružnosti v tahu SLP



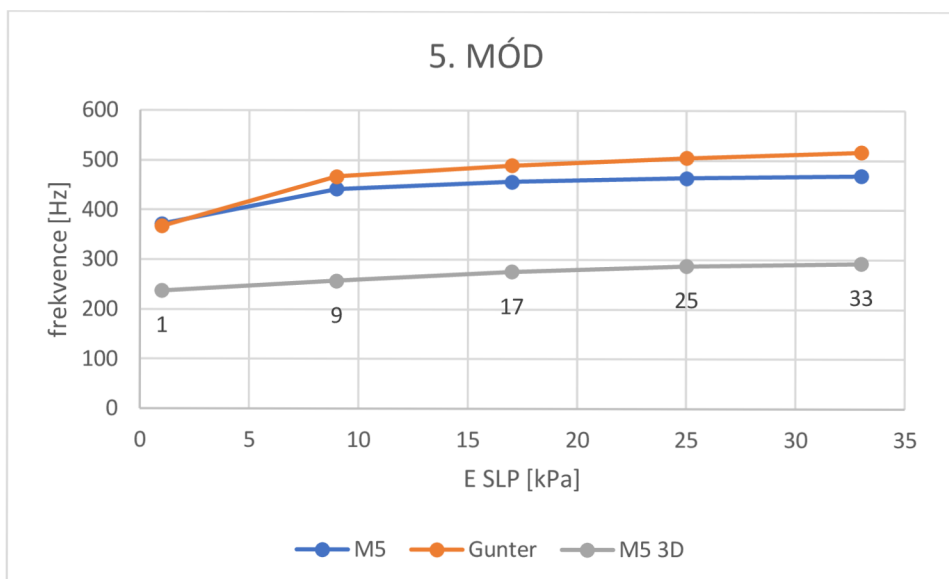
Obr. 7.46 Srovnání frekvencí 2. módu při změně modulu pružnosti v tahu SLP



Obr. 7.47 Srovnání frekvencí 3. módu při změně modulu pružnosti v tahu SLP



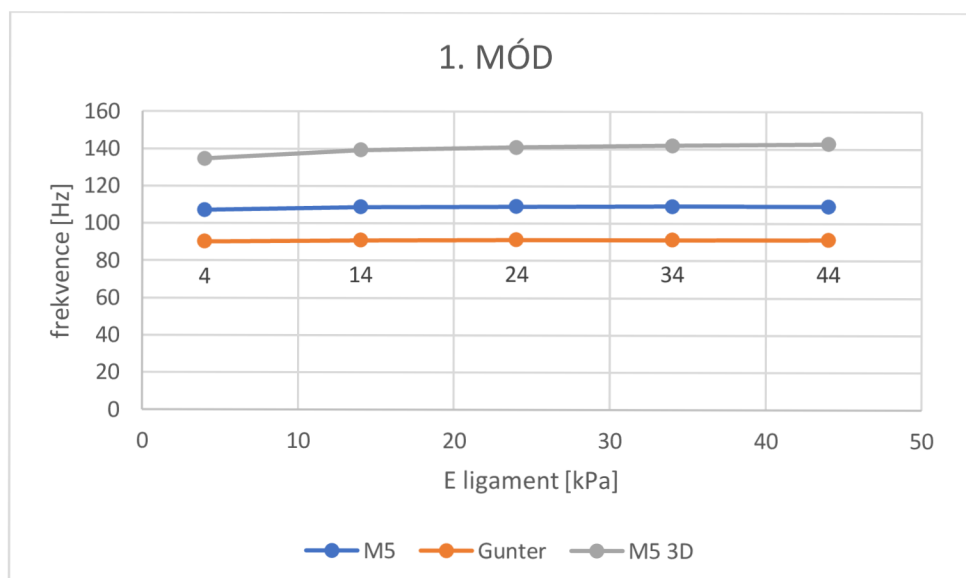
Obr. 7.48 Srovnání frekvencí 4. módu při změně modulu pružnosti v tahu SLP



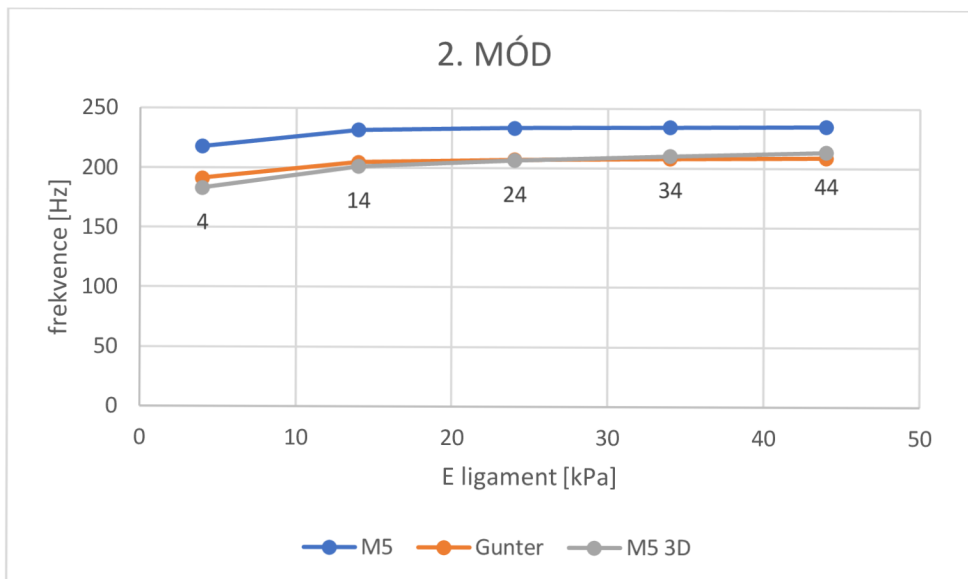
Obr. 7.49 Srovnání frekvencí 5. módu při změně modulu pružnosti v tahu SLP

7.3.3 Vliv modulu pružnosti ligamentu

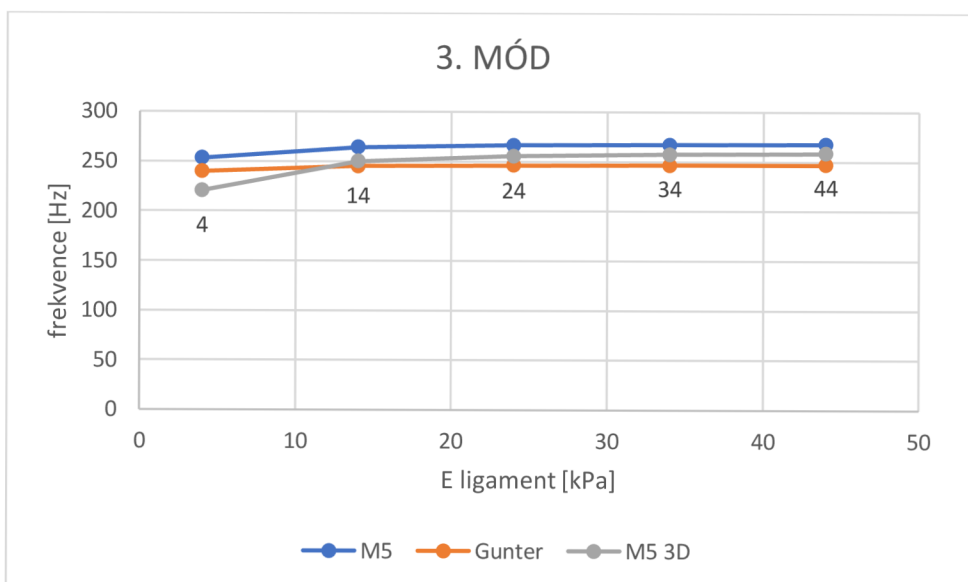
Na obr. 7.50-54 je srovnání závislosti příslušné vlastní frekvence hlasivek na změně modulu pružnosti v tahu ligamentu pro jednotlivé modely.



