VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

NÁHRADNÍ HLASIVKY PRO GENEROVÁNÍ ZDROJOVÉHO HLASU

DOKTORSKÁ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE — ING. MARTIN VAŠEK

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — DOC. ING. VOJTĚCH MIŠUN, CSc.

SUPERVISOR

BRNO 2013

Bibliografická citace:

VAŠEK, M. *Náhradní hlasivky pro generování zdrojového hlasu.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2007. 120 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Vojtěch Mišun, CSc.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně na základě uvedené literatury a znalostí nabytých během studia.

V Brně dne 14.3.2013 Martin Vašek

Poděkování:

Tato práce by nemohla vzniknout bez všech představitelných druhů podpor od mých rodičů během studia. Poděkování patří i mému školiteli doc. Ing. Vojtěchu Mišunovi, CSc. za vedení studia a cenné rady a připomínky k předkládané práci. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat i mému zaměstnavateli za podporu v závěrečné fázi mého studia.

Abstrakt:

Práce se ve svých úvodních částech zabývá způsoby, jak lze nahradit chybějící zdrojový hlas u pacientů po totální laryngektomii. Jsou uvedeny jednotlivé běžně používané metody hlasové rehabilitace. Na jednoduchých výpočtových modelech je nejprve zkoumáno několik principů generování umělého zdrojového hlasu. Na základě znalostí, jak se tvoří zdravý lidský hlas, byl vybrán jeden ze způsobů jak zdrojový hlas tvořit uměle (bez činnosti lidských hlasivek). Vybrán byl princip plátkového elementu v konfiguraci (-,+).

Funkce plátkového elementu spočívá v periodickém pohybu plátku a přerušování proudícího vzduchu tímto pohybem. Oproti zdravým lidským hlasivkám se plátkový element v konfiguraci (-,+) chová při své funkci odlišně. Důležité ovšem je, zda generovaný akustický signál má takové vlastnosti (složení amplitudo-frekvenčního spektra), aby bylo možné pomocí něj generovat znělé hlásky lidské řeči.

Chování plátkového elementu je studováno na experimentálním a výpočtovém modelu. Konstrukční návrh experimentálního modelu vychází ze zkušeností z měření na jednoduchých modelech plátkových elementů prováděných v počátcích studia. Nový experimentální model je konstruován tak, aby umožňoval změny geometrie a vzájemné polohy plátku a dorazu. Měření prováděná na experimentálním modelu jsou především akustická měření generovaného signálu, ale jsou umožněna i optická měření polohy plátku.

Princip fungování plátkového elementu vyžaduje ve výpočtovém modelu zohlednění interakce mezi plátkem a proudícím vzduchem. Je použitý obousměrný model interakce mezi fyzikálním prostředím vzduchu a plátkem. Každé z fyzikálních prostředí je řešeno na samostatném výpočtovém modelu. Interakce je řešena po částech.

Jak na experimentálním, tak i na výpočtovém modelu, je sledován vliv jednotlivých parametrů na funkci příslušného modelu plátkového elementu. Jsou vyhodnoceny vlivy na základní frekvenci generovaného signálu, na stabilitu funkce a jiné důležité charakteristiky.

V závěrečných kapitolách je uvedena problematika konstrukce hlasové protézy – umělé hlasivky. Autorem jsou zdůrazněna některá úskalí, která je třeba respektovat při návrhu hlasové protézy aplikovatelné u člověka.

Klíčová slova:

lidský hlas, zdrojový hlas, jednosměrný ventil, plátkový element, interakce, hlasová protéza

Abstract:

The first part of this work focuses on ways to replace missing source voice in case of patients after total laryngectomy. The commonly used methods of voice rehabilitation are mentioned. Simple computational models are used to explore several principles of generating artificial source voice. Based on the knowledge of how a healthy human voice is generated, one of the ways to generate artificial source voice was chosen – a reed-based element in the configuration (-, +).

The function of the reed-based element is based on a periodic bending of the reed and in the airflow cutoff created by this motion. The (-,+) configuration of the reed-based element causes a different behaviour, when compared to healthy vocal folds, important is, however, whether the generated acoustic signal has the right spectral characteristics, which enable the generation of voiced vowels of the human speech.

Both experimental and computational models are used to study the behaviour of the reed-based element. The design of the experimental model is based on the preliminary experiments with simple reed-based elements, which were carried out at the beginning of my studies. The new experimental model is designed in such a way, that it enables changes to the reed geometry and its position towards the reed stop. The measurements carried out on the experimental model are mainly acoustical (measurements of the generated acoustical signal), but optical measurements of the reed´s movement and position are possible and used as well.

Because of the nature of the reed-based element´s behavior, the fluid structure interaction must be taken into consideration in the computational model. A two-way model of fluid structure interaction is used between the fluid part of the computational model and the structural one. A partitioned solution is used to solve the fluid-structure interaction.

The effect of specific input parameters on the function of both models (experimental and computational) is monitored. The influences of input parameters on the basic frequency of the generated signal (source voice), on the stability of the function and on other important characteristics are evaluated.

The final chapters focus on the design of voice prosthesis in general. Some specific issues, which need to be solved when designing voice prosthesis, are highlighted.

Keywords:

human voice, source voice, one-way valve, reed-based valve, interaction, voice prosthesis

Obsah

1 ÚVOD 1
2 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE 4
3 REŠERŠE 5
3.1 POUŽÍVANÉ ZPŮSOBY NÁHRADY HLASU 5
3.2 TECHNICKÉ PROVEDENÍ POMŮCEK PRO NÁHRADU ZDROJOVÉHO HLASU 9
3.3 UMĚLÁ HLASIVKA VUT BRNO 12
4 ZDRAVÝ LIDSKÝ HLAS 14
4.1 PRINCIP TVORBY LIDSKÉHO HLASU 14
4.1.1 Samohlásky vyslovené nahlas 15
4.1.2 Samohlásky vyslovené šeptem 25
4.1.3 Souhlásky 27
4.2 ZDROJOVÝ HLAS A JEHO VLASTNOSTI 28
4.2.1 Myoelasto-aerodynamická teorie 32
4.2.2 Teorie bublin tlakového vzduchu 33
5 NÁHRADNÍ ZDROJOVÝ HLAS 34
5.1 MOŽNÉ PRINCIPY FUNKCE 34
5.1.1 Plátkový ventil 35
5.1.2 Tenkostěnná poddajná trubice, ladění vnitřním přetlakem 42
5.1.3 Tenkostěnná poddajná trubice, ladění osovým tahem 46
5.2 VÝBĚR PLÁTKOVÉHO ELEMENTU 49
5.3 EXPERIMENTÁLNÍ MODEL PLÁTKOVÉHO ELEMENTU 51
5.3.1 Popis konstrukce experimentálního modelu 51
5.3.2 Možné modifikace 53
5.3.3 Možné měření a měřící místa 55
5.3.4 Uspořádání experimentálního řetězce 60
5.3.5 Amplitudo-frekvenční charakteristika generovaného zdrojového hlasu 61
5.3.6 Měření polohy plátku stroboskopickou metodou 70
5.3.7 Měření polohy plátku rychlokamerou 71
5.4 VÝPOČTOVÝ MODEL PLÁTKOVÉHO ELEMENTU 74
5.4.1 Model geometrie 74
5.4.2 Použité modely materiálu 78
5.4.3 Okrajové podmínky 78

5.4.4 Zatížení 79
5.4.5 Počáteční podmínky 80
5.4.6 Interakce vzduch - plátek 80
5.4.7 Algoritmus a nastavení výpočtu 83
5.4.8 Výsledky simulací na výpočtovém modelu 85
5.5 DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ 107
6 VÝSTUPY DOSAVADNÍ PRÁCE 109
6.1 PODPŮRNÉ PROGRAMY 109
6.2 EXPERIMENTÁLNÍ MODELY 110
7 POKRAČOVÁNÍ PRÁCE V BUDOUCNU 112
7.1 KONSTRUKCE HLASOVÉ NÁHRADY – ÚKOL PRO TÝM SPECIALISTŮ 112
7.2 VYUŽITÍ VÝPOČTOVÝCH SIMULACÍ INTERAKCE V TECHNICKÉ PRAXI 114
8 ZÁVĚR 116
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY 117
POUŽITÉ ZKRATKY A SYMBOLY 120

1 Úvod

Řeč je jedním z hlavních dorozumívacích prostředků, které člověk využívá. Při ztrátě tohoto dorozumívacího prostředku se mění jeho postavení ve společnosti. Ztráta tohoto komunikačního prostředku může být způsobena jak ztrátou expresivní složky řeči, tak i receptivní složky řeči [23]. Samozřejmě existují vazby (zpětnovazební smyčky) mezi expresivní a receptivní složkou řeči. V expresivní složce řeči je velmi důležitá zpětná vazba, kdy mluvčí slyší sám sebe.
Pro další popis je třeba správně rozlišovat mezi pojmem řeč a hlas. V této práci je mezi těmito pojmy striktně rozlišováno. Řeč je zde chápána jako soubor více projevů a chování člověka. Řečí se člověk dorozumívá (předává informace) s ostatními lidmi a do jisté míry je schopen předávat povely i jiným živočišným druhům. Již bylo zmíněno, že řeč má jak expresivní tak receptivní složku.
Expresivní složka zahrnuje projevy a chování směřující k předání informací ostatním posluchačům. Jedním z důležitých projevů expresivní složky řeči je právě hlas. Tento popis lze zjednodušit a říci, že hlas je jednou ze složek (podmnožinou) řeči.
Receptivní složka řeči zajišťuje zachycení a zpracování akustických signálů. Její důležitou složkou (podmnožinou) je sluch. Sluch zajišťuje zachycení akustických signálů a jejich převod do podoby vzruchů v nervových zakončeních, které je schopna CNS zpracovat. Převod akustického signálu na vzruchy v nervových zakončeních má omezení ve formě prahu slyšitelnosti, prahu bolestivosti akustických signálů. Existují i další vlastnosti sluchového orgánu ovlivňující tento převod, například maskování zvuku.

Ne každý akustický signál přináší nějakou informaci. Takovýto signál je možné označit za hluk.

Hlas a sluch je možné charakterizovat jako biologické, mechanicko-aerodynamické, akustické a neurologické systémy v těle člověka. Při jejich studiu by nemělo být zanedbáno chování a vlastnosti žádného z těchto podsystémů.

Ke ztrátě expresivní složky řeči – hlasu může dojít z různých příčin. Člověk může přijít o řeč z důvodu změn nebo poškození CNS. Takto člověk ztrácí buď mentální schopnosti k vytvoření obsahu řeči, nebo ztratí schopnost ovládat hlasové orgány. Mohou také proběhnout patologické změny samotných hlasových orgánů. Pokud se jedná o degenerativní zhoubné změny, následuje většinou chirurgický zákrok. Při těchto zákrocích je často odstraněna celá soustava chrupavek a svalů v oblasti hrtanu, je provedena tzv.: totální laryngektomie. Některé diagnózy dovolují provedení pouze částečné laryngektomie. Při většině těchto zákroků jsou odděleny dýchací a polykací cesty. Dýchací cesty jsou vyvedeny na přední stranu krku. Při operaci je zde vytvořen otvor (stoma), kterým pacient dýchá. Při částečné laryngektomii může být částečně zachováno propojení dýchacích cest a ústní dutiny.

První zdokumentovanou laryngektomii provedl Bilroth v roce 1873 [6]. Tento chirurgický zákrok nezmění pouze podmínky pro tvorbu hlasu, ale i jiné fyziologické pochody v oblasti krku, hlavy a plic. Pacient má problémy s polykáním. Protože vdechovaný vzduch neproudí přes nosní a ústní dutinu, pacient má oslabený čich a do plic vdechuje studený a pevnými částicemi znečištěný vzduch. Zajisté hned od prvních prováděných chirurgických zákroků byla snaha tyto problémy řešit. Toto řešení může spočívat jak v rehabilitaci, tak použitých pomůckách. Například čistota a teplota vzduchu vdechovaného přes stoma do plic může být řešena filtrem a ohřívačem napojeným na stoma. Zde nás bude z tohoto velmi širokého okruhu zajímat především problematika hlasové rehabilitace. A specificky hledání vhodného principu jak nahradit zdrojový hlas.

Při hledání náhrady zdrojového hlasu je vhodné se inspirovat způsobem, jakým se tvoří zdravý lidský hlas. Proto je nejprve nutné popsat současně uznávané teorie tvorby hlasu [33]. Zásadní význam má Teorie zdroj-filtr [13,17] popisující vnik samohlásky jako filtrování zdrojového hlasu

vokálním traktem (filtrem). Prvotní systematické experimenty v této oblasti prováděl Helmholtz [17]. Všechny experimenty prováděl a závěry formuloval na základě vlastního poslechu za použití vzduchových rezonančních kavit (Helmhotzových rezonátorů) jako analyzátorů generovaných hlásek. Pro každou hlásku existuje unikátní artikulační nastavení vokálního traktu. Tomuto nastavení odpovídá soubor vlastních frekvencí vzduchové kavity vokálního traktu. Jednotlivé vlastní frekvence – formanty, mají specifickou hodnotu frekvence pro danou samohlásku. U souhlásek se tento princip samozřejmě uplatňuje také, je zde ovšem poněkud složitější situace se zdrojem akustického signálu. Souhlásky vždy obsahují určitý podíl šumů či periodických zvuků vznikajících přímo ve vokálním traktu. Nastavením artikulátorů je například vytvořeno zúžené místo ve vokálním traktu, kde vzniká v důsledku turbulentního proudění šum. Filtrování vzniklého signálu potom probíhá obdobně jako u samohlásek.

Teorie popisující vznik samotného zdrojového hlasu při fonaci nahlas se v čase dosti podstatně měnily. Měnil se nejen kvantitativní popis těchto teorií, ale i kvalitativní pohled na fonaci. Jedny z prvních teorií předpokládaly, že fonace spočívá v periodickém pohybu hlasivkových vazů vynuceném činností svalstva hrtanu. Teorie fonace naznačené v 19. století Helmhotzem a Müllerem naznačily jakým směrem bude vývoj pokračovat. V roce 1958 formuluje van den Berg Myoelasto-aerodynamickou teorii fonace [57]. Tato teorie fonace je v současné době široce uznávaná [55]. Jak její název napovídá, skládá se ze dvou částí myoelastické a aerodynamické. Myoelastická část popisuje chování hlasivkového svalstva a aerodynamická část chování proudu vzduchu z plic.

Po roce 2000 byla na ÚMTMB FSI VUT Brno skupinou pracovníků formulována nová teorie fonace. Teorie Bublin tlakového vzduchu [32,33,34,36,38]. Předpoklady jsou podobné jako u Myoelasto-aerodynamické teorie. Nově definovaná teorie popisuje problematiku fonace pomocí charakteristik subglotického tlaku (tlaku před hlasivkami). Vychází se z předpokladu, že ve fázi, kdy jsou hlasivky otevřené (mezera glottis $g > 0$) vzniká v supraglotickém prostoru (prostor za hlasivkami) bublina tlakového vzduchu. Následná expanze této bubliny v supraglotickém prostoru je hlavní příčinou vzniku zdrojového hlasu.

Snahou všech výzkumníků v oblasti teorie fonace je vytvořit model popisující fonaci (u zdravého nebo poškozením zdrojového hlasu postiženého člověka) co nejvěrohodněji. Byly vytvořeny různě propracované modely (experimentální i výpočtové).

Při pohledu na fonaci jako na fyzikální děj, při kterém dochází k přeměně proudu vzduchu z plic na zdrojový hlas, se zdá situace poměrně jasná. Při kvantitavním popisu těchto fyzikálních dějů nastávají potíže. Transformace subglotického proudu na zdrojový hlas je ovlivněna celou řadou procesů, které probíhají současně při funkci hlasivek. Při popisu fonace je důležité vybrat ze všech probíhajících procesů ty podstatné z hlediska tvorby zdrojového hlasu. Vybrané fyzikální procesy je nutné popsat pomocí fyzikálního (matematického) modelu a vhodně tyto modely propojit (popsat interakce). Takto by se obecně dal popsat postup, jak byly vytvořeny jednotlivé teorie fonace a jak se budou pravděpodobně v budoucnu zpřesňovat případně vytvářet nové.

V této práci jsou v úvodních kapitolách shromážděny informace o stavu problematiky hlasové rehabilitace. Důraz je kladen především na pochopení principu, jakým dochází u jednotlivých způsobů k tvorbě zdrojového hlasu. Každá z používaných metod náhrady zdrojového hlasu je stručně popsána a zhodnocena. Následuje analytická část, která se zabývá vlastnostmi zdravého hlasu a hledáním způsobu jeho náhrady. V části zabývající se zdravým lidským hlasem je prodiskutováno složení hlasu z jednotlivých menších částí – slabik – hlásek. Hlavní důraz je kladen na popis tvorby samohlásek (vyslovených šeptem a nahlas). Na provedených experimentálních měřeních jsou ukázány rozdíly mezi samohláskami z akustického hlediska. Měření ukáží i rozdíl v kvalitě hlasu mezi běžným mluvčím a profesionálním operním zpěvákem.

K výběru plátkového elementu jako vhodného kandidáta na technické řešení umělých hlasivek došlo také na základě experimentálních měření prováděných na jednoduchých experimentálních modelech plátkového elementu [33,60]. Zkušenosti s měřením na jednoduchém modelu byly využity při konstrukci experimentálního modelu, který umožňuje do budoucna rozšiřovat experimenty. Hlavním měřením prováděným na experimentálním modelu je měření akustického tlaku generovaného plátkovým elementem. Zpracování zaznamenaných signálů do podoby amlitudo-frekvenčního spektra umožní posoudit vhodnost plátkového elementu k vybuzení samohlásek. Hlavní požadavek je na tvar amplitudo-frekvenčního spektra a vyplývá z teorie Zdroj-filtr. V amlitudo-frekvenčním spektru umělého zdrojového hlasu musí být obsaženy vyšší harmonické složky. Čím více těchto vyšších harmonických složek je tím lze předpokládat vyšší kvalitu generované samohlásky (nižší podíl šumu).