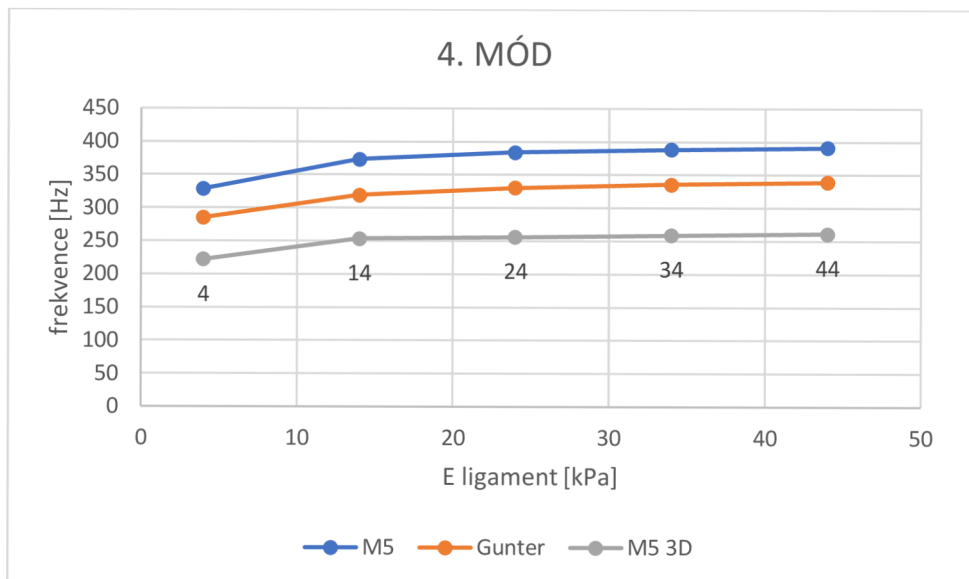
Obr. 7.50 Srovnání frekvencí 1. módu při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu



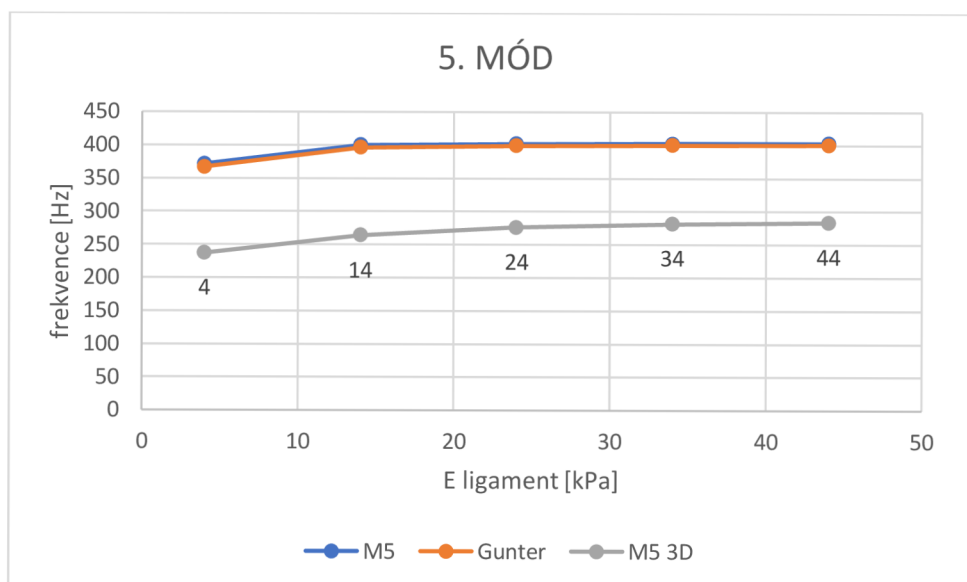
Obr. 7.51 Srovnání frekvencí 2. módu při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu



Obr. 7.52 Srovnání frekvencí 3. módu při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu



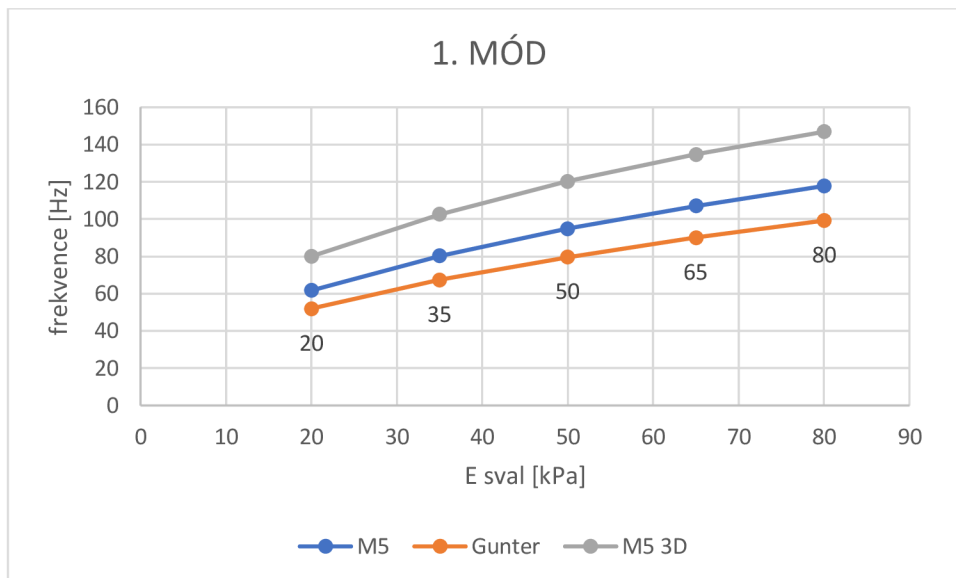
Obr. 7.53 Srovnání frekvencí 4. módu při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu



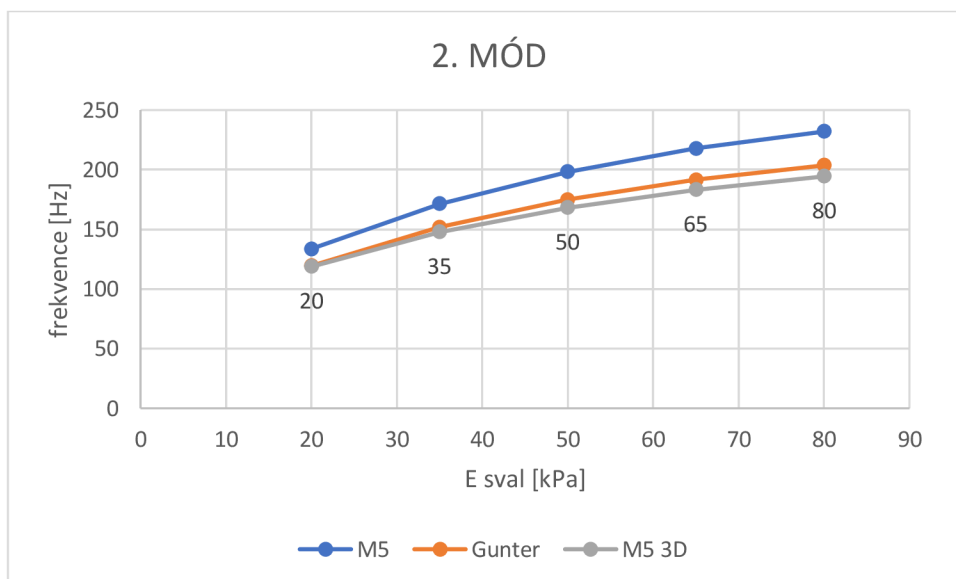
Obr. 7.54 Srovnání frekvencí 5. módu při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu

7.3.4 Vliv modulu pružnosti svalů

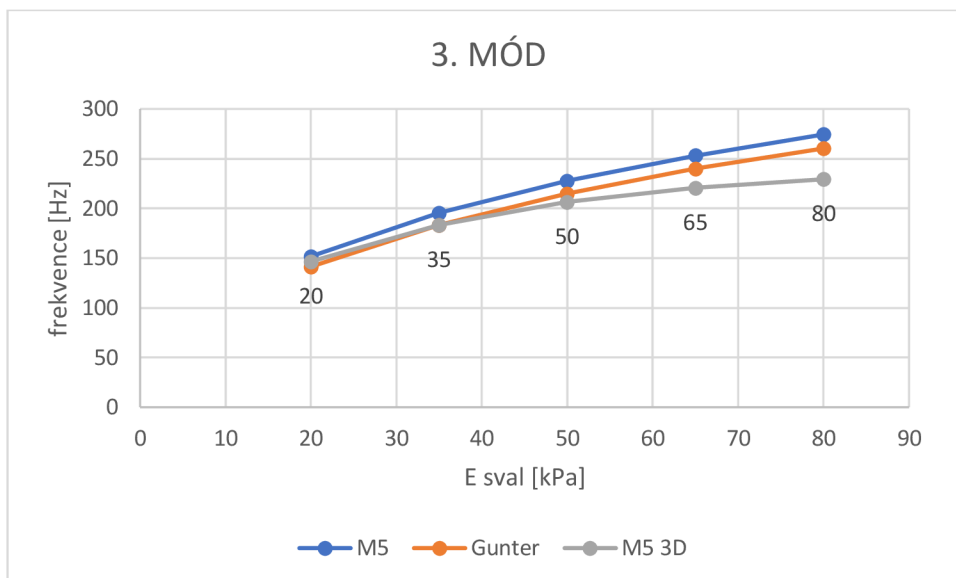
Na obr. 7.55-59 je srovnání závislosti příslušné vlastní frekvence hlasivek na změně modulu pružnosti v tahu svalů pro jednotlivé modely.



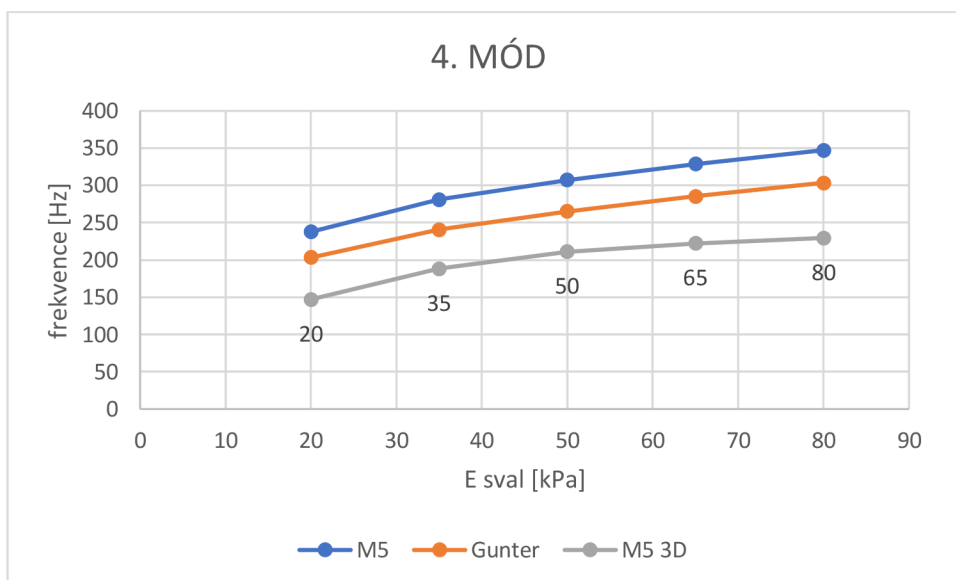
Obr. 7.55 Srovnání frekvencí 1. módu při změně modulu pružnosti v tahu svalů



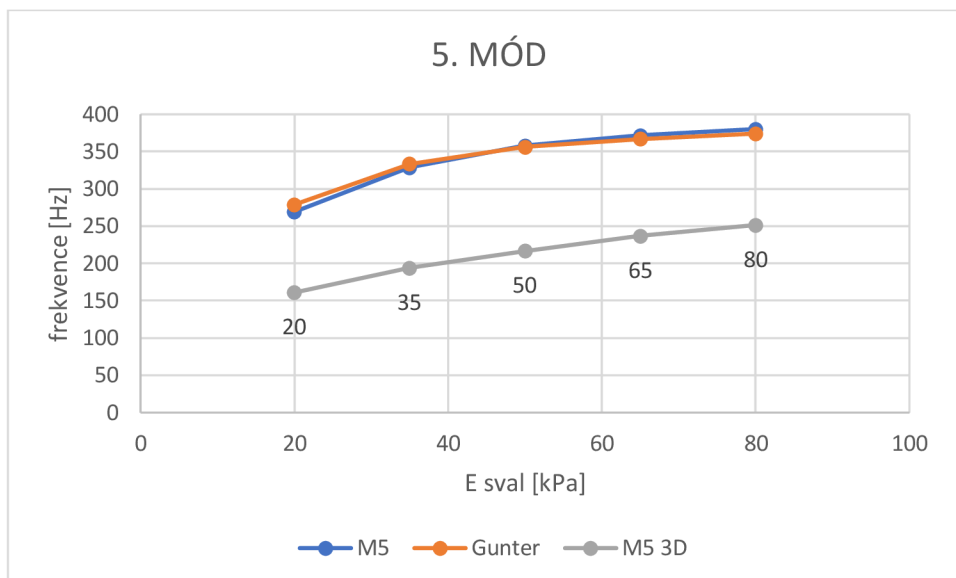
Obr. 7.56 Srovnání frekvencí 2. módu při změně modulu pružnosti v tahu svalů



Obr. 7.57 Srovnání frekvencí 3. módu při změně modulu pružnosti v tahu svalů



Obr. 7.58 Srovnání frekvencí 4. módu při změně modulu pružnosti v tahu svalů



Obr. 7.59 Srovnání frekvencí 5. módu při změně modulu pružnosti v tahu svalů

Vyhodnocení:

Ze získaných výsledků má smysl porovnávat za prvé frekvenční rozdíly mezi 2D modely pro porovnání vlivu geometrie řezu napříč hlasivkami a za druhé frekvenční rozdíly mezi 2D a 3D verzí M5 modelu pro porovnání rozdílů mezi 2D a 3D modelem shodného průřezu.

Při srovnávání 2D M5 a Gunterova modelu je vidět, že oba modely mají přibližně podobnou odezvu na změnu modulu pružnosti jednotlivých vrstev, což lze usoudit z toho, že jejich frekvenční průběhy jsou až na výjimky podobné. Těmito výjimkami jsou především průběhy při měnění Youngova modulu SLP, kde si lze všimnout vyšší frekvenční citlivosti Gunterova modelu. To je pravděpodobně způsobeno tím, že Gunterův model obsahuje relativně více plochy, kterou zaujímá vrstva SLP, než 2D M5 model. Proto má tato vrstva u Gunterova modelu větší potenciál měnit frekvenci kmitání, což se projevilo především u pátého módu, kde v důsledku tohoto faktu Gunterův model dosáhl vyšších frekvencí než 2D M5 model. Dále je třeba všimnout si, že tvar kmitu druhého a třetího módu jsou u 2D modelů navzájem prohozené.

Při srovnávání 2D a 3D M5 modelů je také vidět přibližně podobnou odezvu na změnu modulu pružnosti jednotlivých vrstev, ne však tak podobnou jako mezi 2D modely. Od čtvrtého módu má 3D model podstatně nižší frekvence, u pátého módu se tento frekvenční rozdíl ještě prohlubuje. Podíváme-li se však na tvary kmitů 3D modelu, vidíme, že již od třetího módu se zde může vyskytovat (a také se zde většinou vyskytuje) podélné kmitání. Z tohoto důvodu je tedy vhodné srovnávat pouze frekvence prvního a druhého módu, kde si přibližně odpovídají i tvary kmitů hlasivek. Po srovnání vidíme, že frekvence prvního módu je 3D modelu vždy vyšší a frekvence druhého módu je naopak vždy nižší.

8 Statistické vyhodnocení výsledků

V této kapitole se v tabulkách 19-33 nachází statistické vyhodnocení dat pro každý model. Byla vyhodnocována střední hodnota, medián, rozptyl a směrodatná odchylka příslušné vlastní frekvence, a to nejprve pro změnu modulu pružnosti jedné z vrstev při referenčním nastavení, a dále pro všechny možné kombinace modulů pružnosti jednotlivých vrstev.