Zároveň byl pro tento typ plátkového elementu vytvořen výpočtový model. Model je vytvořen plně parametricky a umožňuje snadné změny geometrie, materiálů a zatížení. Výpočtový model zahrnuje interakci mezi médiem a plátkem. S ohledem na princip tvoření hlasu podle teorie bublin tlakového vzduchu je nutné, aby tato interakce byla obousměrná. Zpracování výsledků výpočtového modelu umožní vyhodnotit chování modelu plátkového elementu při různých provozních podmínkách a konfiguracích.

V závěrečných kapitolách jsou diskutovány dosažené výsledky, zmíněny problémy, které je třeba dále řešit, pokud by plátkový element měl být v budoucnu využíván jako umělá hlasivka.

2 Cíle disertační práce

Jak bylo uvedeno v úvodu, je problematika neschopnosti dorozumívat se řečí značně rozsáhlá. Je možné říci, že příčiny ztráty řeči je možné zařadit do velkého množství lékařských oborů. Hlavní ze složek expresivní části řeči je lidský hlas. Hlas realizuje zvukovou stránku řeči a jeho prostřednictvím je umožněno předání mluvené řeči posluchačům. Hlas, jako akustický projev řeči, je dále členěn na menší součásti. Za nejmenší součást hlasu jsou považovány hlásky (samohlásky, souhlásky). Akustická podstata tvorby hlásek je popsána Teorií zdroj-filtr.

V této práci je hlavní důraz kladen na zdrojový hlas („zdroj“ při tvorbě znělých hlásek). Pro tvorbu náhradního zdrojového hlasu je dostupných několik technik hlasové rehabilitace. Některé rehabilitační techniky využívají zvláštní technické pomůcky.

Cílem této práce je prověřit fungování a chování jedné z v budoucnu možných hlasových náhrad – plátkového elementu. Výběr plátkového elementu a jeho důvody zde budou také popsány.

Některé dílčí problémy budou řešeny na nově navrženém a vyrobeném experimentálním modelu plátkového elementu. Pro výpočtové modelování funkce bude sestaven výpočtový model a na něm sledovány další charakteristiky zejména s přihlédnutím k teorii fonace založené na bublinách tlakového vzduchu. Budou vyšetřeny vlivy jednotlivých vstupních parametrů na chování plátkového elementu a generovaný signál (zdrojový hlas).

Budou popsány úskalí konstrukce skutečné hlasové náhrady, pokud by měla být použita pro tvorbu zdrojového hlasu *in vivo*.

3 Rešerše

3.1 Používané způsoby náhrady hlasu

Při omezení funkčnosti hlasového orgánu – hlasivek nebo artikulačních orgánů případně degenerativních změn CNS, postižený člověk přichází o možnost komunikovat řečí.

Degenerativní změny CNS jsou pravděpodobně největší překážkou při opětovném používání řeči. Tato postižení mohou ovlivnit jak *formu*, tak *obsah* řeči. Pokud je ovlivněna forma řeči, není postižený člověk schopen svou vůlí ovládat hlasové a artikulační orgány. Člověk ví, co chce říci, ale není schopen ovládnout hlasové a artikulační orgány tak, aby to řekl. Ještě větší překážkou v komunikaci (nejen řečí) jsou taková postižení CNS kdy člověk není schopen ve své mysli vytvořit obsah komunikace.

Změněná funkčnost nebo absence hlasových či artikulačních orgánů je opět překážkou v komunikaci řečí. V této práci je respektována teorie vzniku samohlásek zdroj-filtr (viz: kap 4.1). Hlasový orgán tvoří zdrojový hlas (zdroj), při průchodu vokálním traktem (filtr) je tento akustický signál pozměněn a posluchač jej vnímá jako samohlásku. Z tohoto jednoduchého popisu vzniku samohlásek lze dovodit, co způsobí ztráta nebo postižení hlasového nebo artikulačních orgánů.

Vždy existuje snaha navrátit pacientům možnost dorozumět se řečí – tedy znovu používat hlas.

V kontextu toho, jak zde byl definován pojem řeč, nelze mezi tyto způsoby náhrady hlasu zařadit psané projevy a znakování. Jedná se sice o efektivní způsoby komunikace mezi lidmi, ale chybí zde akustická složka, která dělá řeč řečí. Odstranění tohoto „nedostatku“ ve formě absence akustického předání informace je již částečně řešeno syntézou hlasu z psaného textu. Jedná se o počítačové systémy (hardware + software) známé pod skratkou TTS (text to speech), existuje množství těchto systémů a jejich použití je možné na většině dnes používaných operačních systémů. Výzkum v této oblasti má široký záběr [11,21,50]. Při použití znakové řeči jsou informace také předávány optickou cestou, což může být v určitých situacích nevýhodné (jistě existují situace, kdy je to výhodné a znalost alespoň základů znakové řeči by byla výhodou i pro mluvící část populace).

V této práci je pozornost zaměřena na způsob náhrady zdrojové hlasu. I výčet metod náhrady hlasu je zúžen na ty, kterým předchází poškození nebo ztráta hlasivek (nejčastěji jako následek laryngektomie). Předpokládá se tedy správná funkce CNS v oblasti tvorby *obsahu* řeči a možnost artikulovat. Každé z těchto metod náhrady hlasu předchází hlasová rehabilitace, nácvik jak konkrétní metodu používat.

- **Šepot**

Jedná se o jednu z nejpřirozenějších metod náhrady hlasu. Podobně jako zdraví lidé při mluvení šeptem nepoužívají hlasivky, tak i lidé s postiženými, případně odstraněnými, hasivkami mohou tento způsob řeči používat. Tento způsob fonace se hodí pro pacienty, kteří dýchají přes dutinu ústní. Princip je podobný jako u zdravých lidí. Při výdechu, případně nádechu, vzduchu se ve zúženém místě vokálního traktu vytvoří akustický šum (akustický signál bez výrazných frekvencí v amplitudo-frekvenčním spektru, signál s přibližně konstantní výkonovou spektrální hustotou v určitém frekvenčním rozsahu). Tento šum je při průchodu vokálním traktem pozměněn v akustický signál s amplitudo-frekvenčním spektrem charakteristickým pro danou hlásku.

Výhodou je poměrně snadná rehabilitace. Postižený člověk musí nacvičit jak nejlépe vytvořit ve vokálním traktu místo kde vzniká šum.

Nevýhodou je tichý hlasový projev. Nízká hlasitost generovaného hlasu může být překážkou především na veřejných místech s vysokým hlukem na pozadí.

- **Elektrolarynx**

Elektrolarynx je technické zařízení sloužící k vytvoření zdrojového hlasu uvnitř vokálního traktu.

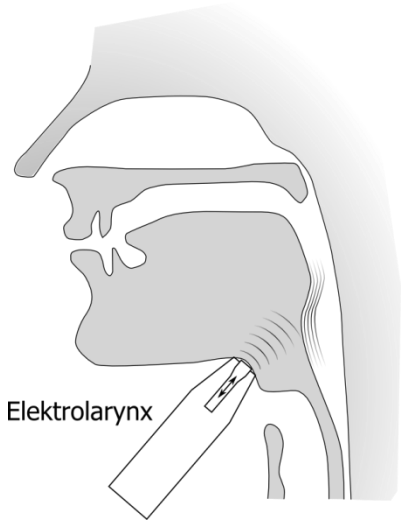
Zařízení bylo vyvinuto ve 20. letech 20. století. První varianty využívaly jako zdroj energie stlačený vzduch. Později se prosadil zdroj energie ve formě elektrických baterií. Odtud je odvozen i název zařízení „elektrický hrtan“ - elektrolarynx.

Pacient drží elektrolarynx v ruce a přikládá ho k měkkým tkáním na krku. Pacient spouští činnost tlačítkem na těle přístroje a artikulačními orgány nastavuje požadované samohlásky. Při spuštění přístroje přiloženého k měkkým tkáním na krku dojde k rozkmitání těchto tkání pohybujícím se pístem uvnitř přístroje. Pohybující se tkáně jsou zdrojem akustického signálu (zdrojového hlasu) uvnitř vokálního traktu.

Existují i přístroje fungující na poněkud jiném principu. Jedná se o intraorální hlasové protézy (obchodní značka UltraVoice). Pacient má zařízení generující zdrojový hlas vloženo přímo v ústní dutině. Zařízení je součástí zubní protézy horního patra. Kromě této intraorální části se zařízení ještě skládá z řídící a zesilovací jednotky. Řídící jednotka je v radiovém spojení s intraorální částí a dává povely ke generování zdrojového hlasu. Zesilovací jednotka snímá generovaný hlas, zesiluje ho a reproduktor ho šíří do okolí mluvčího. Mluvčího řeč se stává dostatečně hlasitá.

Výhody použití zařízení typu elektrolarynx jsou především v poměrně rychlé rehabilitaci. Pacient nemusí nacvičovat zvláštní postupy (jako například u esophageálního hlasu). Přiloží zařízení k měkkým tkáním krku a vhodné okamžiky spouští generátor zdrojového hlasu.

Nevýhodou je především strojové vyznění generovaného hlasu (menší počet vyšších harmonických složek, konstantní frekvence a hlasitost zdrojového hlasu), závislost na zdroji elektrické energie a nutnost spouštět generátor zdrojového hlasu (většinou tlačítkem na přístroji).



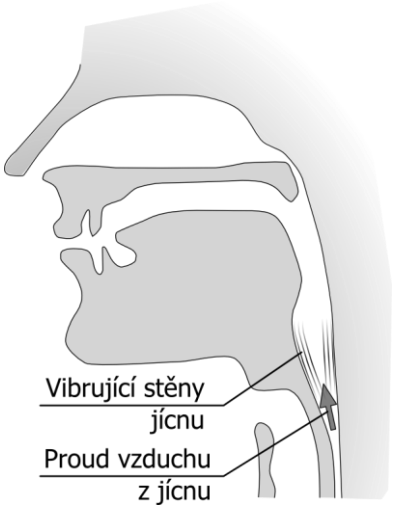
Obr. 1: Použití elektrolaryngu

- **Esofageální hlas**

Jedná se o jednu z nejpoužívanějších metod náhrady zdrojového hlasu po laryngektomii. Při laringektomii je odstraněn hrtan (larynx) a trachea již není propojena s jícnem. Trachea je nově vyvedena na přední stranu krku, kde tvoří tzv. tracheostoma. Již tedy neexistuje proud vzduchu z plic, který by proudil ústní a nosní dutinou. Není proto jednoduše možné mluvit ani šeptem. Při hlasové rehabilitaci a nácviku esophageálního hlasu pacient trénuje techniku vytváření zásoby vzduchu v jícnu (esophagus). Při proudění vzduchu zpět do vokálního traktu dochází k rozkmitání stěn jícnu a je tvořen zdrojový esophageální hlas. Uvádí se, že zdrojový hlas má poměrně nízkou první vlastní frekvenci (50-100 Hz) Při průchodu dutinou ústní je dále upraven (filtrován) na danou samohlásku.

Výhodou je nezávislost na vnějším zdroji energie a skutečnost, že během fonace má pacient volné ruce.

Nevýhodou je složitá hlasová rehabilitace, především nácvik zvyšování tlaku vzduchu v jícnu.



Obr. 2: Esophageální hlas

- **Tracheo-esophageální hlas**

Složitost hlasové rehabilitace u předchozího popsaného způsobu, především zvládnutí tvorby zásoby vzduchu v jícnu, vedla k rozvoji tohoto způsobu tvorby zdrojového hlasu. Výchozí stav je stejný, pacient po laryngektomii. Pokud to stav tkání jícnu a trachey po odebrání hrtanu umožňuje je chirurgicky vytvořeno propojení mezi tracheou a jícnem (trache-esophageální punkce). Punkce je často vytvářena přímo při primárním chirurgickém zákroku (laryngektomii). Do této punkce je vložen speciální jednocestný ventil (brání pronikání slin a potravy z jícnu do trachey a dále do plic). Pokud pacient uzavře tracheostoma a zvýší tlak v plicích otevře se jednocestný ventil vložený do trache-osophageální punkce a vzduch z plic proudí do jícnu. Pacient musí během hlasové rehabilitace nacvičit jak nastavit jícen (jícnový svěrač), aby byl při vydechování vzduchu z plic vytvářen zdrojový hlas. Protože se zdrojový hlas tvoří prakticky ve stejných místech jako u esophageálního hlasu, je první vlastní frekvence zdrojového hlasu velmi podobná jako u esophageálního hlasu, tedy poměrně nízká (především pro ženy).

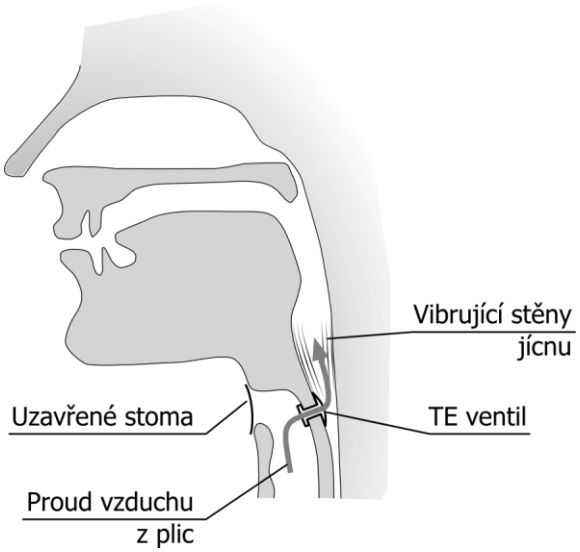
Logickým pokračováním vývoje těchto ventilů je využít jejich dynamických vlastností přímo pro generování zdrojového hlasu. Takovýto hlasotvorný ventil je svými vnějšími rozměry srovnatelný s obyčejným jednocestným ventilem, ale jeho vnitřní konstrukce je jiná. Stále je zachována

jednocestnost tohoto hlasotvorného ventilu, aby nedocházelo k inspiracím potravy a slin. Ventil je konstrukčně proveden tak, že při průchodu vzduchu tvoří zdrojový hlas. Potom již není potřeba tvoření hlasu na jícnovém svěrači. Oproti zdrojovému hlasu tvořenému na jícnovém svěrači má hlas generovaný hlasotvorným ventilem vyšší základní frekvenci [43] a zní přirozeněji.

Vývojem jednocestných i hlasotvorných ventilů vkládaných tracheo-esphageální punkce se zabývá několik vývojových týmů jak z komerční tak akademické sféry. Řeší se především konstrukce ventilů z hlediska tlaku vzduchu v plicích, při kterém dochází k otevření ventilu [26,64]. Je třeba zabezpečit dostatečnou neprostupnost ventilu ve směru z jícnu do trachey. Protože je tento ventil většinou používán dlouhodobě, řádově měsíce používání do výměny, je důležitá i jeho ochrana před bakteriálním napadením [12,39]. Tyto hlasové protézy jsou vyráběny z bio-kompatibilního materiálu. Většinou z polymerních materiálů. Během používání se na hlasové protéze vytvářejí povlaky. Povlaky mohou mít jednak mechanický, ale také biologický základ. Společně zhoršují těsnost ventilu proti pronikání cizích těles a tekutin z jícnu do trachey. Obecně tyto povlaky snižují užitné vlastnosti jednocestného ventilu. Pacienti používající tyto ventily musí hygienickými opatřeními udržovat protézu v požadovaném stavu. Životnost těchto ventilů je omezená a jejich výměna se provádí řádově v několikaměsíčních intervalech.

Výhodou je jednodušší hlasová rehabilitace oproti esophageálnímu hlasu. Pro fonaci je používán vzduch z plic. Oproti jícnu je v plicích větší zásoba vzduchu a pacient je schopen mluvit plynuleji. Při využití hlasotvorných ventilů odpadá i nutná rehabilitace pro zvládnutí manipulace s jícnovým svěračem.

Nevýhodou je nutná pečlivá hygiena v oblasti tracheo-esophageální punkce a jednocestného ventilu. Dalším negativem je nutnost ucpávat tracheostoma pokud chce pacient mluvit. U některých pacientů není možné bezpečně vytvořit tracheo-esophageální punkci z důvodu oslabených tkání.



Obr. 3: Tracheo-esophageální hlas

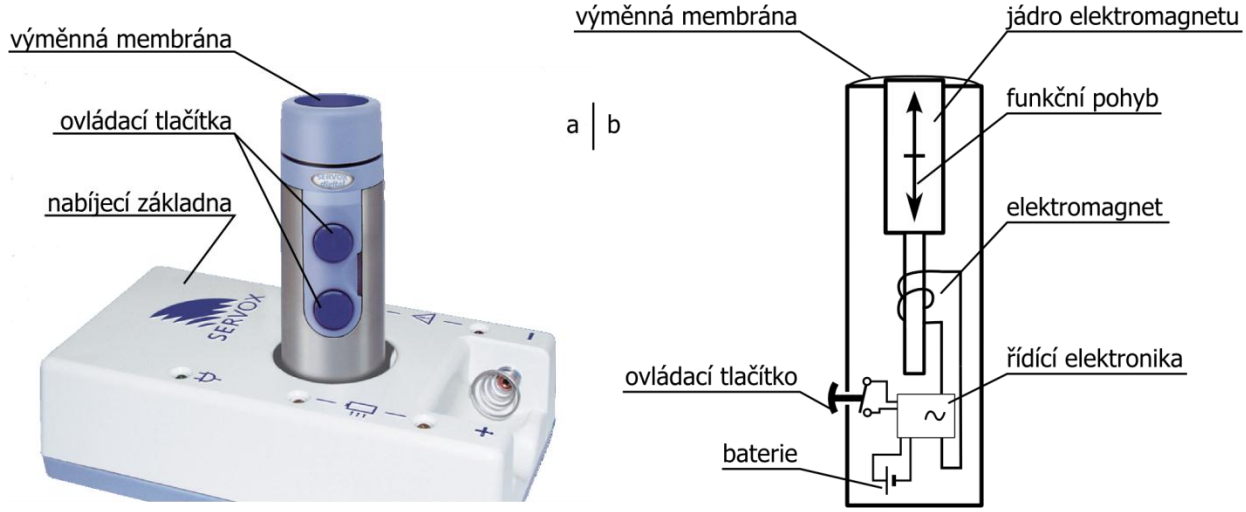
3.2 Technické provedení pomůcek pro náhradu zdrojového hlasu

Jednotlivé dnes používané metody pro hlasovou rehabilitaci využívají různých technických pomůcek. Některé z popsaných metod dokonce vyžadují chirurgický zákrok pro aplikaci těchto pomůcek. Pokud jsou pomůcky při použití umístěny přímo v těle pacienta (UltraVoice ,TE ventil) musí samozřejmě splňovat požadavky kladené z hlediska biokompatibility.

- **Elektrolarynx**

Jedná se o elektromechanické zařízení. Po sepnutí uživatelem je elektronickým obvodem generován periodický signál. Dále je tento signál zesílen a zaveden do cívky elektromagnetu. Elektromagnet periodicky rozpohybuje svoje pružně uložené jádro. Pokud je elektrolarynx přiložen k měkým tkáním, pohyby se přenáší na tyto tkáně. Přenos na měkké tkáně je uskutečněn pomocí výměnné membrány.

Provedením se většinou jedná o válcový přístroj, uvnitř jsou zároveň umístěny i akumulátory dodávající energii. Velikost je přizpůsobena pro pohodlné držení v pacientově ruce. Příklad vnějšího vzhledu komerčně dodávaného elektrolaryngu ukazuje následující obrázek. Zároveň je ukázáno principiální schéma funkce.



Obr. 4: a) komerčně vyráběný elektrolarynx [48]
b) schéma

Výrobou těchto pomůcek se zabývá poměrně málo firem. Pravděpodobně největším výrobcem je německá firma SERVONA-SERVOX [48]. V české republice se výrobou elektrolaryngu zabývá Ivo Žemlička (elektrolarynx Z-01, [22]). Firma Servona dodává i adaptéry k přímému akustickému buzení vokálního traktu. V případě jejich použití se zařízení nepřikládá k měkkým tkáním na krku, ale adaptér se volně vsune do úst. Adaptér generuje přímo akustický signál (zdrojový hlas).

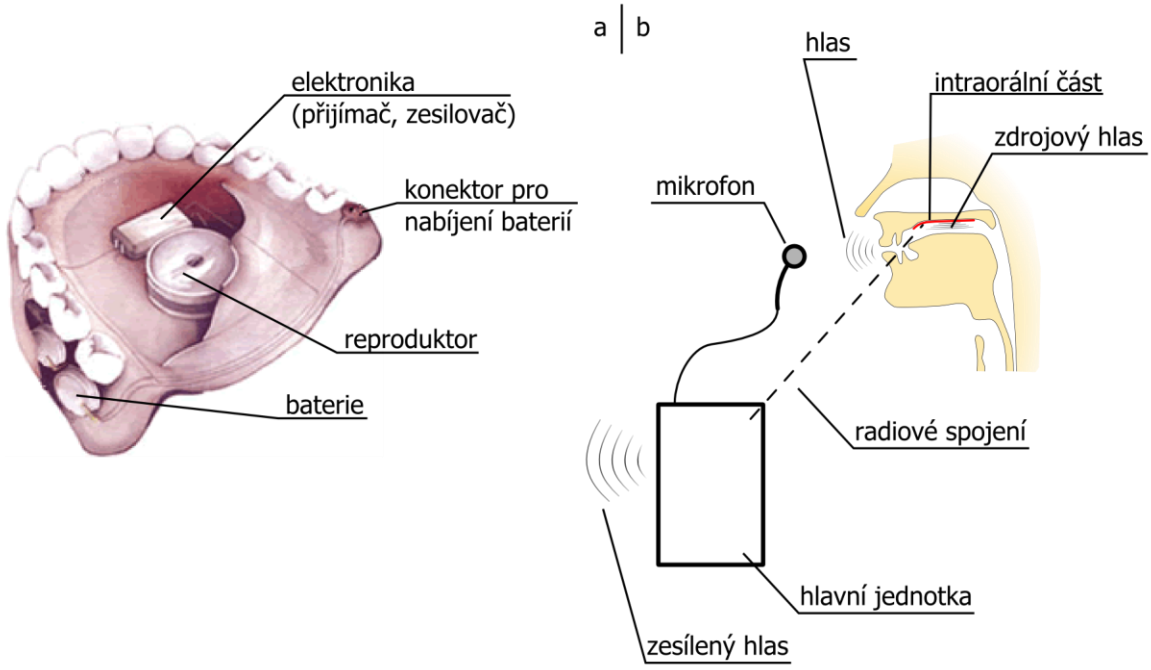
- **UltraVoice**

Princip funkce hlasové protézy UltraVoice je generování akustického signálu (zdrojového hlasu) přímo v dutině ústní. Hlasová protéza UltraVoice je umístěna na horním patře dutiny ústní. Je zabudována do protézy podobné zubní protéze horního patra. Pokud pacient používá zubní protézu horního patra může být hlasová protéza zapracována do ní.

Protéza UltraVoice se skládá z více samostatných částí mezi kterými probíhá komunikace. Základní částí je hlavní jednotka, která v sobě slučuje několik částí hlasové protézy. Jednak generuje signál, který bude reprodukován intraorální částí protézy. Ale zároveň obsahuje i

zesilovač řeči zachycené připojeným mikrofonem. Zachycená řeč je pro okolní posluchače zesílena reproduktorem. Intraorální část protézy vytváří akustický signál (zdrojový hlas) uvnitř ústní dutiny. Intraorální část se skládá z radiového přijímače signálu generovaného v hlavní jednotce, ze zesilovače, akustického měniče (reproduktoru) a akumulátorových baterií.

Intraorální část protézy musí být biokompatibilní a musí odolávat prostředí v ústech. Je vyrobena ze stejných materiálů jako dentální protézy a všechny funkční části jsou zality ve hmotě tvořící nosnou část intraorální části. Vyobrazení intraorální části je na následujícím obrázku.



Obr. 5: a) intraorální část hlasové protézy [56]
b) schéma funkce

- **Jednocestné ventily vkládané do tracheo-esophageální punkce**

Pro generování tracheo-esophageálního hlasu je nutné propojit tracheu a jícen (esophagus). Propojení se provádí chirurgickým zákrokem, kdy je vytvořena punkce. Aby se zabránilo inspiraci (vdechnutí) potravy, nápojů popřípadě slin, je nutné do TE punkce vložit jednocestný ventil. Vývojem, výrobou a prodejem těchto jednocestných ventilů se celosvětově zabývá několik firem.

Požadavky na konstrukci jednocestného ventilu jsou mimo jiné tyto:

- rozměrově kompatibilní s velikostí TE punkce
- biokompatibilní, nealergenní materiály odolné proti tvorbě bakteriálních povlaků (plaků)
- bezpečně fixovaná poloha na místě po celou dobu používání (řádově měsíce)
- dlouhá životnost (mechanická, biologická – tvorba plaků)
- malý odpor kladený vzduchu při proudění z trachey do jícnu
- bezpečné uzavření při zatížení ve směru z jícnu do trachey.

Tvar těla jednocestného ventilu je válcový. Na obou koncích těla jsou vytvořeny osazení, kterými je tělo ventilu bezpečně drženo na určeném místě (osazení zabraňují polknutí nebo, v horším případě, vdechnutí ventilu). Délka střední části (mezi osazeními) je vybrána podle skutečné délky TE punkce.

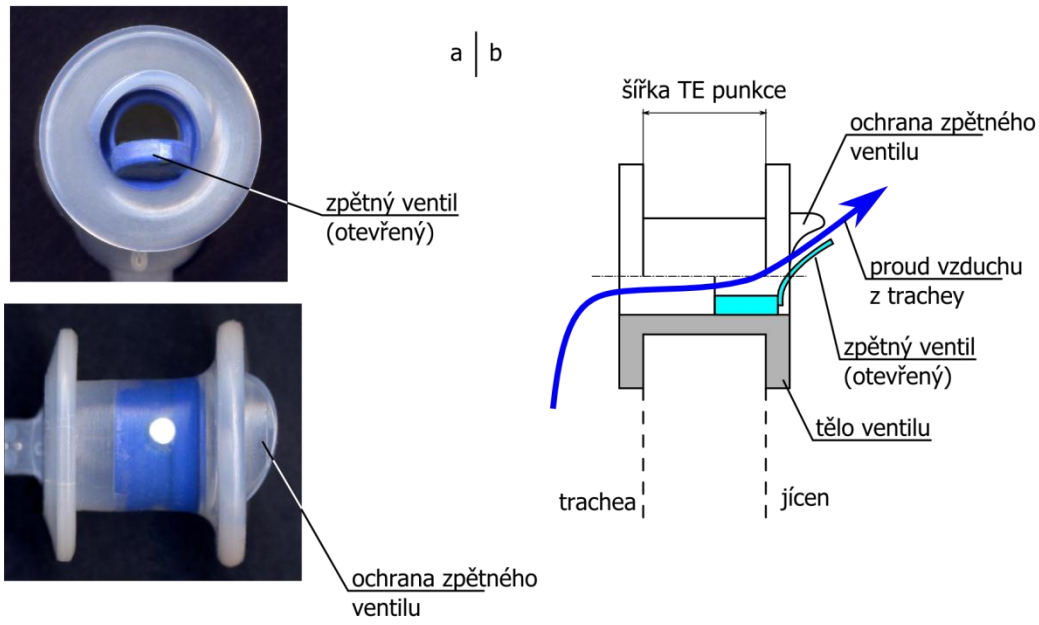
Tělo ventilu je vyrobeno z biokompatibilního lékařského silikonu, většinou technologií více komponentního vstřikování do forem (jiný materiál na tělo ventilu a na ventil samotný). Samotný ventil je většinou tvořen záklopkou nebo dělenou membránou.

Některé firmy nabízejí i provedení ventilů s aktivním uzavřením ventilu zabezpečeným permanentními magnety. Toto provedení ventilu snižuje nebezpečí vniknutí potravy, nápojů a slin do plic, ovšem zvyšuje odpor ventilu v počátku generování TE hlasu.

Jednocestné ventily začala jako první vyrábět firma Blom-Singer. Dnes existuje několik obchodních značek, pod kterými se jednocestné ventily vyrábějí a prodávají (Provox, Groningen Button, Bivona).

Zavádění a výměnu jednocestných ventilů do TE punkce neprovádí pacient sám, ale je prováděno ambulantně specialistou. Způsob zavádění se liší podle konstrukčního provedení ventilu. Obecně existují dva způsoby podle směru, kterým je ventil zaváděn. Zavádění ústy (tj. z jícnu) a zavádění přes stoma (tj. z trachey).

Schématické provedení jednocestného ventilu a skutečná provedení [54] ukazuje následující obrázek:



Obr. 6: a) TE ventil PROVOX ActiValve [54]
b) schéma TE ventilu

3.3 Umělá hlasivka VUT Brno

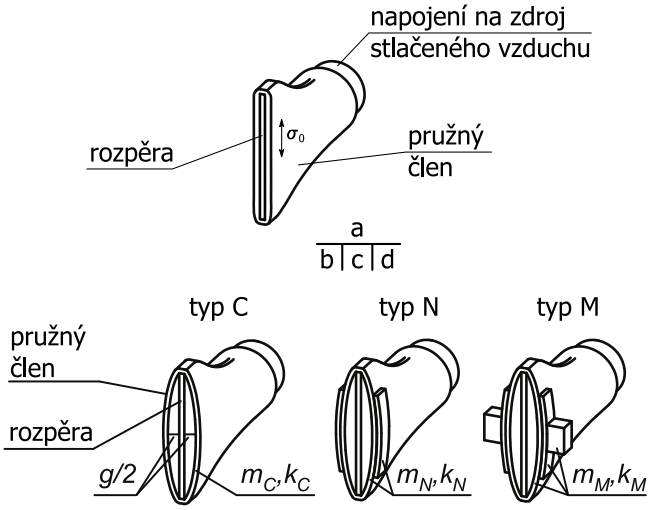
Modely umělých hlasivek vytvořené na pracovišti ÚMTMB FSI VUT Brno vycházejí z principu tvorby zdrojového hlasu podle Teorie bublin stlačeného vzduchu [36]. Při definování této teorie byla řešitelským týmem řešena i problematika fyzického provedení umělé hlasivky. Bylo vytvořeno šest variant experimentálního modelu [27,33]. Postupnými kroky od teorie [36], přes výrobu experimentálních modelů, získání charakteristik jejich funkce [27,38] a navržení způsobu jejich použití [30] jako umělých zdrojových hlasů (hlasových protéz) byla ověřena funkčnost tohoto principu tvorby umělého hlasu.

Zařízení pro externí buzení vokálního traktu bylo od roku 2003 chráněno národním patentem a od roku následujícího i patentem mezinárodním.

Konstrukční provedení všech variant umělé hlasivky vychází ze stejné konstrukční ideje. Poddajná část hlasivky je napnuta na řádově tužší díl – rozpěru (viz: Obr. 7). V klidovém stavu je poddajná část umělé hlasivky v kontaktu s rozpěrou. Různé typy umělé hlasivky VUT se od sebe liší svým detailním konstrukčním provedením a při pohledu na generovaný výstupní signál, změnou základní frekvence tohoto signálu (hlasu).

Změny základní frekvence je docíleno úpravami, jak poddajné časti, tak rozpěry. Změnou délky rozpěry je docíleno většího předpětí (σ_0) v pružném členu, což má za následek zvýšení základní frekvence kmitání pružného členu. Pružný člen je možné modifikovat připojením přídavné hmotnosti a změnou jeho tuhosti. Zvýšení tuhosti vede ke zvýšení základní frekvence kmitání pružného členu, zatímco zvyšování přídavné hmotnosti má důsledek opačný.

Těmito úpravami se ovšem nemění pouze základní frekvence generovaného hlasu (a jeho celé amplitudo-frekvenční spektrum), ale úpravy mají vliv i na vstupní charakteristiky umělé hlasivky (minimální tlak potřebný pro fonaci, časový průběh tlaku v prostoru před umělou hlasivkou).



Obr. 7: Provedení VUT hlasivek
a) klidová poloha
b, c, d) různé typy hlasivek (nakresleny v pootevřené poloze při fonaci)

Od počátku byla umělá VUT hlasivka navrhována s předpokladem, že energie potřebná pro tvorbu zdrojového hlasu jí bude dodávána stlačeným vzduchem. Parametry stlačeného vzduchu před hlasivkou byly voleny tak, aby byly srovnatelné s parametry u zdravého mluvčího. Externí varianta buzení vokálního traktu umělým zdrojovým hlasem může využívat zásobník stlačeného vzduchu. Případná interní (implantovaná) varianta buzení by využívala přímo stlačený vzduch z plic.

Z hlediska zavedeného roztřídění [15], lze hlasivku VUT zařadit do kategorie$(+,-)$. Pokud se tlak před VUT hlasivkou zvyšuje, zvětšuje se i mezera g (glotis). Do této kategorie jsou zařazeny i zdravé hlasivky při běžném způsobu fonace (fonace během stádia výdechu).

Jak bylo uvedeno, modely VUT hlasivek vznikly pro účely experimentálního ověření teorie bublin stlačeného vzduchu. Charakteristika, popisující funkci hlasivek (jak zdravých tak umělých) v teorii bublin stlačeného vzduchu, je závislost subglotického tlaku na otevření hlasivek, charakteristika $g - p_{SG}$. Neméně důležitou charakteristikou je amplitudo-frekvenční (A-F) spektrum generovaného hlasu.

4 Zdravý lidský hlas

Lidský hlas je jedna z nejdůležitějších součástí lidské řeči. Při hledání principů umělého generování zdrojového hlasu je nejprve nutné poznat, jak jsou jednotlivé části zdravého lidského hlasu tvořeny. Zdrojový hlas je pouze jednou ze součástí důležitých pro správnou tvorbu lidského hlasu. Pochopení provázanosti jednotlivých součástí lidského hlasu ukáže na důležité požadavky kladené na umělý zdrojový hlas. Zásadní význam, z hlediska popisu tvorby hlasu, zde má Teorie zdroj-filtr [13].

Nejprve je popsán princip tvorby lidského hlasu. Využitím modální analýzy na výpočtových modelech vokálních traktů, pro samohlásky A a I, jsou zobrazeny vlastní tvary kmitu vzduchových sloupců uvnitř vokálního traktu. Z provedených akustických měření jsou vytvořena amplitudo-frekvenční spektra českých samohlásek. Na vytvořených spektrech je popsán rozdíl mezi běžným mluvčím a profesionálem.

V závěru kapitoly je kvalitativně a kvantitativně (pomocí teorií fonace) ukázán způsob tvorby a vlastnosti samotného zdrojového hlasu.

4.1 Princip tvorby lidského hlasu

Lidský hlas, který tvoří akustickou stránku řeči, lze dále dělit z *fonetického hlediska* na menší části – slabiky a tyto dále na hlásky. Slabika se skládá z hlásek a tvoří nejmenší dohromady vyslovovanou část slova. Hlásky se dělí na samohlásky (vokály) a souhlásky (konsonanty). Samohlásky většinou tvoří jádro slabiky. V českém jazyce se používá 42 hlásek.

Při mluvení *nahlas* je důležité rozdělení na hlásky znělé a neznělé. Při tvorbě znělých hlásek se uplatňuje funkce hlasivek – tvorba zdrojového hlasu. Všechny české samohlásky vyslovované nahlas jsou znělé. U souhlásek vyslovovaných nahlas je znělost nebo neznělost vlastností konkrétní souhlásky.