8.1 2D M5 model

Epitel

Tabulka 19 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu epitelu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	107,54	219,87	254,17	332,97	377,18
Medián [Hz]	107,57	220,40	254,39	334,62	380,61
Rozptyl [Hz ²]	0,47	11,97	2,82	64,74	143,85
Směrodatná odchylka [Hz]	0,69	3,46	1,68	8,05	11,99

SLP

Tabulka 20 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu SLP

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	111,10	235,22	266,94	376,95	440,67
Medián [Hz]	111,38	238,15	269,09	383,72	456,85
Rozptyl [Hz ²]	6,68	93,72	58,75	778,32	1276,28
Směrodatná odchylka [Hz]	2,58	9,68	7,66	27,90	35,73

Ligament

Tabulka 21 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	108,61	230,65	263,73	373,10	395,92
Medián [Hz]	108,97	233,79	266,33	383,91	401,95
Rozptyl [Hz ²]	0,62	42,36	29,33	529,32	149,11
Směrodatná odchylka [Hz]	0,79	6,51	5,42	23,01	12,21

Sval

Tabulka 22 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu svalu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	92,30	190,67	220,45	300,36	341,58
Medián [Hz]	94,78	198,37	227,54	307,21	358,09
Rozptyl [Hz ²]	391,11	1224,09	1874,85	1470,21	1616,15
Směrodatná odchylka [Hz]	19,78	34,99	43,30	38,34	40,20

Všechny kombinace

Tabulka 23 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí pro všechny kombinace modulů pružnosti jednotlivých vrstev

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	97,68	210,28	238,47	378,02	426,69
Medián [Hz]	100,04	216,77	245,91	382,07	413,61
Rozptyl [Hz ²]	406,54	1923,35	2529,71	5908,76	7664,93
Směrodatná odchylka [Hz]	20,16	43,86	50,30	76,87	87,55

8.2 Gunterův model

Epitel

Tabulka 24 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu epitelu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	90,58	193,96	240,74	290,03	371,83
Medián [Hz]	90,63	194,98	240,87	292,02	373,42
Rozptyl [Hz ²]	0,59	23,18	2,34	85,12	75,06
Směrodatná odchylka [Hz]	0,77	4,81	1,53	9,23	8,66

SLP

Tabulka 25 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu SLP

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	94,35	212,00	253,88	348,42	468,93
Medián [Hz]	94,62	215,59	256,34	358,76	489,23
Rozptyl [Hz ²]	7,69	128,99	57,83	1326,20	2869,18
Směrodatná odchylka [Hz]	2,77	11,36	7,60	36,42	53,56

Ligament

Tabulka 26 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	90,89	204,11	244,84	321,86	392,61
Medián [Hz]	91,09	207,19	246,10	330,29	399,09
Rozptyl [Hz ²]	0,18	42,14	6,72	382,84	165,81
Směrodatná odchylka [Hz]	0,42	6,49	2,59	19,57	12,88

Sval

Tabulka 27 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	77,67	168,25	207,88	259,53	341,91
Medián [Hz]	79,66	174,82	214,70	265,03	356,21
Rozptyl [Hz ²]	277,17	897,30	1768,08	1230,72	1185,43
Směrodatná odchylka [Hz]	16,65	29,95	42,05	35,08	34,43

Všechny kombinace

Tabulka 28 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí pro všechny kombinace modulů pružnosti jednotlivých vrstev

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	82,98	189,78	222,06	333,22	438,53
Medián [Hz]	84,94	195,24	228,75	337,71	413,82
Rozptyl [Hz ²]	278,24	1490,09	2225,37	4148,44	8892,55
Směrodatná odchylka [Hz]	16,68	38,60	47,17	64,41	94,30

8.3 3D M5 model

Epitel

Tabulka 29 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu epitelu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	135,64	186,16	223,32	229,00	239,65
Medián [Hz]	135,75	186,66	224,44	229,57	240,35
Rozptyl [Hz ²]	2,30	21,75	39,86	84,10	21,10
Směrodatná odchylka [Hz]	1,52	4,66	6,31	9,17	4,59

SLP

Tabulka 30 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu SLP

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	142,69	205,18	248,92	255,39	269,79
Medián [Hz]	143,37	207,82	253,38	262,26	275,41
Rozptyl [Hz ²]	25,63	173,83	260,08	307,85	418,20
Směrodatná odchylka [Hz]	5,06	13,18	16,13	17,55	20,45

Ligament

Tabulka 31 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu ligamentu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	139,82	203,05	248,39	250,41	268,35
Medián [Hz]	140,75	206,74	255,63	256,11	275,95
Rozptyl [Hz ²]	7,94	115,24	202,31	208,54	293,72
Směrodatná odchylka [Hz]	2,82	10,74	14,22	14,44	17,14

Sval

Tabulka 32 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí při změně modulu pružnosti v tahu svalu

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	116,87	162,47	197,25	199,57	212,03
Medián [Hz]	120,20	168,21	206,36	211,08	216,90
Rozptyl [Hz ²]	556,93	722,44	881,71	882,77	1029,59
Směrodatná odchylka [Hz]	23,60	26,88	29,69	29,71	32,09

Všechny kombinace

Tabulka 33 Statistické vyhodnocení vlastních frekvencí pro všechny kombinace modulů pružnosti jednotlivých vrstev

Mód	1	2	3	4	5
Průměr [Hz]	129,06	195,87	230,81	236,02	253,83
Medián [Hz]	132,04	198,87	238,30	241,98	261,77
Rozptyl [Hz ²]	622,45	1255,64	2236,85	2162,88	2666,96
Směrodatná odchylka [Hz]	24,95	35,44	47,30	46,51	51,64

Vyhodnocení:

Z předchozích tabulek jsou pro nás nejpodstatnější směrodatné odchylky, které nám dávají dobrou představu o tom, v jakém rozmezí hodnot změny Youngova modulu dané

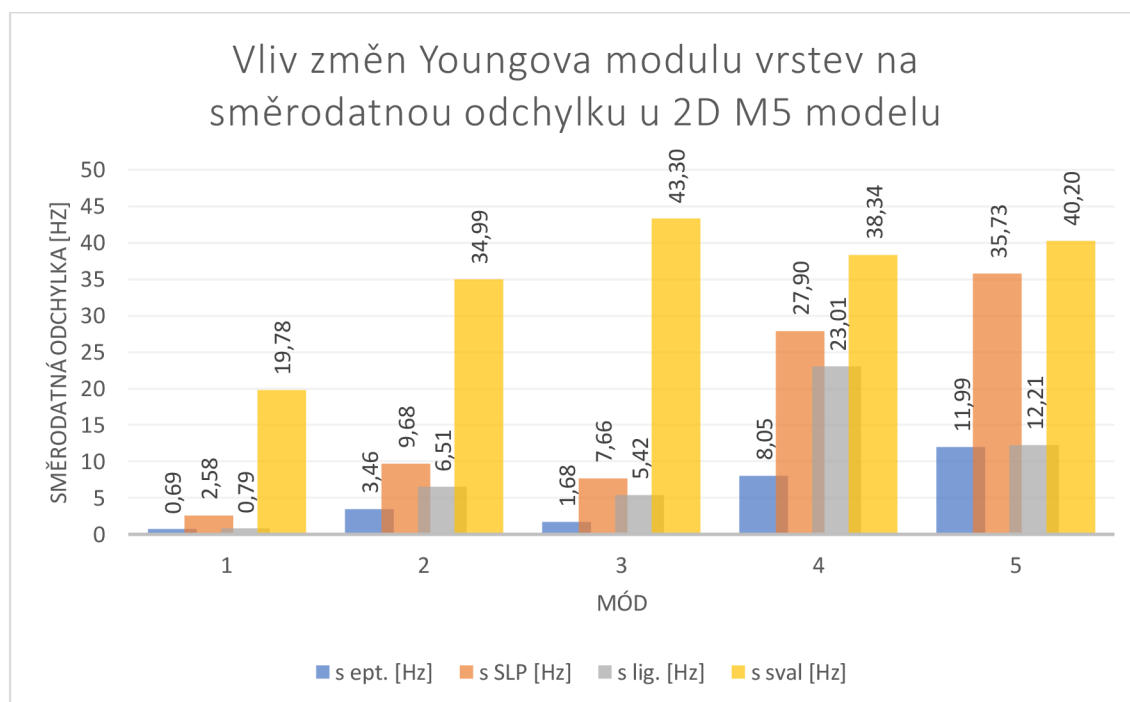
vrstvy ovlivnily vlastní frekvenci kmitání hlasivek. Proto jsou dále uvedeny obr. 8.1-3, kde je zobrazen vliv změn modulu pružnosti v tahu na směrodatné odchyly jednotlivých vlastních frekvencí. Z nich vidíme poměrně konstantní pořadí vlivu vrstev, a to toto (od nejvlivnější po nejméně vlivnou): sval, SLP, ligament, epitel. Také je ale třeba vzít v potaz to, že modul pružnosti v tahu byl u každé vrstvy měněn v jiném rozsahu. Tyto rozsahy jsou pro epitel 40 kPa, SLP 32 kPa, ligament 40 kPa a pro sval 60 kPa. Přesto, že dříve bylo zmíněno, že závislost frekvence kmitání hlasivek na Youngově modulu není lineární, můžeme alespoň pro jistou aproximaci tuto lineární závislost předpokládat a hodnoty směrodatné odchyly přepočítat pro myšlený stejný rozsah změn Youngových modulů v každé vrstvě. Tento myšlený rozsah byl zvolen jako 40 kPa, bude tedy nutné přepočítat pouze směrodatnou odchytku SLP a svalů. Pro SLP je to vztah