Při mluvení *šeptem* mizí rozdíl mezi samohláskami a souhláskami z hlediska toho jak zní. Při tomto způsobu fonace jsou všechny hlásky neznělé.

Souhlásky je vhodné dále dělit podle způsobu artikulace při jejich vyslovování. Běžné je toto dělení:

- závěrové (polozávěrové): *p, b, t, d, ť ď, k, g, c, č*
- úžinové: *f, v, s, z, š, ž, j, x, h*
- kmitavé: *r, ř*
- bokové: *l.*

Z fyzikálního hlediska je tvorbu hlásek nejvhodnější popsat pomocí Teorie zdroj-filtr. Výsledný akustický projev hlásky je v rámci této teorie tvořen jednak částí, při které vzniká akustický signál (zdroj) a částí, kdy je tento již vytvořený akustický signál modifikován při průchodu vokálním traktem (filtr).

Za zdroj lze v případě znělých samohlásek považovat hlasivky generující zdrojový hlas. V případě neznělých samohlásek (samohlásky vyslovované šeptem) je zdrojem zvuku turbulentní proudění okolo částečně otevřených hlasivek, případně jiného zúžení ve vokálním traktu. Filtr je v těchto případech vždy vokální a nosní trakt nastavený artikulátory do fonačního postavení pro příslušnou hlásku.

Složitější situace je při popisu generování souhlásek. V tomto případě se téměř vždy jedná o kombinaci zdroje hlasu (hlasivky v případě znělé formy souhlásek, vznik akustického šumu v místě zúžení) a aktivní činnosti artikulačních orgánů v průběhu fonace. Změna postavení artikulačních orgánů během vyslovení souhlásky je pro správné vyslovení souhlásky velmi podstatná. Během vyslovování souhlásek dochází jak ke změnám zdroje, tak i ke změnám filtru. Především u souhlásek závěrových a kmitavých je tvorba hlásky poměrně dynamickým jevem.

Obdobná situace nastává při spojování hlásek do slabik. Opět se jedná o dynamický děj, kdy dochází k napojování jednotlivých hlásek. Dynamiku tohoto děje ovlivňuje rychlost a melodie (intonace) hovoru. Jak se mění nastavení artikulátorů mění se plynule i přenosová charakteristika filtru.

4.1.1 Samohlásky vyslovené nahlas

V českém jazyce rozeznáváme celkem 6 samohlásek krátkých (a, e, i, o, u, y) a k nim příslušející šestice samohlásek dlouhých. Pro posluchače každá z těchto samohlásek vyslovená nahlas zní jako čistý tón (popř. souzvuk čistých tónů). Samohlásky vyslovované nahlas jsou v českém jazyce znělé (tzn.: na jejich vzniku se podílí hlasivky tvořící zdrojový hlas)

Při pohledu na tvorbu samohlásek pouze z akustického hlediska je nejjednodušší se na problematiku dívat jako na filtrování signálu (zdrojového hlasu – v případě samohlásek nahlas, šumu – v případě mluvení šeptem) laditelným filtrem (vokálním traktem). Artikulací je nastaven vokální trakt do polohy odpovídající dané hlásce. Vokální trakt z akustického hlediska představuje filtr zesilující pouze některé vyšší harmonické frekvence zdrojového hlasu. Konkrétně ty, které jsou frekvenčně blízko rezonančním frekvencím vokálního traktu. Hlasivky hnané proudem vzduchu z plic, v případě fonace nahlas, vytvářejí zdrojový hlas. Na výstupu z vokálního traktu je původní spektrum zdrojového hlasu upraveno na spektrum příslušné samohlásky, posluchač toto rozpozná jako danou hlásku. Tato teorie pro generování samohlásek byla definována Fantem [13].

Teorie definovaná Fantem předpokládá nezávislost zdroje na použitém filtru a lineárnost tohoto filtru. Tedy v rámci tohoto přístupu k tvorbě samohlásek můžeme tvrdit, že zdrojový hlas není závislý na nastavení vokálního traktu.

Teorie zdroj-filtr je široce akceptována jako model pro generování lidského hlasu.

Pokud budeme brát v úvahu to, že vokální trakt a hlasové orgány jsou živé, nelze předpokládat, že cokoliv bude lineární a nezávislé. Uvažovaná linearita a nezávislost je pouze zjednodušujícím faktorem, ale ve skutečnosti je tvorba zdrojového hlasu závislá i na činnosti vokálního traktu [45]. Tyto vlivy jsou ovšem pro běžného mluvčího spíše nepodstatné a jejich vliv při běžné komunikaci řečí není nijak významný.

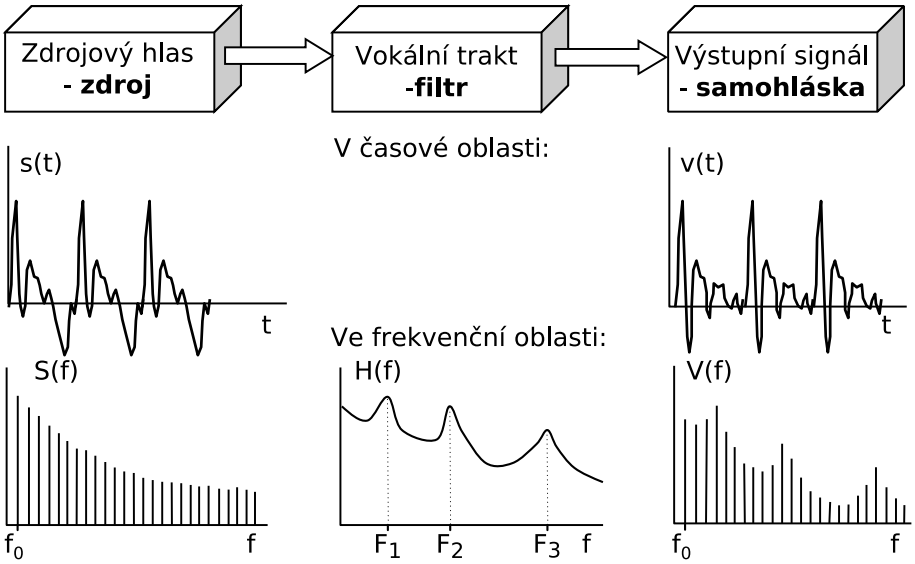
Popis této teorie matematickou cestou znamená znát vstupní složky, tedy zdrojový hlas a charakteristiky vokálního traktu pro konkrétní samohlásku. S výhodou lze využít matematickou teorii filtrování signálu. Tvorbu samohlásek ilustruje Obr. 8.

Časovou realizaci zdrojového hlasu označíme $s(t)$, zobrazení ve frekvenční oblasti $S(f)$. Filtr nám charakterizuje jeho přenosová funkce ve frekvenční oblasti $H(f)$. Maxima přenosové funkce odpovídají vlastním frekvencím vokálního traktu $F_1, F_2, F_3, \ldots \rightarrow$ Formantům. Výstupní signál, tedy generovaná samohláska, bude ve frekvenční oblasti:

$$V(f) = S(f) \cdot H(f)$$

Jedná se o násobení Fourierova spektra zdrojového hlasu přenosovou funkcí vokálního traktu ve frekvenční oblasti. Jiná možnost je provést konvoluci zdrojového hlasu v časové oblasti s impulzní odezvou vokálního traktu.

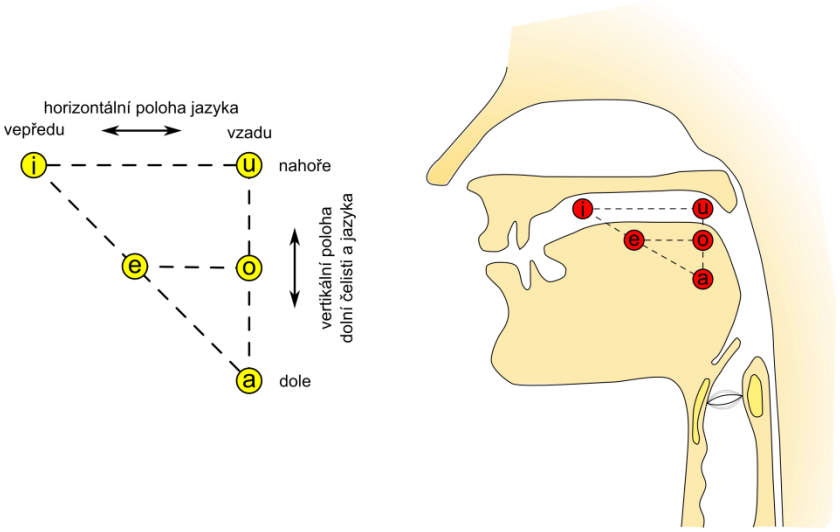
Teorie zdroj-filtr je široce akceptována jako model pro generování lidského hlasu.



Obr. 8: Teorie Zdroj-Filtr (samohláska vyslovená nahlas)

Nastavení artikulačních orgánů je to, čím se od sebe jednotlivé samohlásky liší. Pro samohlásky je rozhodující především otevřenost dolní čelisti a poloha jazyka v dutině ústní. Kombinací těchto parametrů je člověk schopen nastavit vokální trakt do tvaru, kdy jeho přenosová funkce ve frekvenční oblasti odpovídá požadované samohlásce. Lokální maxima v přenosové funkci tedy *formanty* odpovídají hodnotám vlastních frekvencí vokálního traktu. Největší podíl na vyznění samohlásky mají první dva až tři formanty.

Polohou dolní čelisti, rtů, měkkého patra, jazyka tedy člověk, při vyslovování samohlásek, cílevědomě mění modální vlastnosti vokálního traktu. Polohu čelisti a jazyka lze zakreslit do tzv. hlasového trojúhelníku (viz: Obr. 9) a k jednotlivým polohám přiřadit samohlásku, pro kterou je nejtypičtější tvorba při těchto polohách.

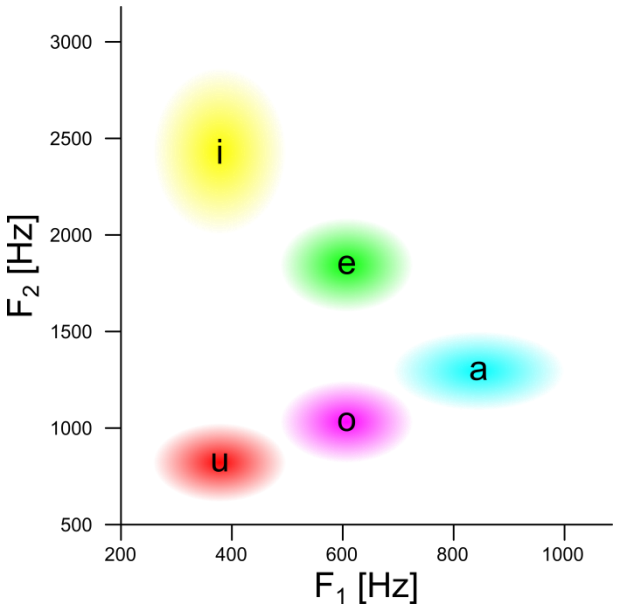


Obr. 9: Hlasový trojúhelník českých samohlásek

Z akustického hlediska je každá samohláska charakteristická rozložením svých formantů. Rozložením formantů se mírně liší mluvčí od mluvčího a je pro každého člověka v jistém smyslu charakteristické. Rozhodující pro správnou rozpoznatelnost samohlásky je především poloha (frekvence) prvních dvou formantů. Frekvence formantů českých samohlásek vyslovovaných nahlas (zněle) jsou v Tab. 1. Vzájemná poloha prvních dvou formantů je patrná z grafu na Obr. 10. Polohu formantů jsou především profesionálové schopni měnit ve větším rozsahu než je uvedeno. Vliv na polohu formanů má i délka s jakou je daná samohláska vyslovena. Lze říci, že posun hodnot formantů je pro dlouhé samohlásky směrem k vyšším hodnotám, posun je v rozmezí 0-10% hodnoty formantu (záleží na konkrétní samohlásce) [41].

Tab. 1: Frekvence formantů [41,42]

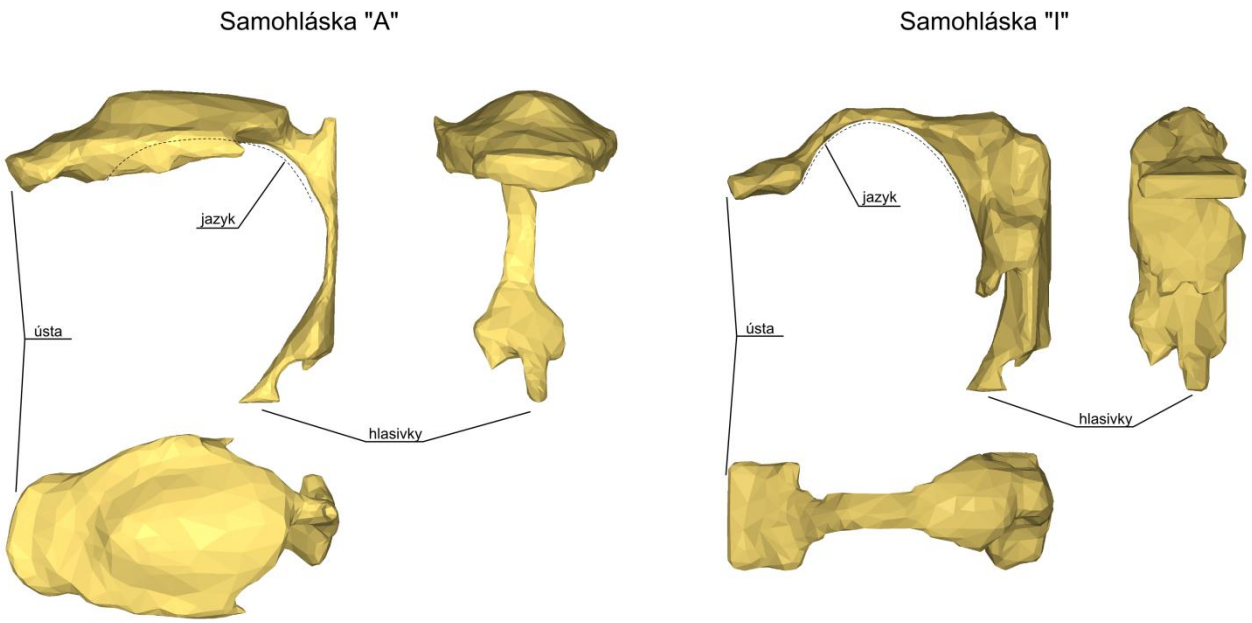
Samo-hláska	F_1[Hz]	F_2[Hz]	F_2[Hz]
a	700-1100	1100-1500	2500-3000
e	480-700	1560-2100	2500-3000
i	300-500	2000-2800	2600-3500
o	500-700	850-1200	2500-3000
u	300-500	600-1000	2400-2900



Obr. 10: Vzájemná poloha prvního a druhého formantu

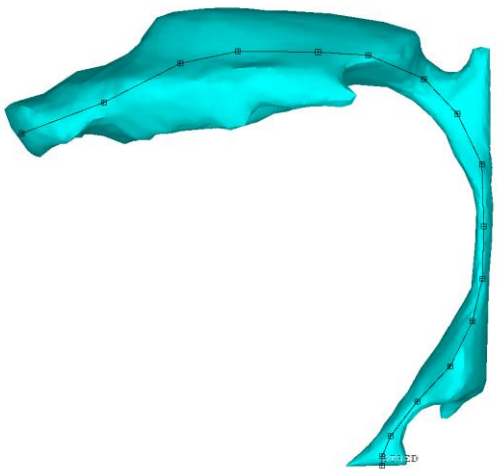
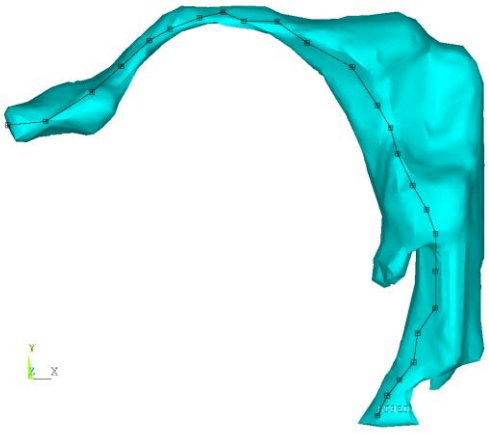
Tvary kavit vokálního traktu je možné získat složením snímků počítačové tomografie. Snímky vokálního traktu jsou pořízeny během fonace dané samohlásky. Tato data byla pro použití na ÚMTMB FSI VUT v Brně získána při řešení grantu GAČR. Jednalo se o snímky dutiny ústní a

dutin v hrtanu, v těchto datech není obsažena geometrie nosních dutin. Na základě těchto dat byly vytvořeny výpočtové MKP modely pro studium modálních vlastností těchto kavit (modely pro samohlásku A a I na Obr. 11). Bylo uvedeno, že pro tvorbu samohlásek jsou podstatné přenosové charakteristiky vokálního traktu (filtru). Ve frekvenční oblasti jsou na této charakteristice patrná významná lokální maxima – formanty. Formanty frekvenčně odpovídají vlastním frekvencím vokálního traktu (viz: Tab. 3 Tab. 4). U podélných vlastních tvarů je možné vykreslit tvar kmitání pomocí průběhu tlaku na křivce vedené od úst k hlasivkám. Díky tomuto zobrazení jsou patrná místa uzlů a kmiten akustického tlaku. Křivky, na kterých je průběh tlaku vykreslován, jsou na obrázcích v Tab. 2.

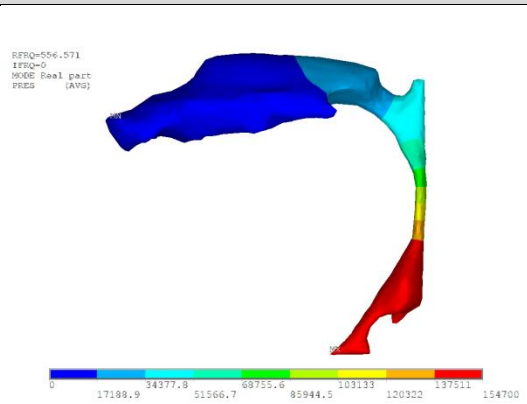
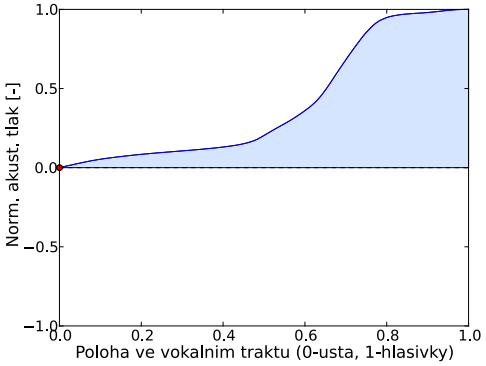
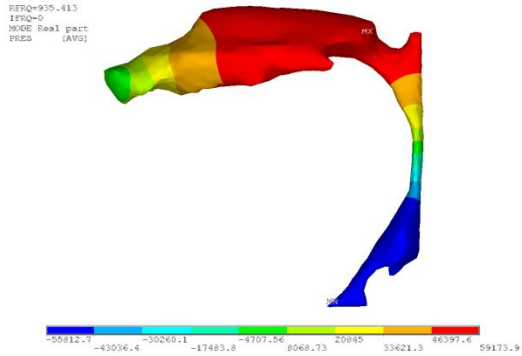
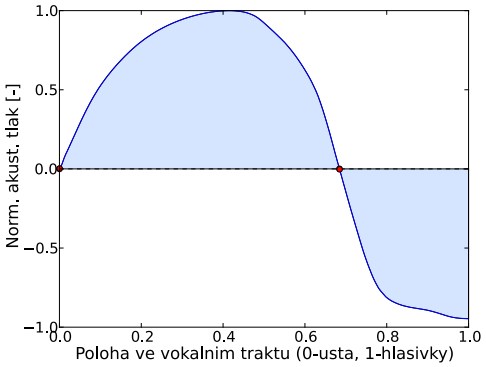
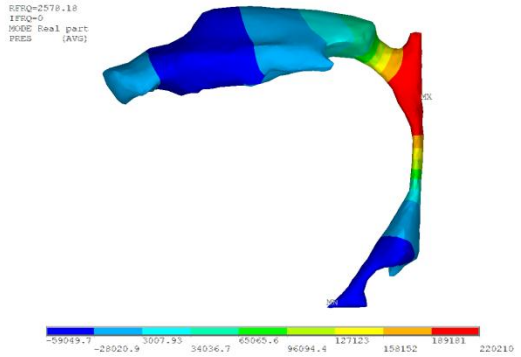
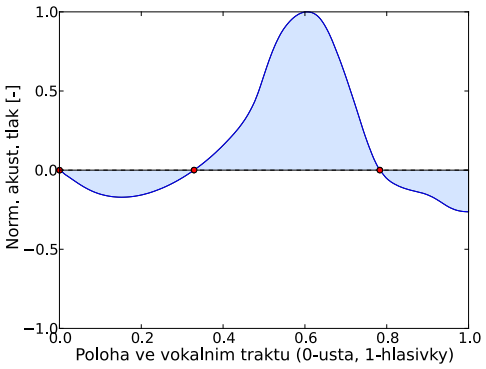


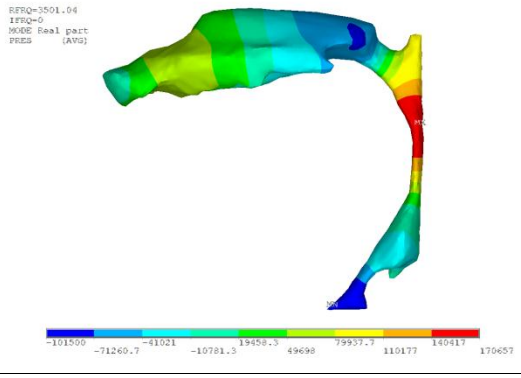
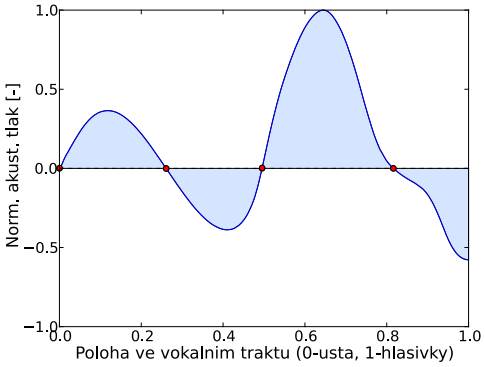
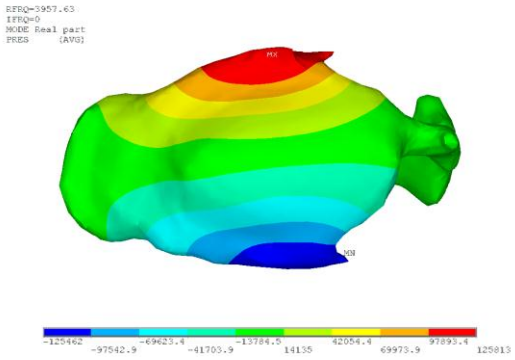
Obr. 11: Tvar kavit vokálního traktu pro samohlásky A a I

Tab. 2: Střednicové křivky pro vyhodnocení uzlů a kmiten

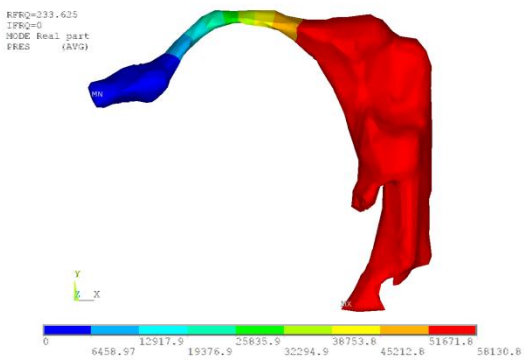
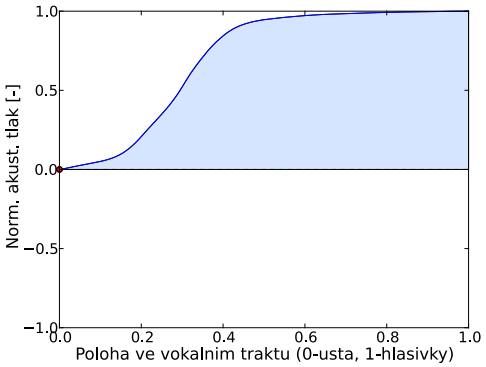
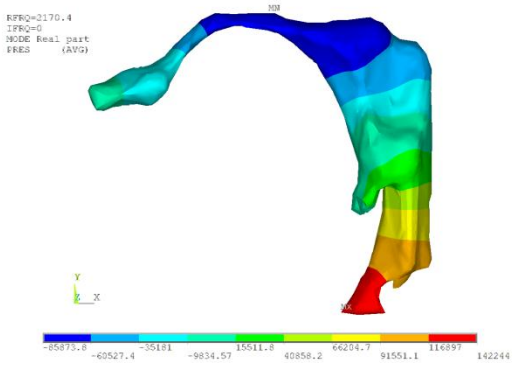
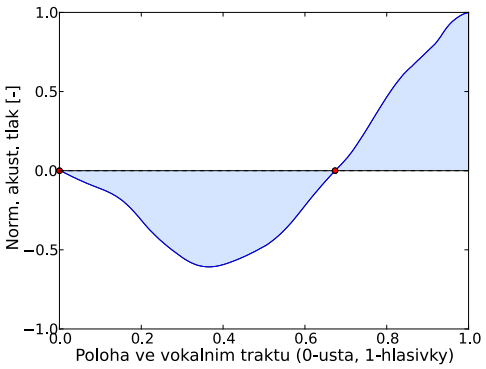
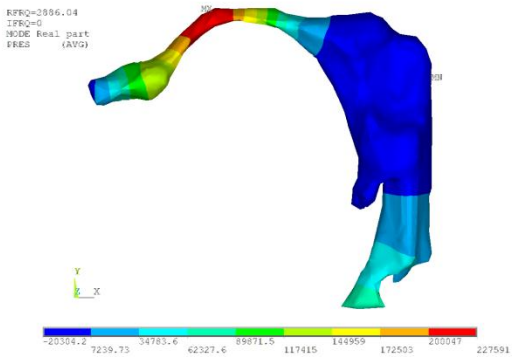
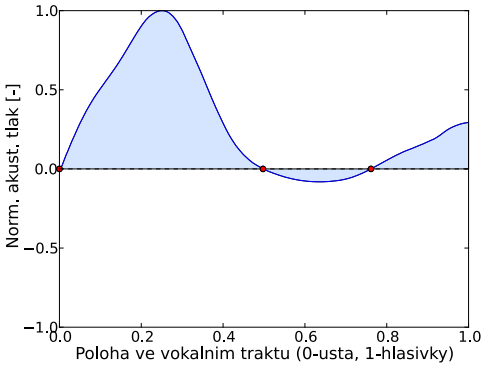
A	I
	

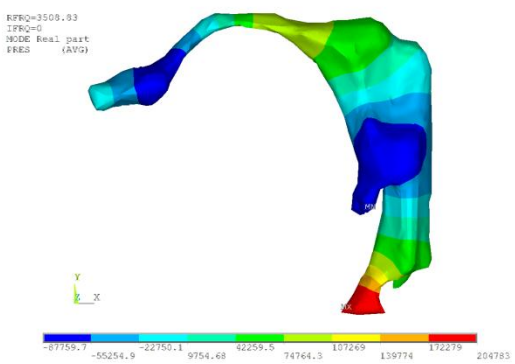
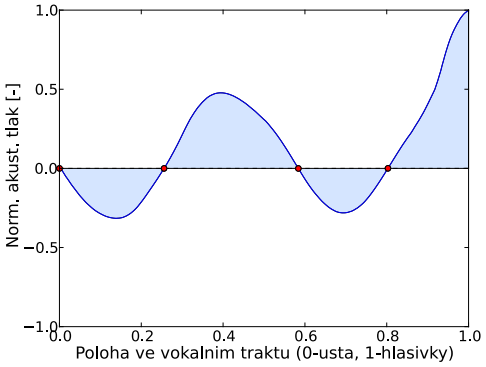
Tab. 3: Vlastní tvary kmitu - vokální trakt nastaven na samohlásku "A"

Samohláska „A“		
Tvar kmitu	Tlak	Tlak na střední čáře (vyznačeny uzlové body)
1		
2		
3		

Samohláska „A“		
Tvar kmitu	Tlak	Tlak na střední čáře (vyznačeny uzlové body)
4		
5		Příčný tvar kmitání v dutině ústní

Tab. 4:Vlastní tvary kmitu - vokální trakt nastaven na samohlásku "I"

Samohláska „I“		
Tvar kmitu	Tlak	Tlak na střední čáře (vyznačeny uzlové body)
1		
2		
3		

Samohláska „I“		
Tvar kmitu	Tlak	Tlak na střední čáře (vyznačeny uzlové body)
4		

Výsledky modální analýzy poskytují informace o tvarech kmitů při dané vlastní frekvenci (formantu) vokálního traktu. Je možné rozlišit dva základní způsoby kmitání – *podélný* a *příčný* tvar kmitání (formant). Příčné tvary se zásadně vyskytují až při vyšších frekvencích a nemají proto zásadní vliv na základní rozlišitelnost samohlásky.

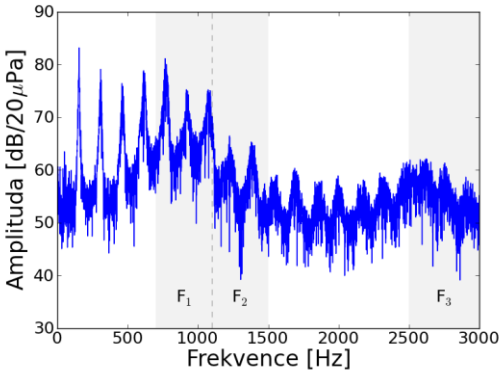
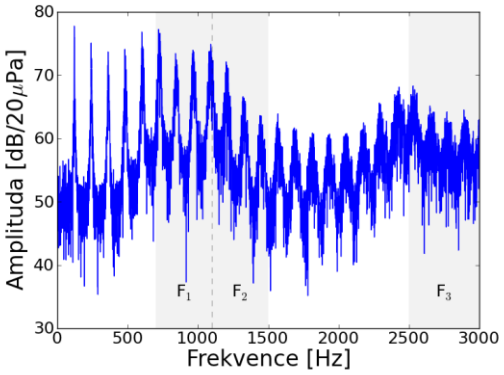
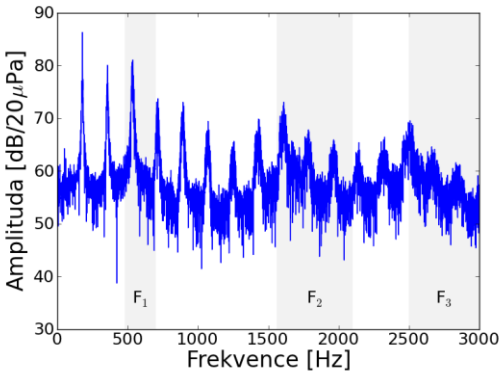
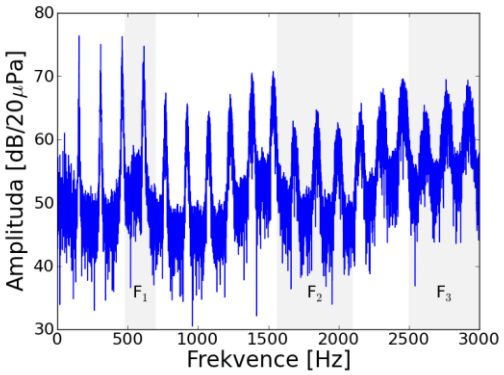
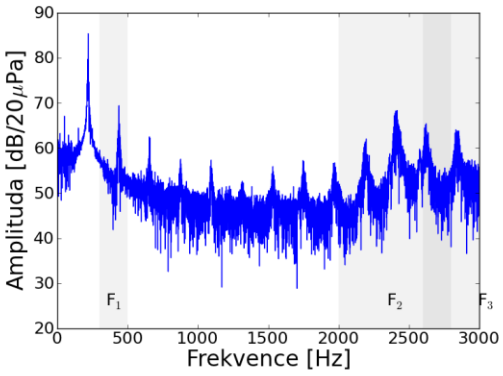
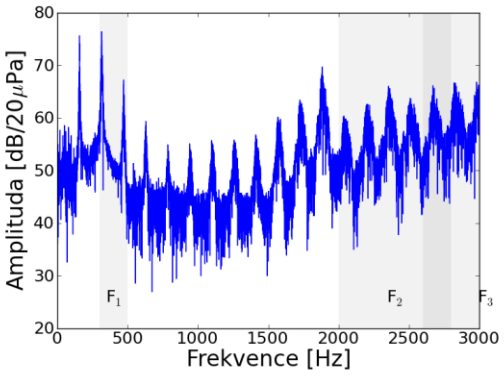
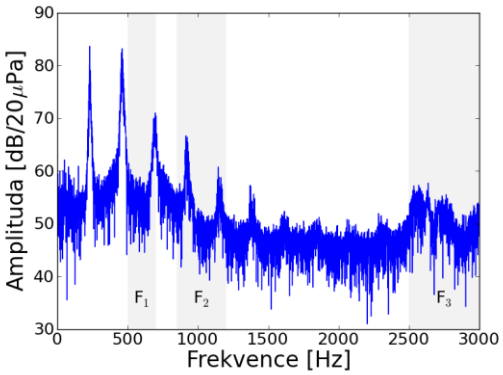
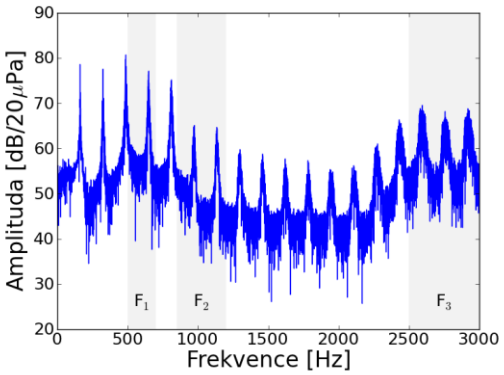
Pro dobrou rozlišitelnost jsou podstatné první dva až tři formanty. Další formanty (včetně příčných) dávají samohláskám jejich „barvu“. Schopnost jemně ovládat nastavení artikulátorů a tím měnit polohu vyšších formantů je především doménou hlasových profesionálů.