$$s'_{SLP} = \frac{40}{32} s_{SLP}$$

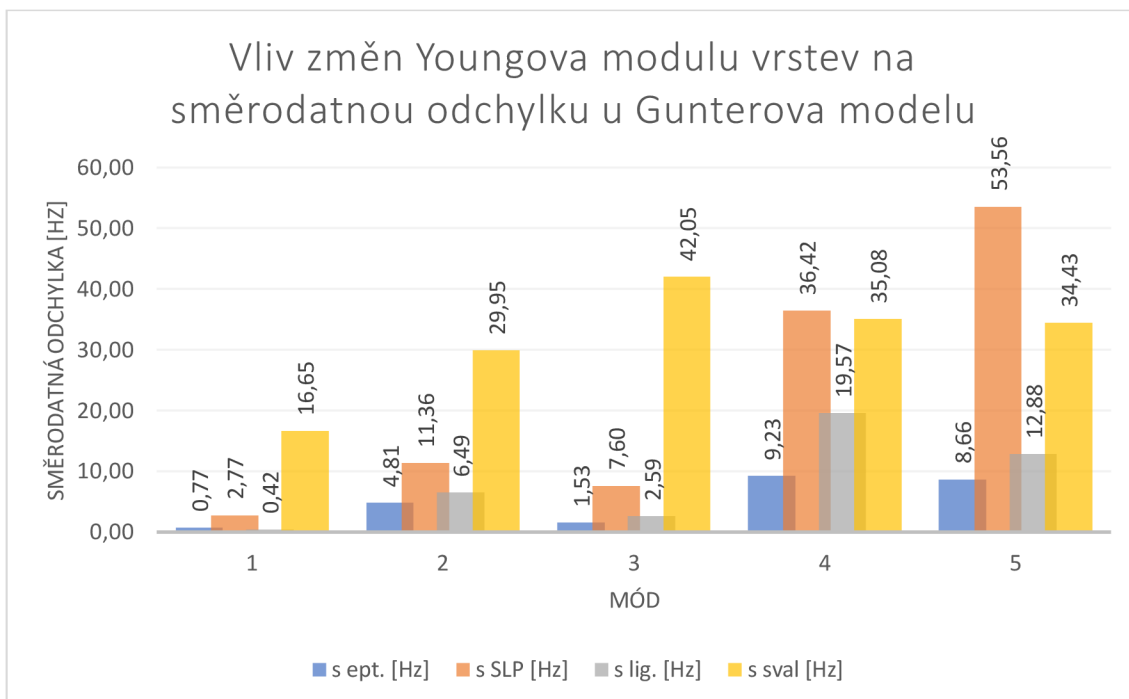
a pro sval

$$s'_{sval} = \frac{40}{60} s_{sval}$$

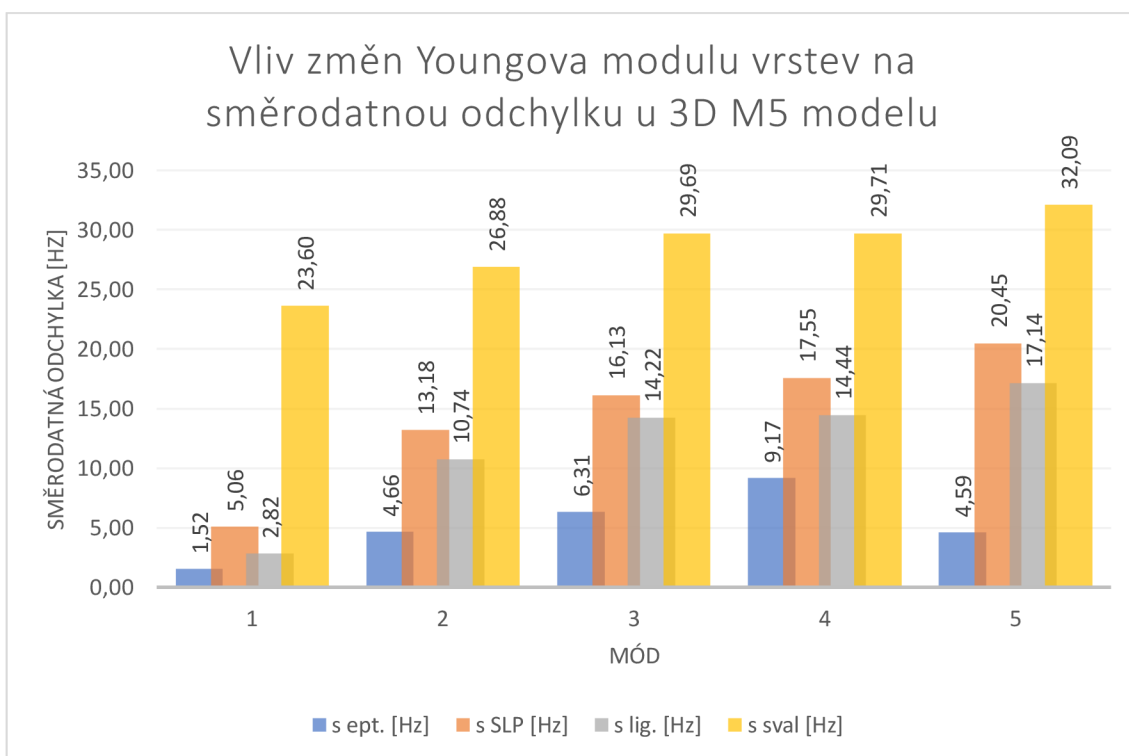
Na obr. 8.4-6 jsou grafy takto přepočtených směrodatných odchylek a na obr. 8.7 vidíme srovnání přepočtených směrodatných odchylek prvního módu mezi modely pro změnu modulu pružnosti jednotlivých vrstev.



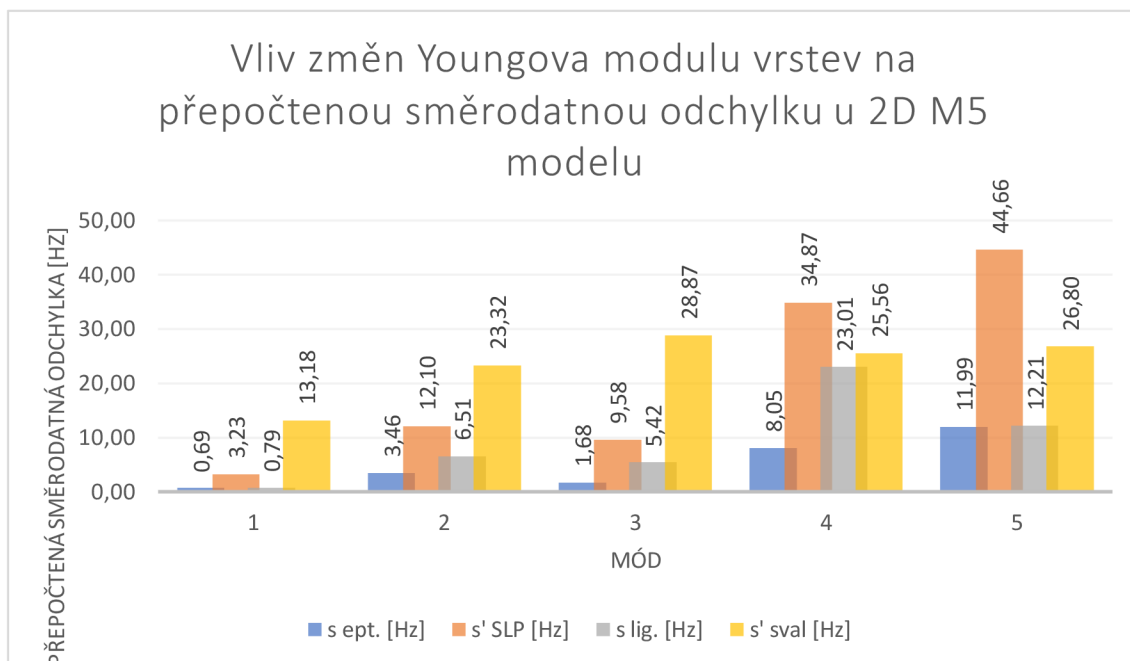
Obr. 8.1 Vliv změn Youngova modulu vrstev na směrodatnou odchytku u 2D M5 modelu