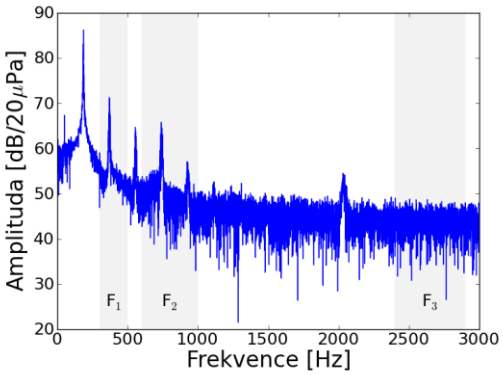
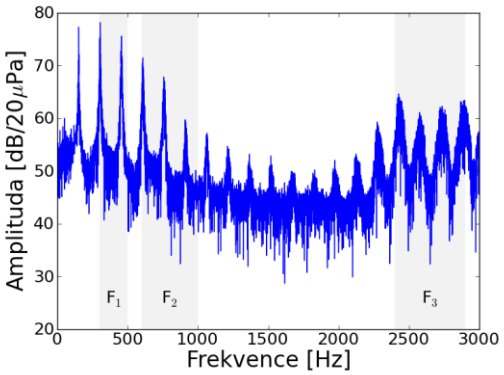
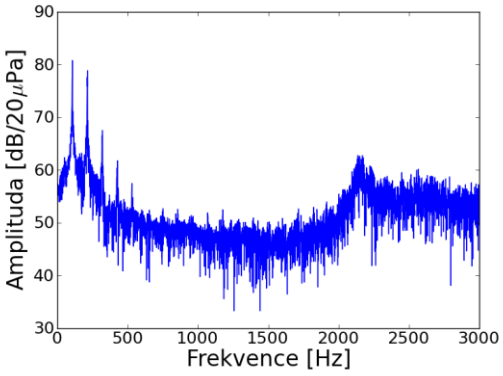
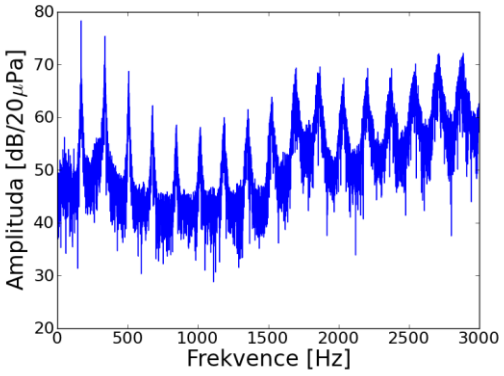
Analýzou záznamu samohlásek je možné získat informace o zdrojovém hlase, ale také o poloze formantů. Na následujících obrázcích (viz: Tab. 5) jsou prezentovány amplitudo-frekvenční (A-F) spektra samohlásek vyslovených nahlas. Ze spekter je možné odečíst základní frekvenci zdrojového hlasu (první výrazně ohraničené lokální maximum ve spektru). Podle tvaru spektra je možné určit polohu jednotlivých formantů. V obrázcích jsou vyznačena pásma poloh formantů, jak jsou uvedena v Tab. 1.

U samohlásky Y není v literatuře [41,42] rozsah hodnot frekvencí formantů uváděn. Z provedených měření ovšem vyplývá, že v českém jazyce existuje rozdíl mezi Y a I. Proto je amplitudo-frekvenční spektrum pro samohlásku Y také zahrnuto v Tab. 5.

Je patrný rozdíl ve spektru samohlásek mezi běžným mluvčím a hlasovým profesionálem (operní zpěvák). U profesionála je patrné lepší pokrytí spektra vyššími harmonickými frekvencemi. Pokud je spektrum pokryto vyššími harmonickými frekvencemi až k frekvencím třetího formantu F_3 (popřípadě i dále) je výsledný hlas čistší, barvitější a obsahuje méně šumů.

Tab. 5: A-F spektra samohlásek vyslovených nahlas (autor-profesionál) – vyznačeny rozsahy jednotlivých formantů [41,42]

samohláska	autor	profesionál
A		
E		
I		
O		

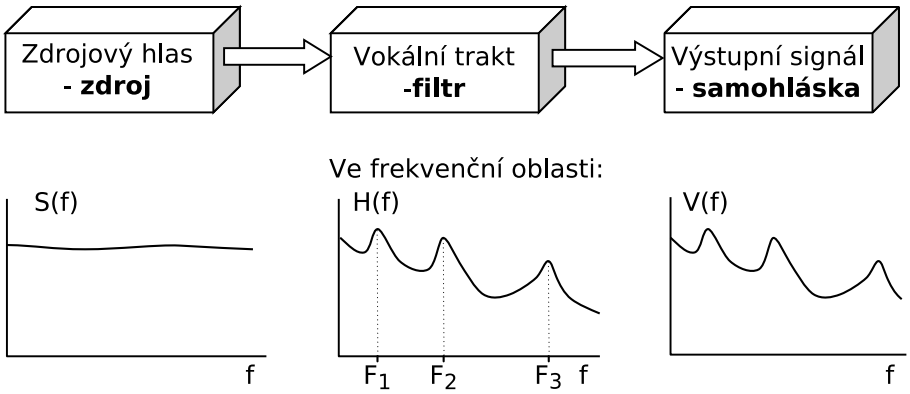
samohláska	autor	profesionál
U		
Y		

4.1.2 Samohlásky vyslovené šeptem

Z dosavadního popisu je patrné, že tato teorie je použitelná i pro popis tvorby samohlásek *šeptem*.

Při generování samohlásek šeptem vše funguje obdobně pouze se změní zdrojový hlas $s(t)$ na šum generovaný turbulentním prouděním vzduchu z plic. Ve frekvenční oblasti má tento vygenerovaný šum, v ideálním případě, spojité spektrum (stejně zastoupeny všechny frekvence, $S(f) = konst.$). Tento ideální případ není možné ve skutečnosti předpokládat a spektrum se vždy liší od ideálu.

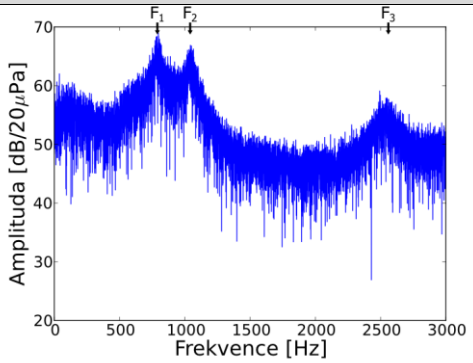
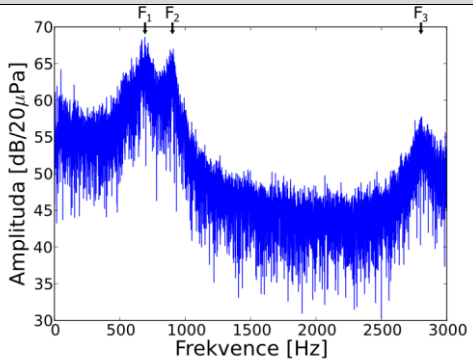
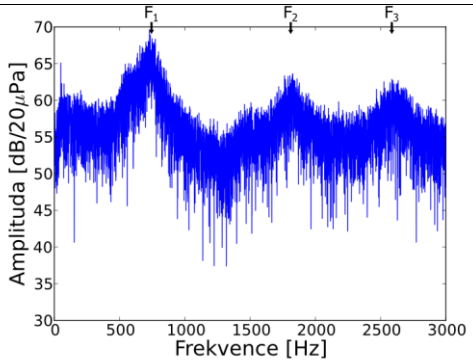
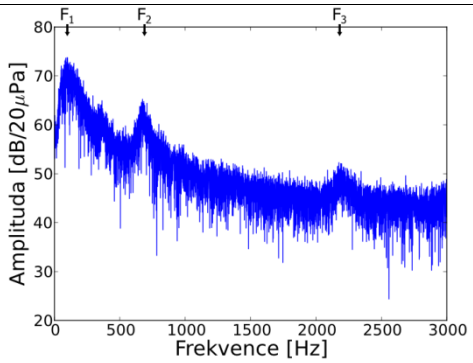
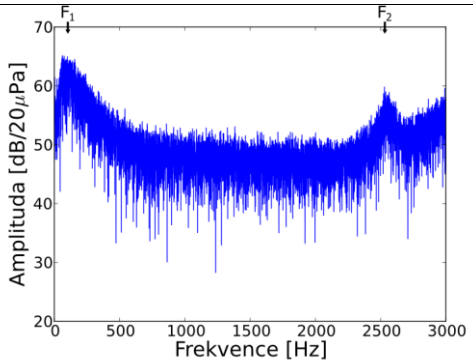
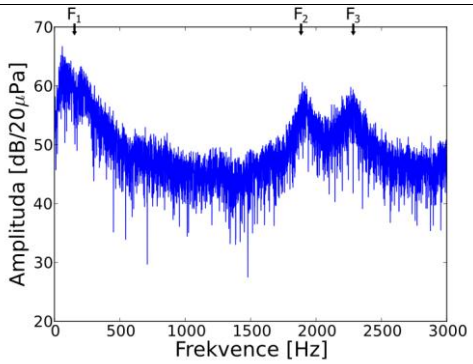
Přenosová funkce vokálního traktu $H(f)$ má také mírně odlišný průběh z důvodu změny okrajových podmínek (při šepotu nejsou hlasivky ve fonačním nastavení).



Obr. 12: Teorie Zdroj-Filtr (samohláska vyslovená šeptem)

Při vyhodnocení záznamů samohlásek vyslovovaných šeptem je možné získat polohu formantů. V A-F spektru se nevyskytují žádné špičky způsobené periodicitou ve zdrojovém hlase. Zdrojový hlas je šum (viz: Obr. 12). Výsledná amplitudo-frekvenční spektra jsou pro jednotlivé samohlásky v Tab. 6. Při porovnání samohlásky I a Y je vidět rozdíl popisovaný při vyslovení samohlásek nahlas, kde není ovšem ve spektru tento rozdíl tak zřetelný.

Tab. 6: A-F spektra samohlásek vyslovených šeptem (vyznačeny první tři formanty do 3000Hz)

samo-hláska	amplitudo-frekvenční spektrum	samo-hláska	amplitudo-frekvenční spektrum
A		O	
E		U	
I		Y	

4.1.3 Souhlásky

Oproti samohláskám májí na vznik souhlásek vliv i zvuky vznikající ve vokálním traktu. Nejedná se tedy, jako u samohlásek, o čisté tóny (případně častěji jako souzvuk tónů), ale vždy se do výsledného akustického signálu souhlásky přidávají akustické signály vzniklé při průchodu vzduchu z plic vokálním traktem. Všechny české souhlásky jsou vyslovovány během výdechu vzduchu z plic. Souhlásky jsou artikulačně mnohem uzavřenější než samohlásky. Různé šumy vznikají při proudění zúženými místy vokálního traktu (především u samohlásek nazývaných konstriktiv). Zvuky pohybujících se měkkých tkání vokálního traktu (souhlásky nazývané vibranty). Zvuky při prudkém uvolnění vzduchu proudícího z plic (souhlásky ze skupiny okluziv). U znělých souhlásek se připojuje i zdrojový hlas hlasivek.

Při fyzikálním popisu vzniku souhlásek je opět možné použít teorii Zdroj-Filtr. Jak ovšem plyne z předchozího odstavce, při vyslovení souhlásky zároveň existuje několik zdrojů zvuku. Artikulace během vyslovení souhlásek je oproti samohláskám mnohem dynamičtější – dochází k rychlým změnám v postavení vokálního traktu – filtru. Z důvodu těchto komplikací není běžné popisovat souhlásky pomocí Teorie zdroj-filtr.

Pro pacienty po laryngektomii s vyvedením dýchacích cest přes tracheostoma je problematické i vyslovování souhlásek. Chybí jim zdroj stlačeného vzduchu, protože trachea je propojena s okolím přímo přes tracheostoma a proud vzduchu již neprochází vokálním traktem. Při hlasové rehabilitaci za využití esophageálního resp. tracheo-esophageálního hlasu pacienti rovněž trénují vyslovování souhlásek.

4.2 Zdrojový hlas a jeho vlastnosti

Z popisu Teorie zdroj-filtr v předchozí kapitole vyplývá, že zdrojový hlas je nutnou podmínkou pro mluvení nahlas.

Generování zdravého zdrojového hlasu je podmíněno správnou funkcí několika orgánů lidského těla. Jedná se především o tyto:

- CNS – řídí funkci ostatních orgánů
- dýchací soustava – dodává energii pro generování zdrojového hlasu
- hrtan – opora pro hlasivky.

Při zhoršené funkci nebo ztrátě některého z těchto orgánů je ovlivněna kvalita zdrojového hlasu, popřípadě dochází k jeho úplné ztrátě. Některá onemocnění hrtanu vedou k jeho úplnému odstranění a tím pádem i ke ztrátě hlasivek. Následná hlasová rehabilitace (viz: stručný přehled v kap.3.1) většinou směřuje k natrénování postupů, jak může pacient opět generovat zdrojový hlas. Zdravě znějící zdrojový hlas je tedy něco, k čemu všechny tyto rehabilitační metody směřují.

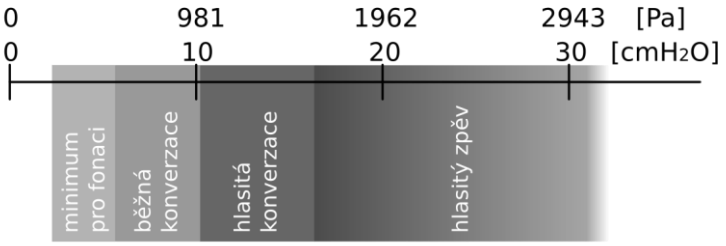
Teorií vzniku zdrojového hlasu (fonace) existovalo historicky několik. První z teorií předpokládaly, že zdrojový hlas vzniká jako důsledek pohybu hlasivek vyvolaného periodickým působením hlasivkových svalů. Předpokládalo se tedy, že energie potřebná pro tvorbu zdrojového hlasu je dodávána hlasivkovým svalstvem. Tyto teorie jsou dnes již bezpečně vyvráceny řadou pozorování a popisem fyziologického chování a aktivity hrtanového svalstva. Dnes je nejčastěji používanou teorií fonace Myo-elasto aerodynamická teorie. Byla naznačena Helmholtzem a Müllerem v 19. století a v roce 1958 popsána Van den Bergem [57]. Později rozpracovávána dalšími autory [55].

Kolektivem pracovníků na ÚMTMB byla při vývoji umělé hlasivky („hlasivka VUT“) popsána teorie vzniku zdrojového hlasu nazvaná „Teorie bublin stlačeného vzduchu“.

Popis a pochopení těchto teorií je pro další práci důležitý (je uveden v kap.4.2.1 a 4.2.2).

Bez ohledu na výše naznačené teorie vzniku zdrojového hlasu je možné popsat podmínky při jeho vzniku a výsledný zvukový projev. Pohyb hlasivek je možné sledovat během vyšetření u ORL specialisty. Využívá se jak metod stroboskopických [51], tak metod vysokorychlostního záznamu obrazu [53]. Výsledky těchto zobrazovacích metod využívají především specialisté z oboru ORL při určování diagnózy u pacientů s poruchami hlasu. Záznamy poskytují také důležité informace pro verifikaci výpočtových modelů zdravých hlasivek.

Zdrojový hlas vzniká při průchodu vzduchu stlačeného v plicích přes hlasivky do prostoru nad hlasivkami. Prostory pod hlasivkami (trachea-plíce) se nazývají subglotické. Prostory nad hlasivkami (ústní a nosní dutiny -> vokální trakt) se nazývají supraglotické. Hnací silou pro vznik zdrojového hlasu je energie akumulovaná ve stlačeném vzduchu v subglotickém prostoru. Energii vzduchu dodává činnost mezižeberního a bráničního svalstva. Subglotické tlaky běžné při fonaci jsou uvedeny na Obr. 13.

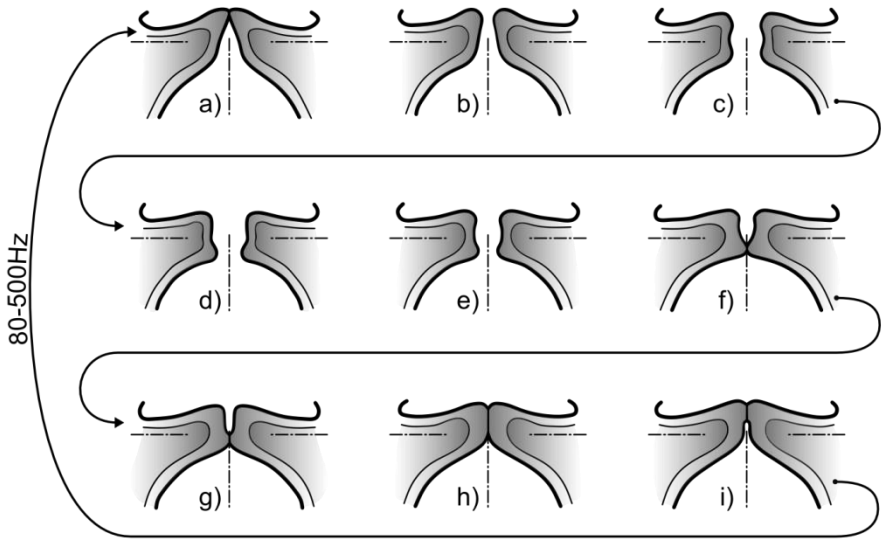


Obr. 13: Rozsah střední hodnoty subglotického tlaku při fonaci [46]

Vzduchu z plic stojí v cestě hlasivky ve fonačním nastavení (tzn. uzavřené a napnuté). Tkáně hlasivek se při působení tlaku vzduchu z plic deformují. Dochází k postupnému poměrně rychlému otevření mezihlasivkové mezery (glotis). Hlasivky jsou maximálně rozevřeny → ve tkáních hlasivek je akumulována maximální energie napjatosti. Mezerou glotis proudí vzduch z plic do supraglotického prostoru. Dochází k poklesu subglotického tlaku. Pokles tlaku pod a mezi hlasivkami, energie napjatosti akumulovaná v hlasivkách, toto všechno působí tak, že hlasivky se začínají uzavírat. Hlasivky jsou uzavřeny a celý cyklus se může opakovat. Frekvence tohoto opakování odpovídá základní frekvenci zdrojového hlasu. Základní frekvence zdrojového hlasu je 80 až 500 Hz. Změnu základní frekvence zdrojového hlasu vnímá posluchač jako změnu výšky hlasu.

V důsledku těchto periodických pohybů hlasivek se původně konstantní tlak vzduchu v plicích mění na tlakové pulsy, které se šíří do supraglotické oblasti.

Jednotlivé fáze pohybu jsou zobrazeny na Obr. 14.



Obr. 14: Fáze pohybu hlasivek při fonaci

Vygenerovaný periodický signál je nazýván zdrojovým hlasem. Z fyzikálního hlediska se jedná o akustický signál. Získání záznamu zdrojového hlasu je složitější než získání záznamu výsledného hlasu. Z popisu teorie Zdroj-Filtr v kap. 4.1 plyne, že vytvořený zdrojový hlas je transformován při průchodu vokálním traktem na danou hlásku.