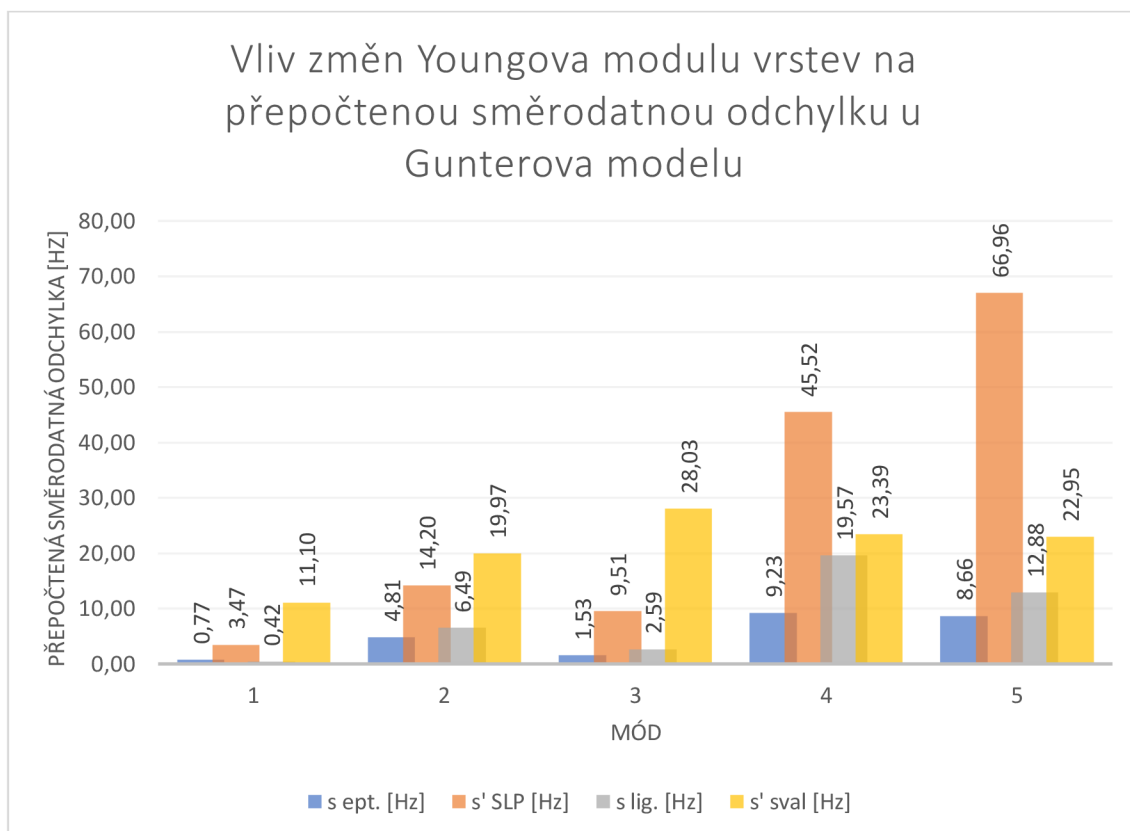
Obr. 8.2 Vliv změn Youngova modulu vrstev na směrodatnou odchylku u Gunterova modelu



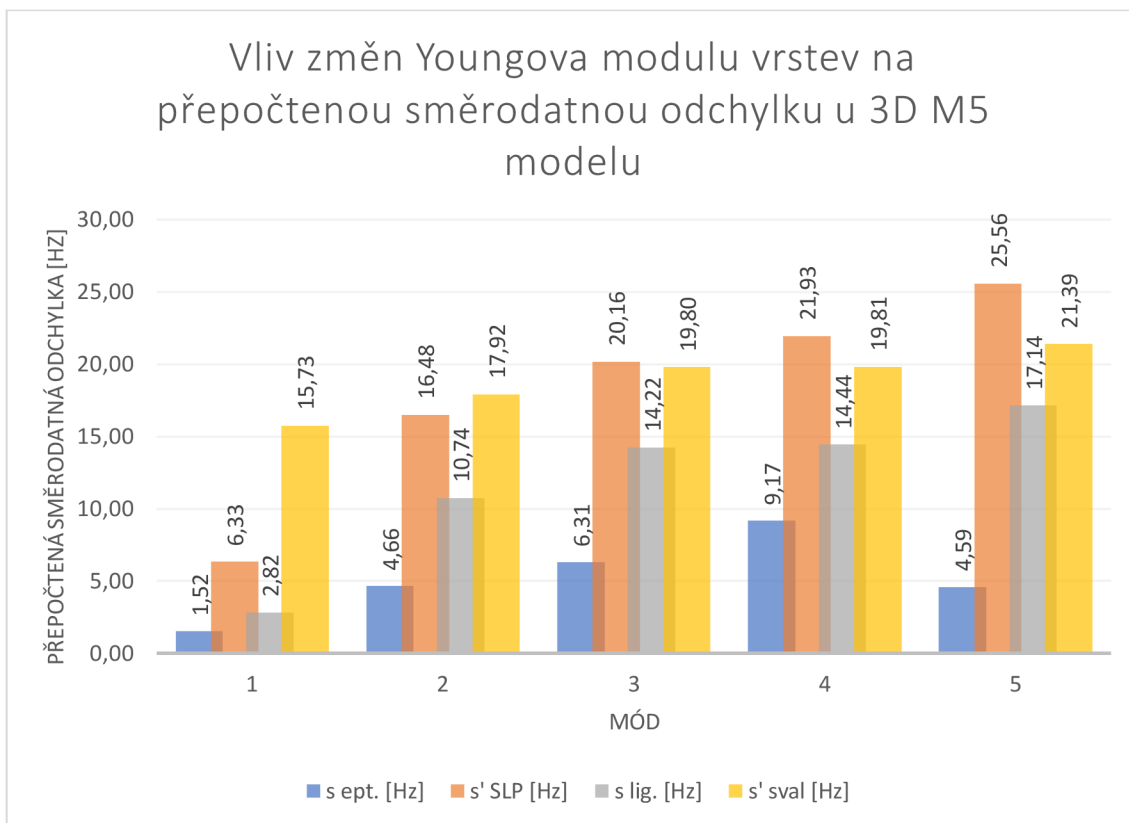
Obr. 8.3 Vliv změn Youngova modulu vrstev na směrodatnou odchylku u 3D M5 modelu



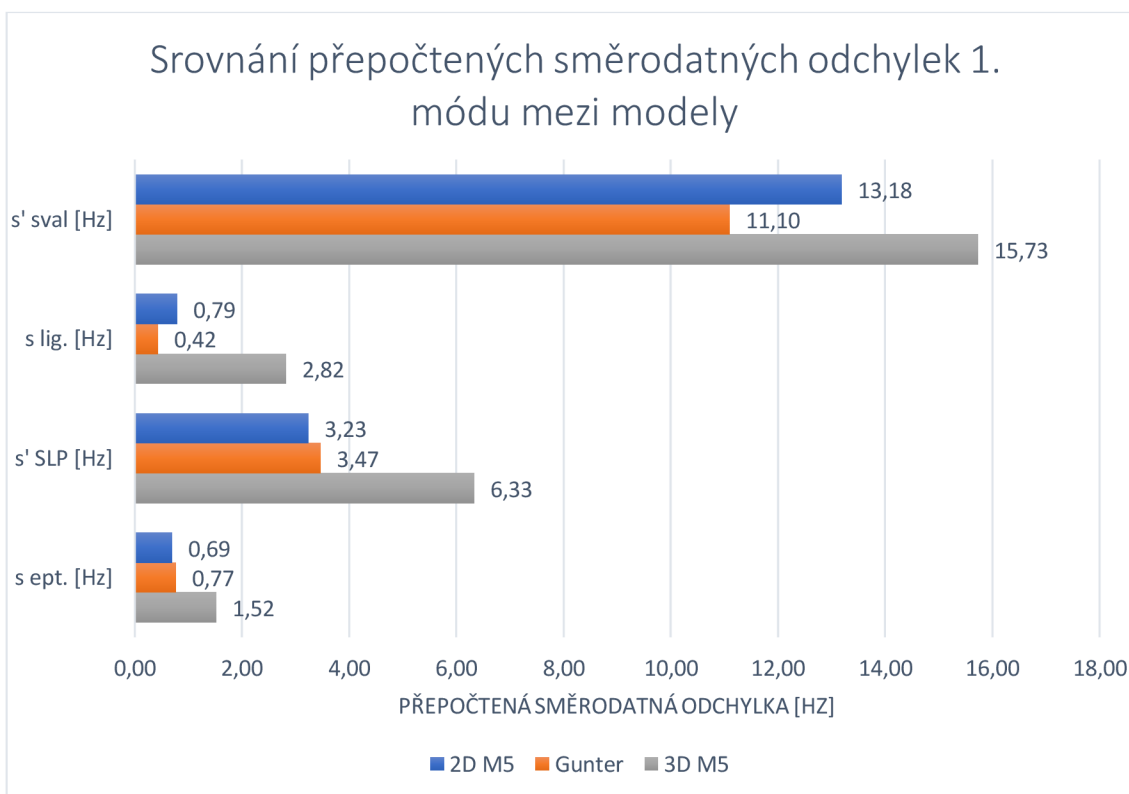
Obr. 8.4 Vliv změn Youngova modulu vrstev na přepočtenou směrodatnou odchytku u 2D M5 modelu



Obr. 8.5 Vliv změn Youngova modulu vrstev na přepočtenou směrodatnou odchytku u Gunterova modelu



Obr. 8.6 Vliv změn Youngova modulu vrstev na přepočtenou směrodatnou odchytku u 3D M5 modelu



Obr. 8.7 Srovnání přepočtených směrodatných odchytek 1. módu mezi modely pro změnu modulu pružnosti jednotlivých vrstev

9 Závěr

V rešeršní části této práce byla nejprve popsána biomechanika tvorby lidského hlasu. Poté byly shrnuty informace o nejčastěji používaných modelech geometrií a materiálů a byl vytvořen jejich ucelený přehled. Tento přehled se týká zejména výpočtových modelů založených na metodě konečných prvků. Dále byl uveden princip modální analýzy prováděné metodou konečných prvků.

Praktická část této práce se zabývá vlivem geometrie hlasivek a modulu pružnosti v tahu jednotlivých vrstev hlasivek na jejich vlastní frekvence. Byly vytvořeny tři varianty geometrie hlasivek často se vyskytujících v literatuře: Schererův 2D, Gunterův 2D a Schererův 3D model a v programu ANSYS Mechanical APDL byla provedena jejich modální analýza pro různé kombinace materiálových vlastností jednotlivých vrstev. U každého modelu bylo počítáno prvních pět vlastních frekvencí a tvarů kmitu pro $5^4 = 625$ materiálových kombinací (pět různých nastavení pro každou ze čtyř vrstev). K tomu bylo využito cyklu vytvořeného v programovacím jazyce APDL. Tyto informace nám daly přibližnou představu o tom, jak jednotlivé materiálové vlastnosti vrstev ovlivňují výslednou vlastní frekvenci kmitání hlasivek, a tedy i informaci na změnu vlastností kterých vrstev je kmitání hlasivek nejcitlivější.

Bylo zjištěno, že odezva vlastních frekvencí na změnu modulu pružnosti v tahu není lineární. Pro nižší hodnoty modulu pružnosti v tahu je růst vlastních frekvencí prudší než pro vyšší hodnoty. Také si lze všimnout, že vyšší modální frekvence jsou na změnu modulu pružnosti v tahu citlivější než nižší modální frekvence. Z výsledků výpočtů vyplývá, že největší vliv na změnu vlastních frekvencí mají materiálové vlastnosti svalu (tedy alespoň do třetího módu, bude vysvětleno níže). Velký vliv na vlastní frekvence vyšších módů má také lamina propria (SLP).

Při srovnávání výsledků výpočtů 2D Schererova M5 a Gunterova modelu geometrie je vidět, že ačkoliv má M5 model obecně vyšší vlastní frekvence, oba modely mají přibližně podobnou odezvu na změnu modulu pružnosti v tahu. Výjimkou je vyšší frekvenční citlivost Gunterova modelu na vlastnosti SLP. To je způsobeno relativně větší plochou, kterou u Gunterova modelu SLP zaujímá. Tato vrstva má tedy větší potenciál měnit frekvenci kmitání. Dále je z výsledků vidět, že tvar kmitu druhého a třetího módu jsou u 2D modelů navzájem prohozené.

Při srovnávání 2D a 3D M5 modelů je vidět přibližně podobnou odezvu na změnu modulu pružnosti v tahu, ne však tak shodnou jako mezi 2D modely. Při porovnání hodnot vlastních frekvencí je vhodné srovnávat pouze frekvence prvního a druhého módu, kde si přibližně odpovídají i tvary kmitů hlasivek, protože od třetího módu se u 3D modelu začíná objevovat podélný tvar kmitání, který u 2D modelu nemůže nastat. Z výsledků výpočtů je vidět, že frekvence prvního módu je u 3D modelu vždy vyšší a frekvence druhého módu je naopak vždy nižší než u 2D modelu.

V kapitole 8 byly porovnávány směrodatné odchylky, které nám dávají dobrou představu o tom, v jakém rozsahu změny modulu pružnosti v tahu dané vrstvy ovlivnily vlastní frekvence kmitání hlasivek. Z výsledků vyplývá, že pořadí vlivu vrstev je

takovéto (od nejméně vlivnou po nejvlivnější): sval, SLP, ligament, epitel. Ovšem je třeba vzít v úvahu, že modul pružnosti v tahu byl u každé vrstvy měněn v jiném rozsahu. Přesto, že dříve bylo zmíněno, že závislost frekvence kmitání hlasivek na modulu pružnosti v tahu není lineární, jsme pro získání relevantnějších výsledků tuto lineární závislost předpokládali a pomocí tohoto předpokladu provedli přepočty pro případ, že rozsahy modulů pružnosti v tahu jsou stejné. Směrodatné odchylky tedy byly přepočteny a bylo zjištěno, že od čtvrtého módu (u 3D modelu již od třetího módu) je vliv SLP větší než vliv svalu.

Tato práce předpokládala materiál hlasivek jako izotropní. Tento předpoklad však úplně nevystihuje vlastnosti materiálu skutečných hlasivek. Materiálem více postihujícím materiálové vlastnosti hlasivek je materiál ortotropní (resp. transversně izotropní), což by mohlo být námětem na další rozvoj této práce. Výsledky této práce mohou být použity při výběru materiálu vhodněji popisujícího vlastnosti vrstev skutečných hlasivek a také mohou být použity pro další výzkum modelů hlasivek v interakci s proudem vzduchu.

10 Použitá literatura

- [1] ALIPOUR, Fariborz, Christoph BRUCKER, Douglas D. COOK, et al. Mathematical Models and Numerical Schemes for the Simulation of Human Phonation. *Current Bioinformatics*. 2011, 6(3), 323-343. DOI: 10.2174/157489311796904655. ISSN 15748936.
- [2] ŠVEC, J. Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu. Olomouc, 1996. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Přírodovědecká fakulta. Katedra experimentální fyziky. Školitel Jaroslav Pospíšil.
- [3] Airways. Imgur [online]. [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://i.imgur.com/UpFax.png>
- [4] Larynx. In: WikiSkripta [online]. MEFANET [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Larynx>
- [5] Svalstvo hlasivek. In: Los Angeles Ear, Nose, & Throat Doctors ENT Specialist [online]. Los Angeles [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <http://2glfs92fhu2b44gdblnhuxwt.wpengine.netdna-cdn.com/wp-content/uploads/2014/04/vocal-fatigue-cause.jpg>
- [6] ZHANG, Cheng, Wei ZHAO, Steven H. FRANKEL a Luc MONGEAU. Computational aeroacoustics of phonation, Part II: Effects of flow parameters and ventricular folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2002, 112(5), 2147-2154. DOI: 10.1121/1.1506694. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1506694>
- [7] ŠVANCARA, Pavel, Jaromír HORÁČEK a Václav HRŮZA. Development of FE Model of Interaction between Oscillating Vocal Folds and Acoustic Space of the Vocal Tract. University of Tampere, 2008.
- [8] PAVLICA, Ondřej. Výpočtové modelování interakce kmitajících hlasivek s proudem vzduchu. Brno, 2011. Diplomová. Vysoké učení technické v Brně.
- [9] ZHANG, Zhaoyan. Mechanics of human voice production and control. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2016, 140(4), 2614-2635. DOI: 10.1121/1.4964509. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.4964509>
- [10] BECKER, Stefan, Stefan KNIESBURGES, Stefan MÜLLER, Antonio DELGADO, Gerhard LINK, Manfred KALTENBACHER a Michael DÖLLINGER. Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2009, 125(3), 1351-1361. DOI: 10.1121/1.3068444. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.3068444>
- [11] TITZE, Ingo R. A theoretical study of the effects of various laryngeal configurations on the acoustics of phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1979, 66(1), 60-74.
- [12] ALIPOUR, Fariborz a Ronald C. SCHERER. Vocal fold bulging effects on phonation using a biophysical computer model. *Journal of Voice*. 2000, 14(4), 470-483. DOI: 10.1016/S0892-1997(00)80004-1. ISSN 08921997. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0892199700800041>
- [13] HIRANO, MINORU, YUKI KAKITA, KOICHI OHMARU a SHIGEJIRO KURITA. Structure and Mechanical Properties of the Vocal Fold1 1A portion of this article was presented at the Vocal Fold Physiology Conference, Kurume,