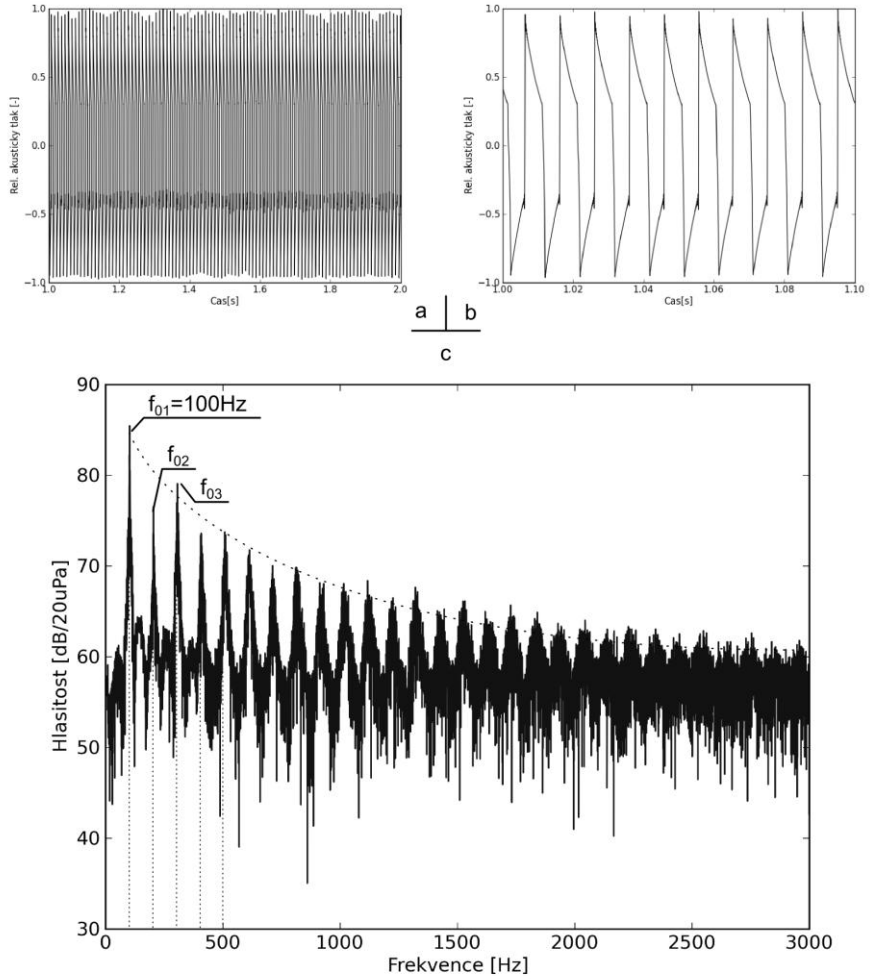
Záznam „surového“ zdrojového hlasu musí být tedy proveden co nejblíže místu jeho vzniku – hlasivkám. Pro takovýto záznam se hodí především mikrofony menších rozměrů (průměr membrány 1/2“, 1/4“, 1/8“). Mikrofon se vloží co nejhlouběji do dutiny ústní při současné fonaci. Nevýhodou je, že se vždy v záznamu projeví přenosová charakteristika vokálního traktu (filtru).

Další možností je zdrojový hlas odvodit ze signálu některé ze samohlásek. Metodami filtrování signálu (inverzní filtrování) je možné odstranit vliv filtru (vokálního traktu) a získat původní zdrojový hlas před průchodem vokálním traktem. U této metody vždy existuje nejistota v určení filtru-inverzního filtru.

Metodou přímého měření (bez inverzní filtrace) bylo získáno několik záznamů zdrojového hlasu. Záznam akustického signálu kondenzátorovým měřícím mikrofonem (*Behringer ECM8000*) poskytuje informace o časovém průběhu akustického tlaku působícího na membránu mikrofonu v místě měření.

Analogový signál z mikrofonu je digitalizován A/D převodníkem *Focusrite Saphire LE*. Je použita vzorkovací frekvence $f_{VZ} = 44.1kHz$. Kalibrace byla provedena pomocí kalibrátoru Brüel&Kjær type 4231. Frekvence kalibrátoru 1kHz, akustický tlak 94dB/20uPa (~1.00237Pa). Tento způsob záznamu je stejný jako v případě akustických měření samohlásek v kap. 4.1.1 a 4.1.2.

Z časového záznamu je možné posoudit parametry vyjadřující stabilitu signálu (jak se mění průběh tlaku v čase). Důležitější je ovšem zobrazení signálu ve frekvenční oblasti (A-F spektrum zdrojového hlasu). Na následujících obrázcích je ukázána jak časová závislost tak A-F spektrum zdrojového hlasu.



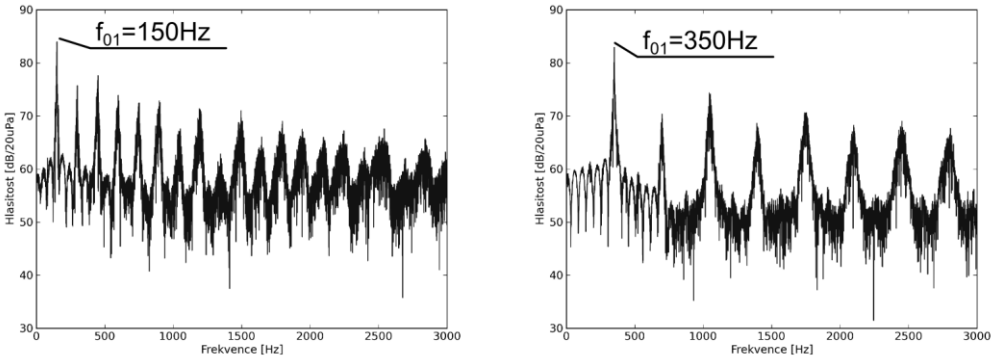
Obr. 15: a) časový záznam zdrojového hlasu (normalizovaná osa y)
b) detail deseti period zdrojového hlasu (normalizovaná osa y)
c) A-F spektrum zdrojového hlasu (osa y v log měřítku)

Z grafů na obrázku Obr. 15a,b je vidět, že záznam signálu zdrojového hlasu je periodický. Rychlou Fourierovou transformací (FFT) je signál zobrazen ve frekvenční oblasti (viz: A-F spektrum na Obr. 15c).

Pro výpočet FFT spektra je použita procedura pro Python/NumPy [7,40,44,47]. Procedura obsahuje funkce pro načtení digitalizovaného signálu, provedení rychlé Fourierovy transformace, kalibraci, vykreslení a uložení spektra analyzovaného signálu.

Ve spektru zdrojového hlasu vystupují výrazné frekvenční složky. První výrazná frekvenční složka odpovídá základní frekvenci zdrojového hlasu (u tohoto hlasu 100Hz). Další jsou vyšší harmonické složky této frekvence (násobky základní frekvence). Amplituda (hlasitost) vyšších harmonických složek exponenciálně klesá (tečkovaná čára na Obr. 15c) [33]. Se vzrůstající frekvencí již nejsou vyšší harmonické frekvence tolik výrazné.

Pokud mluvčí změní výšku svého hlasu (viz: Obr. 16), projeví se tato změna ve spektru zvýšením základní frekvence a většími odstupy vyšších harmonických frekvencí.



Obr. 16: Vliv výšky hlasu na tvar A-F spektra

4.2.1 Myoelasto-aerodynamická teorie

Jak již z názvu vyplývá, lze myšlenkově tuto teorii rozdělit na dvě části. Myoelastická část teorie popisuje elastické deformace hlasivek při působení svalového napětí a vnějších zátěžných sil. Aerodynamická část vysvětluje spolupůsobení proudícího vzduchu z plic mezihlasivkovou mezerou na pohyb hlasivek. Aerodynamická část této teorie se opírá především o existenci Bernouliho efektu. Jako podklad slouží Bernouliho rovnice:

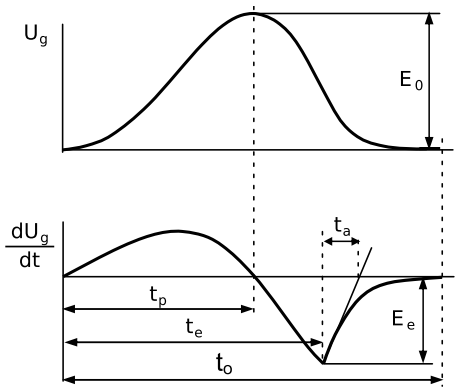
$$p + \frac{\rho}{2} v^2 = konst.$$

Bernouliho efekt je reprezentován sílou, která hlasivky přitahuje směrem k sobě. Síla vyvolaná Bernouliho efektem působí společně se silou vyvolanou tlakem vzduchu na povrch hlasivek.

Periodickým pohybem hlasivek, vybuzeným silami působícími na hlasivky, vznikají v supraglotickém prostoru pulsy. Tyto pulsy popisuje průběh hrtanové objemové rychlosti U_g $[m^3/s]$. Pulsy generují akustickou energii ve formě zdrojového hlasu.

Pro kvantitativní popis se používají parametry proudu vzduchu proudícího skrz hlasivkovou mezeru (g $[m]$). Jednak již uvedená objemová rychlost vzduchu U_g a její časová derivace $\frac{dU_g}{dt}$. Získání objemové rychlosti nebo její derivace u zdravého hlasu (*in vivo*) je velmi problematické. Jako přiblížení se používá LF (Liljencrants–Fant) model hlasivkového proudu [14].

$$\frac{dU_g}{dt} = \begin{cases} E_0 e^{\alpha t} \sin(\omega_g t) & pro\ t < t_e \\ \frac{-E_0}{\varepsilon t_a}\left[e^{-\varepsilon(t-t_e)} - e^{-\varepsilon(t_0-t_e)}\right] & pro\ t_e < t < t_0 \end{cases}$$



Jedná se o čtyřparametrický popis časové derivace U_g během jedné periody pohybu hlasivek. Parametry popisující tvar závislosti:

t_p – čas dosažení maximální hodnoty objemové rychlosti
t_e – čas dosažení minimální hodnoty derivace objemové rychlosti
t_a – čas popisující trvání zpětné fáze
E_0 – maximální hodnota objemového průtoku

Ostatní proměnné jsou definovány následovně:

$\omega_g = 2\pi(1/2t_p)$
$\varepsilon = 1/t_a$ pro malé t_a
$\varepsilon t_a = \left[1 - e^{-\varepsilon(t_0-t_e)}\right]$ pro všechna t_a
$t_0 = T_0 = 1/f_0$ kde: f_0- základní frekvence signálu
E_e=-$E_0 e^{\alpha t_e} \sin(\omega_g t_e)$

4.2.2 Teorie bublin tlakového vzduchu

Na spodní část hlasivek působí subglotický tlak, dochází k deformacím hlasivek → otevírání hlasivek. Na hlasivky působí i síly vnitřní, pružné, setrvačné a nezanedbatelnou roli hrají síly předpětí hlasivek (především důsledek funkce m. thyroarytenoideus). Jakmile dojde k vytvoření mezihlasivkové mezery - glotis g, začne vzduch s vyšším tlakem procházet do supraglotického prostoru. Dochází k poklesu subglotického tlaku p_{SG}. Klesající subglotický tlak od jistého okamžiku není schopen překonávat pružné síly v hlasivkových vazech a hlasivky se opět začnou uzavírat. Je tedy možné sestavit závislost $p_{SG} = f(g)$. Tato závislost subglotického tlaku na mezeře glotis je podle této teorie tím, co charakterizuje výsledný zdrojový hlas.

K ilustraci oddělení bubliny může posloužit i Obr. 14 (fáze a -f). Je patrné, že v horní a spodní části hlasivek dochází k uzavření v rozdílném čase.

Hlasitost zdrojového hlasu je vědomě ovlivňována člověkem, a to změnou subglotického tlaku. Toto se děje zvýšenou aktivitou dýchacích svalů a vzduch je z plic dodáván s vyšším tlakem. Vědomě je člověk schopen ovlivnit také základní frekvenci zdrojového hlasu a to tím, že zvýší předpětí hlasivkových vazů (zvýšenná aktivita m. thyroarytenoideus).

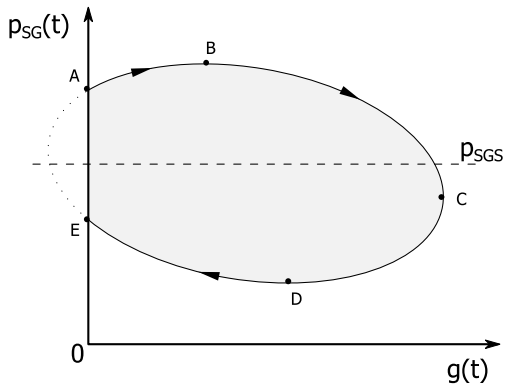
Je velmi obtížné v této oblasti provádět experimenty *in vivo*. Dostupné jsou především výsledky studia pohybu hlasivek, již zmíněná stroboskopie a kimografie (poměrně běžné na specializovaných pracovištích ORL) nebo vysokorychlostní MR (prvotní experimenty [62]). Vcelku snadno lze provádět akustická měření a vyhodnocovat akustické charakteristiky lidských hlasů. Nikde v literatuře jsem se nesetkal s výzkumem zabývajícím se průběhy subglotického tlaku p_{SG}. Subglotická oblast je velmi nedostupná (pod hlasivkami) a citlivá (dávící reflex). Autoři této teorie tedy stáli před problémem, jak tuto teorii ověřit. Vzali v úvahu to, co je známé o tvorbě samohlásek nahlas (tedy Teorie zdroj - filtr) a snažili se vytvořit model hlasivek tak, aby jím generovaný zdrojový hlas byl z akustického hlediska srovnatelný se zdravým. Na základě tohoto vzniklo několik modelů hlasivek (popis „hlasivky VUT“ v kapitole 3.3).

S těmito modely hlasivek byly prováděny experimenty. Výsledky experimentů a teoretické závěry byly prezentovány v několika článcích [27,28,35,38]. Hlasivka VUT byla patentována v provedení pro externí buzení vokálního traktu [29].

Z hlediska akustických vlastností generovaného signálu je vypovídající především A-F spektrum. Na modelech umělých hlasivek je možné provádět různé druhy měření včetně měření tlaku p_{SG}. Oproti měření *in vivo* na zdravých hlasivkách, které je téměř neproveditelné, je měření subglotického tlaku na modelu jednoduše uskutečnitelné běžným měřícím mikrofonem. Při kombinaci akustických a optických měření je možné vykreslit charakteristiku $g - p_{SG}$.

U modelů VUT hlasivek byla charakteristika $g - p_{SG}$ určena experimentálně. Charakteristika je sestavena z jednotlivých časových měření $g(t)$ a $p_{SG}(t)$ vyloučením času. Tvar charakteristiky v souřadných osách $g - p_{SG}$ se podobá elipse. Pro hodnoty $g(t) = 0$ je eliptický tvar charakteristiky přerušen sečnou. Plocha ohraničená touto elipsou je podle teorie bublin tlakového vzduchu úměrná práci přiváděné stlačeným vzduchem. Na ustálené charakteristice (schematicky na Obr. 17) je možné najít některé význačné body:

- bod C – maximální otevření modelu hlasivek
- body B,D – maximální a minimální dosažená hodnota subglotického tlaku
- body A, E – subglotický tlak, při kterém začíná otevírání (A) nebo uzavírání (E) zdravých hlasivek



Obr. 17: Shématický průběh charakteristiky u modelu VUT hlasivky

5 Náhradní zdrojový hlas

V předchozích kapitolách byl popsán dnešní pohled na tvorbu hlasu. Z fonetického hlediska byl hlas, jako zvukový projev řeči, rozdělen na podsložky (slabiky→hlásky). Hlásky je možné považovat za nejmenší souvislou část při tvorbě hlasu. Samohlásky vyslovované nahlas jsou ve většině případů znělé (české samohlásky jsou při vyslovení nahlas znělé všechny). U souhlásek takovéto pravidlo neexistuje a některé jsou neznělé.

Na tvorbě znělých hlásek se, u zdravého lidského hlasu, podílí zdrojový hlas generovaný hlasivkami. Při ztrátě funkčnosti hlasivek je člověk odkázán na neznělý způsob promluvy (mluvení šeptem) nebo na hlasovou rehabilitaci a nácvik některého ze způsobů generování zdrojového hlasu (viz: kapitola 3.1). Z principu tvorby lidského hlasu popsaného v kapitole 3.1 je vidět důležitost zdrojového hlasu pro fonaci nahlas.

Již při práci na modelu „hlasivky VUT“ a při formulaci teorie Bublin stlačeného vzduchu autoři pracovali s cílem možné adaptace navržených principů tvorby zdrojového hlasu pro skutečnou fonaci. Jednak byly porovnávány A-F spektra generovaného akustického signálu se spektrem zdravého zdrojového hlasu (viz: Obr. 15). Zároveň byla definována charakteristika $g - p_{SG}$.

Pokračování ve zkoumání možných principů umělé tvorby zdrojového hlasu si vynutilo hledání dalších technických provedení generátoru zdrojového hlasu (hlasové protézy). Bylo rozhodnuto, že pro funkci budoucí hlasové protézy je nejvhodnějším zdrojem energie stlačený vzduch v plicích. Tímto odpadá závislost na externím zdroji energie, ale je třeba respektovat parametry stlačeného vzduchu v plicích. Důležitá je především hodnota středního tlaku (p_{SGS}) vzduchu proudícího z plic [46] (viz: Obr. 13) a dechová kapacita.

5.1 Možné principy funkce

Obě zde popsané teorie fonace (viz: kapitoly 4.2.1 a 4.2.2) předpokládají, že proud vzduchu z plic je přerušován pohybujícími se hlasivkami. Zdravé hlasivky se tedy chovají jako ventil, který pravidelně přerušuje proud vzduchu (viz: Obr. 14). Pro náhradu funkce zdravých hlasivek je vhodné tento princip zachovat a snažit se nalézt vhodné provedení ventilu.