- Japan, in January 1980. Elsevier, 1982, 1982, , 271-297. Speech and Language. DOI: 10.1016/B978-0-12-608607-2.50015-7. ISBN 9780126086072. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780126086072500157>
- [14] TITZE, Ingo R. a Daniel W. MARTIN. Principles of Voice Production. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1998, **104**(3), 1148-1148. DOI: 10.1121/1.424266. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.424266>
- [15] SCHERER, Ronald C., Daoud SHINWARI, Kenneth J. DE WITT, Chao ZHANG, Bogdan R. KUCINSCHI a Abdollah A. AFJEH. Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2001, **109**(4), 1616-1630. DOI: 10.1121/1.1333420. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://scitation.aip.org/content/asa/journal/jasa/109/4/10.1121/1.1333420>
- [16] SOVÁK, Miloš. Kmitání hlasivek ve světle laryngostroboskopie: fyziologická studie fonačního mechanismu. V Praze: Česká akademie věd a umění, 1945, 90 s.
- [17] HRŮZA, Václav. Modelování funkce hlasivek pomocí MKP = Simulations of vocal folds function using FEM: zkrácená verze Ph.D. Thesis. V Brně: Vysoké učení technické], 2008, 30 s. : il. ; 21 cm. ISBN 978-80-214-3561-2.
- [18] Thomson, S. L. & Hunter, E. J. (2015). Building Vocal Fold Solid Models from MRI/CAD Models Created from CT and Histological Data. NRLD Technical Memo 2, v. 3. www.nrlld.org. Dostupné také z: http://www.nrlld.org/wp-content/uploads/2015/05/NRLD_0000002_vs3.0.pdf.
- [19] DE OLIVEIRA ROSA, Marcelo, José Carlos PEREIRA, Marcos GRELLET a Abeer ALWAN. A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2003, **114**(5), 2893-. DOI: 10.1121/1.1619981. ISSN 00014966. Dostupné také z: <http://scitation.aip.org/content/asa/journal/jasa/114/5/10.1121/1.1619981>
- [20] TAO, Chao, Jack J. JIANG a Yu ZHANG. Simulation of vocal fold impact pressures with a self-oscillating finite-element model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2006, **119**(6), 3987-3994. DOI: 10.1121/1.2197798. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.2197798>
- [21] ZHANG, Zhaoyan, Juergen NEUBAUER a David A. BERRY. Physical mechanisms of phonation onset: A linear stability analysis of an aeroelastic continuum model of phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2007, **122**(4), 2279-2295. DOI: 10.1121/1.2773949. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.2773949>
- [22] ALIPOUR, Fariborz, David A. BERRY a Ingo R. TITZE. A finite-element model of vocal-fold vibration. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000, **108**(6), 3003-3012. DOI: 10.1121/1.1324678. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1324678>

- [23] COOK, Douglas D. a Luc MONGEAU. Sensitivity of a continuum vocal fold model to geometric parameters, constraints, and boundary conditions. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2007, **121**(4), 2247-2253. DOI: 10.1121/1.2536709. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.2536709>
- [24] BERRY, David A., Hanspeter HERZEL, Ingo R. TITZE a Katharina KRISCHER. Interpretation of biomechanical simulations of normal and chaotic vocal fold oscillations with empirical eigenfunctions. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1994, **95**(6), 3595-3604. DOI: 10.1121/1.409875. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.409875>
- [25] ZHENG, X., R. MITTAL, Q. XUE a S. BIELAMOWICZ. 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*. 2011, **130**(1), 404-415. DOI: 10.1121/1.3592216. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.3592216>
- [26] XUE, Q., X. ZHENG, S. BIELAMOWICZ a R. MITTAL. Sensitivity of vocal fold vibratory modes to their three-layer structure: Implications for computational modeling of phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011, **130**(2), 965-976. DOI: 10.1121/1.3605529. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.3605529>
- [27] GUNTER, Heather E. A mechanical model of vocal-fold collision with high spatial and temporal resolution. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2003, **113**(2), 994-1000. DOI: 10.1121/1.1534100. ISSN 0001-4966. Dostupné také z: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1534100>
- [28] ŠIDLOF, Petr, Jan G. ŠVEC, Jaromír HORÁČEK, Jan VESELÝ, Ivo KLEPÁČEK a Radan HAVLÍK. Geometry of human vocal folds and glottal channel for mathematical and biomechanical modeling of voice production. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2008, **41**(5), 985-995 [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.12.016. ISSN 0021-9290.
- [29] ZHENG, Xudong, Steve BIELAMOWICZ, Haoxiang LUO a Rajat MITTAL. A Computational Study of the Effect of False Vocal Folds on Glottal Flow and Vocal Fold Vibration During Phonation. *Annals of Biomedical Engineering*. 2009, **37**(3), 625-642. DOI: 10.1007/s10439-008-9630-9. ISSN 0090-6964. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-008-9630-9>
- [30] LUO, Haoxiang, Rajat MITTAL, Xudong ZHENG, Steven A. BIELAMOWICZ, Raymond J. WALSH a James K. HAHN. An immersed-boundary method for flow–structure interaction in biological systems with application to phonation. *Journal of Computational Physics*. 2008, **227**(22), 9303-9332. DOI: 10.1016/j.jcp.2008.05.001. ISSN 00219991. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021999108002623>
- [31] WOLF, David. *Vibrace šasi rootsova dmychadla*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2016. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/92372>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.
- [32] Hunter, E. J., & Thomson, S. L. (2015). Classic Solid CAD Models of the Vocal Folds. NRLD Technical Memo 7, v. 2. www.nrl.org. Dostupné také z: http://www.nrl.org/wp-content/uploads/2015/05/NRLD_0000007_vs2.0.pdf

- [33] ZÖRNER, S., M. KALTENBACHER a M. DÖLLINGER. *Investigation of prescribed movement in fluid–structure interaction simulation for the human phonation process*. 2013, **86**, 133-140. DOI: 10.1016/j.compfluid.2013.06.031. ISSN 00457930. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0045793013002685>
- [34] RYŠAVÝ, A. *Výpočtové modelování funkce lidského vokálního traktu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 67 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

11 Seznam příloh

Všechny přílohy jsou uloženy na přiloženém CD.

- Příloha č. 1:** Tabulky s vlastními frekvencemi pro 2D M5 model v souboru „2D M5.xlsx“
- Příloha č. 2:** Tabulky s vlastními frekvencemi pro 3D M5 model v souboru „3D M5.xlsx“
- Příloha č. 3:** Tabulky s vlastními frekvencemi pro Gunterův model v souboru „Gunter.xlsx“
- Příloha č. 4:** Vlastní text práce v souboru „BP_MojmirCyrilMichalek.pdf“
- Příloha č. 5:** Výchozí 3D geometrie Gunterova modelu v souboru „Gunter_3D.igs“
- Příloha č. 6:** 2D geometrie příčného řezu Gunterovým modelem v souboru „Gunter_2D.igs“
- Příloha č. 7:** Skript pro cyklickou modální analýzu 2D M5 modelu v souboru „M5_cykly_2D.inp“
- Příloha č. 8:** Skript pro cyklickou modální analýzu 3D M5 modelu v souboru „M5_cykly_3D.inp“
- Příloha č. 9:** Skript pro cyklickou modální analýzu Gunterova modelu v souboru „Gunter_cykly.inp“