V literatuře [15] je topologie ventilů ovládaných proudem média roztříděna podle toho, jak ventil reaguje na změny tlaku. Jsou vytvořeny tři skupiny symbolicky označené $++$, $+-$, $-+$. Označení lze vysvětlit následovně:

- První znaménko značí odezvu plátku na zvýšení tlaku v kavitě před ventilem (v subglotickém prostoru, pokud převezmeme označení používané ve foniatrii).
- Druhé znaménko odezvu na zvýšení tlaku v kavitě za ventilem (v supraglotickém prostoru).
- Znaménko + znamená otevírání ventilu, znaménko – uzavírání.

Do těchto kategorií lze zařadit i většinu dechových nástrojů. Zdravé lidské hlasivky je možné při tomto způsobu značení považovat za ventil $+-$. „Hlasivky VUT“ lze také považovat za ventil $+-$.

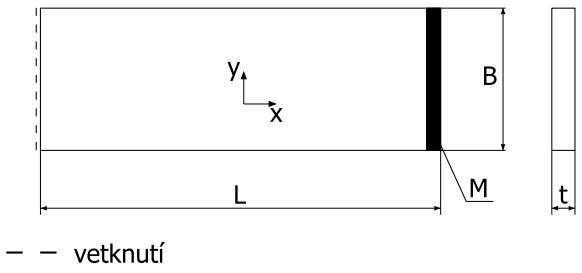
Pro prozkoumání modálních vlastností byly vybrány tři konstrukční provedení, u kterých je předpoklad generování zdrojového hlasu. Je ctěn předpoklad, že kmitáním ventilu vlastním tvarem odpovídající jeho první vlastní frekvencí dochází k požadovanému přerušování proudu vzduchu a vzniku akustického signálu (zdrojového hlasu). První vlastní tvar kmitání je tedy považován za nejdůležitější z hlediska požadované funkce ventilu.

Na modelech je provedena citlivostní analýza modálních vlastností jednotlivých provedení ventilu na změnu parametrů modelu. Jak je uvedeno v kapitole 4.2 požadovaná základní frekvence zdrojového hlasu má poměrně velký rozptyl, proto je sledována citlivost první vlastní frekvence kmitání na parametry modelu. Bližší popis jednotlivých provedení je v následujících kapitolách.

5.1.1 Plátkový ventil

Plátkový ventil je jednou z možností, jak realizovat ventil, jehož činnost je řízena a energii mu dodává médium proudícím ventilem. Z hlediska zařazení ventilu do skupin definovaných v [15] jsou možná dvě konstrukční provedení plátkového ventilu. Jednak v konfiguraci $-+$ jako je používán například v saxofonu, klarinetu, některých typech píšťal varhan. Je možná i konfigurace $+-$, takto je ventil používán například v harmonice. V obou konfiguracích dochází k přerušování proudu vzduchu pohybujícím se plátkem. Akustický signál vzniká jednak expanzí vzduchu v prostoru za plátkem (viz: Teorie bublin stlačeného vzduchu, kap. 3.2.2.) jednak jako důsledek kontaktu plátku s dorazem (hluk vzniklý při nárazu plátku na doraz).

Plátkový element je modelován jako tenkostěnná deska na jedné straně vetknutá. Na volném konci je umístěna přídavná hmotnost M. Přídavná hmotnost je rovnoměrně rozložena po šířce plátku. Změnou velikosti přídavné hmoty je možné ovlivnit modální vlastnosti plátku (rozložení vlastních frekvencí a vlastní tvary kmitů). Geometrie je schematicky znázorněna na následujícím obrázku.



Obr. 18: Geometrie plátku

Pro tento model je možné v literatuře [5] najít vztah pro výpočet první vlastní frekvence F_{01}.

$$\Omega_{01} = 2\pi . F_{01} = \sqrt{\frac{k}{M + \frac{1}{5} m_{pl}}}$$

$$k = \frac{3.E.I_y}{L^3} \qquad \dots ohybová\ tuhost$$
$$I_y = \frac{B.t^3}{12} \qquad \dots kvadratický\ moment\ k\ ose\ y$$

Po dosazení a úpravách:

$$F_{01} = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{EBt^3}{4L^3(M + 0{,}2BtL\varrho)}}$$

Uvedený vztah platí pro ohybově kmitající nosník (v tomto případě ohyb podél osy y). Hmota samotného nosníku (plátku) $m_{pl} = BtL\varrho$ se předpokládá rovnoměrně rozložená. Na konci nosníku je umístěna přídavná hmotnost M. Na základě tohoto matematického popisu je možné vyjádřit vliv jednotlivých vstupních parametrů na první vlastní frekvenci F_{01}.

Vliv jednotlivých parametrů na první vlastní frekvenci lze vyjádřit více způsoby. Je možné použít jak analytické tak statistické metody pro získání přehledu o vlivu jednotlivých parametrů. Analytickými metodami se rozumí vyjádření parciálních derivací F_{01} podle jednotlivých vstupních parametrů. Za statistickou metodu lze považovat vyjádření korelačních koeficientů po dostatečném počtu opakování při měnících se vstupních parametrech.

Nejprve je provedeno vyjádření korelačních koeficientů. Pro jejich vyjádření jsou vstupní parametry voleny v následujících rozsazích:

$$L \in \langle 10;\ 20\rangle mm$$
$$B \in \langle 2;\ 6\rangle mm$$
$$t \in \langle 0{,}1;\ 0{,}3\rangle mm$$
$$M \in \langle 0;\ 1\rangle g$$
$$E \in \langle 50;\ 200\rangle GPa \dots modul\ pružnosti\ v\ tahu$$
$$\varrho \in \langle 2000;\ 4000\rangle kg/m^3 \dots měrná\ hmotnost\ materiálu\ plátku$$

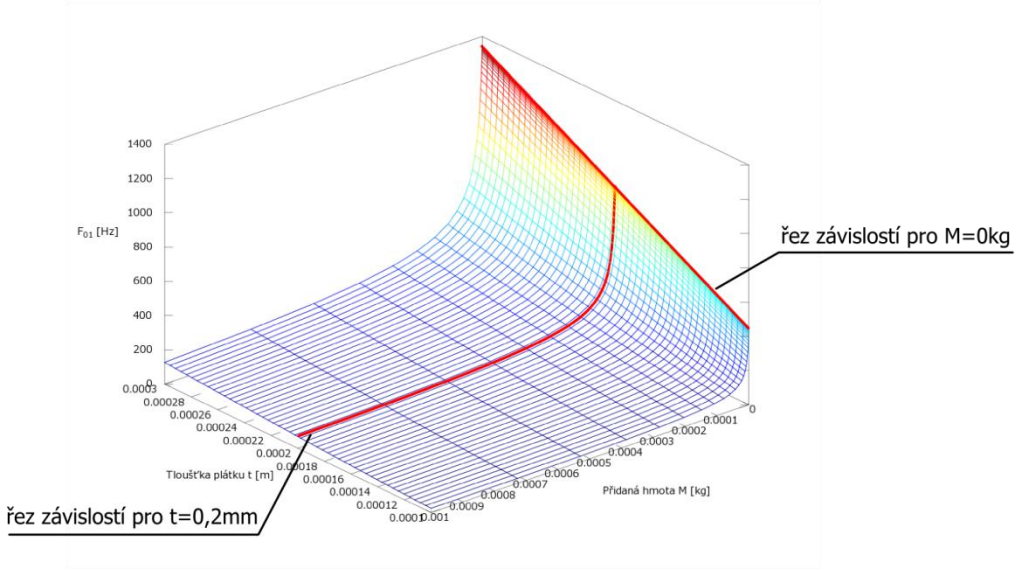
Pro každý vektor vstupních veličin (L, B, t, M, E, ϱ) je vyčíslena hodnota první vlastní frekvence. Korelační koeficienty mezi F_{01} a jednotlivými vstupními veličinami jsou vyčísleny v následující tabulce.

Tab. 7: Korelační koeficienty mezi první vlastní frekvencí a jednotlivými vstupními veličinami

	L	B	t	M	E	ϱ
F_{01}	-0,393	0,192	0,615	-0,529	0,252	-0,003

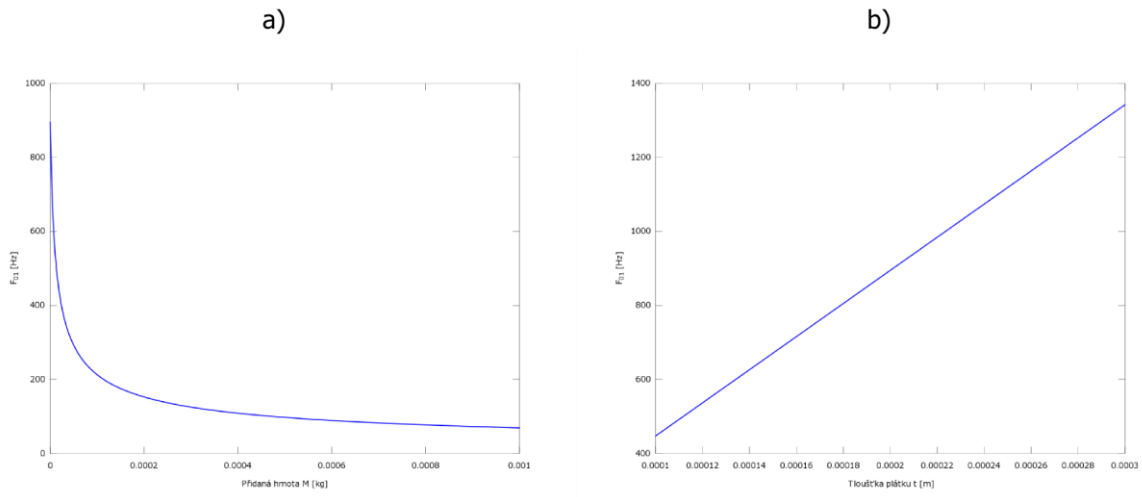
Nejvíce kladně korelovaná je vůči první vlastní frekvenci plátku jeho tloušťka t. Nejvíce záporně korelovaná je přídavná hmotnost M.

Lepší přehled o průběhu závislosti F_{01} na těchto dvou veličinách dává následující graf. Je vykreslena situace kdy se mění tloušťka t a přídavná hmotnost M a ostatní vstupní veličiny jsou konstantní ($L = 15mm; B = 4mm; E = 80GPa; \varrho = 2500kg/m^3$).



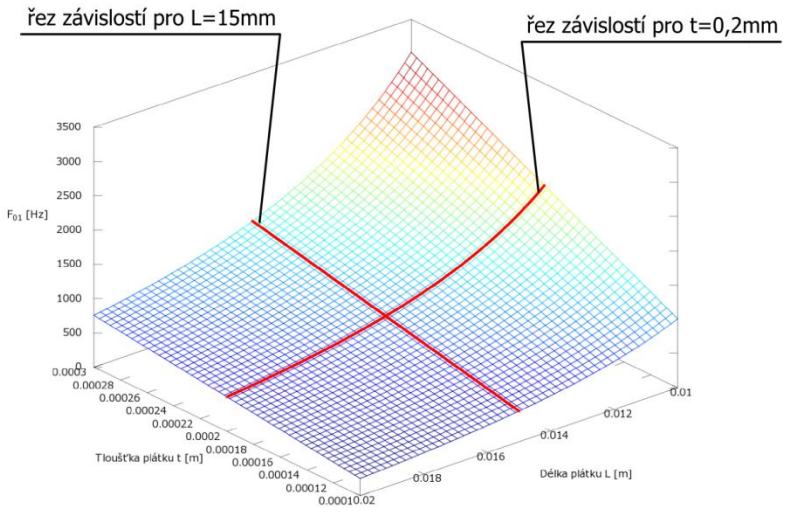
Obr. 19: Průběh závislosti $F_{01}(M,t)$

Řezy touto závislostí vyznačené na Obr. 19 jsou vykresleny v samostatných grafech na následujícím obrázku. Je zde patrná (viz: Obr. 20a) velká citlivost první vlastní frekvence na přídavné hmotnosti a to především pro malé přidané hmoty ($M \sim (0;0{,}1)g$).



Obr. 20: a) řez závislostí $F_{01}(M,t)$ pro $t = 0,2mm$; b) řez závislostí $F_{01}(M,t)$ pro $M = 0kg$

Podobně lze vykreslit závislost $F_{01}(L,t)$. Ostatní vstupní veličiny opět ponechány konstantní: $M = 0kg; B = 4mm; E = 80GPa; \varrho = 2500kg/m^3$.



Obr. 21: Průběh závislosti $F_{01}(L, t)$

Využití analytických metod pro stanovení citlivosti první vlastní frekvence na vstupních veličinách spočívá ve vyjádření parciálních derivací F_{01} podle vstupních veličin. Následně lze pro libovolný bod v prostoru vstupních veličin vyjádřit hodnoty těchto parciálních derivací a podle jejich velikosti usoudit na citlivost F_{01}. V následující tabulce jsou uvedeny vztahy pro parciální derivace a hodnoty těchto derivací pro hodnoty vstupních veličin: $M = 0kg; L = 15mm; t = 0{,}2mm; B = 4mm; E = 80GPa; \varrho = 2500kg/m^3$

Tab. 8: Parciální derivace F_{01} podle jednotlivých vstupních veličin

Parciální derivace		Hodnota derivace ve výchozím bodě
$\frac{\partial F_{01}}{\partial t} =$	$\frac{0{,}0397887\sqrt{EBt}(0{,}4BLt\varrho + 3M)}{L^{3/2}(M + 0{,}2BLt\varrho)^{3/2}}$	$4{,}474E{+}6\ Hz/m$
$\frac{\partial F_{01}}{\partial M} =$	$-\frac{0{,}0397887\sqrt{EB}\,t^{3/2}}{L^{3/2}(M + 0{,}2BLt\varrho)^{3/2}}$	$-7{,}456E{+}7\ Hz/kg$
$\frac{\partial F_{01}}{\partial L} =$	$\frac{\sqrt{EB}(-0{,}031831BLt\varrho - 0{,}119366M)\left(\frac{t}{M + 0{,}2BLt\varrho}\right)^{3/2}}{L^{5/2}}$	$-1{,}193E{+}5\ Hz/m$
$\frac{\partial F_{01}}{\partial E} =$	$\frac{0{,}0397887\sqrt{B}\,t^{3/2}}{\sqrt{E}\,L^{3/2}\sqrt{M + 0{,}2BLt\varrho}}$	$5{,}592E\text{-}9\ Hz/Pa$
$\frac{\partial F_{01}}{\partial \varrho} =$	$\frac{0{,}08897t^{5/2}B^{3/2}\sqrt{E}}{(5M + BLt\varrho)^{3/2}\sqrt{L}}$	$-0{,}179\ Hz\,m^3/kg$
$\frac{\partial F_{01}}{\partial B} =$	$\frac{0{,}4448516Mt^{3/2}\sqrt{E}}{L^{3/2}(5M + BLt\varrho)^{3/2}\sqrt{B}}$	$0\ Hz/m$

Výsledky analytické a statistické metody nelze přímo jednoduše porovnat. Statistická metoda vyjádření korelací používá k vyjádření těchto koeficientů určitou oblast ohraničenou minimálními a maximálními zvolenými hodnotami parametrů a výsledek je tedy možné považovat za platný nad celou touto oblastí. Pro věrohodné vyjádření korelačních koeficientů je potřeba provést dostatečné množství opakování výpočtu první vlastní frekvence při měnícím se vektoru vstupních veličin. Naproti tomu, zde použitá analytická metoda používá parciální derivace v konkrétním bodě prostoru vstupních veličin. Platnost těchto hodnot je omezena na nejbližší okolí konkrétního bodu a pro získání přehledu nad celou oblastí vstupních veličin by bylo nutné provést rovněž více výpočtů. Výsledek je ovšem matematicky přesný a jeho přesnost je závislá na přesnosti použitého matematického popisu první vlastní frekvence.

Statistickou metodu je výhodnější použít pro získání přehledu o citlivosti nad větší oblastí vstupních veličin. Zatímco zde popsaná analytická metoda je vhodná pro detailní ladění a především tam, kde existuje matematický popis závislosti první vlastní frekvence na vstupních veličinách.

U obou použitých metod lze jako nejvýznamnější vyhodnotit **tloušťku plátku** t, **přídavnou hmotnost** M, a **délku plátku** L.

Doposud byl problém určení první vlastní frekvence popsán jednoduchým vztahem. Další možností jak přistoupit k určení první vlastní frekvence je sestavit výpočtový model pro výpočet metodou konečných prvků a řešit modální analýzu tohoto modelu. U složitější geometrie plátku, popřípadě při složitějších okrajových podmínkách, je řešení modální analýzy metodou konečných prvků běžně používané.

Pro účely srovnání je model pro modální analýzu metodou konečných prvků také řešen. Porovnání bude provedeno na úrovni korelačních koeficientů. Určení korelačních koeficientů bude provedeno vůči první vlastní frekvenci pro vstupní veličiny (L, t, M, k_{Ry}) na stejné oblasti vstupních parametru jako dříve:

$$L \in \langle 10;\ 20 \rangle mm$$
$$t \in \langle 0{,}1;\ 0{,}3 \rangle mm$$
$$M \in \langle 0;\ 1 \rangle g$$

V modelu je zohledněna tuhost vetknutí k_{Ry} ve směru rotace okolo osy y (viz: Obr. 18). Tuhost je volena v rozsahu $k_{Ry} \in (1E\text{-}5; \infty)$. Supremum této množiny představuje situaci kdy je plátek ideálně vetknutý.

Ostatní vstupní veličiny jsou zachovány konstantní: $B = 4mm; E = 80GPa; \varrho = 2500kg/m^3$

Vyčíslené korelační koeficienty jsou uvedeny v následující tabulce:

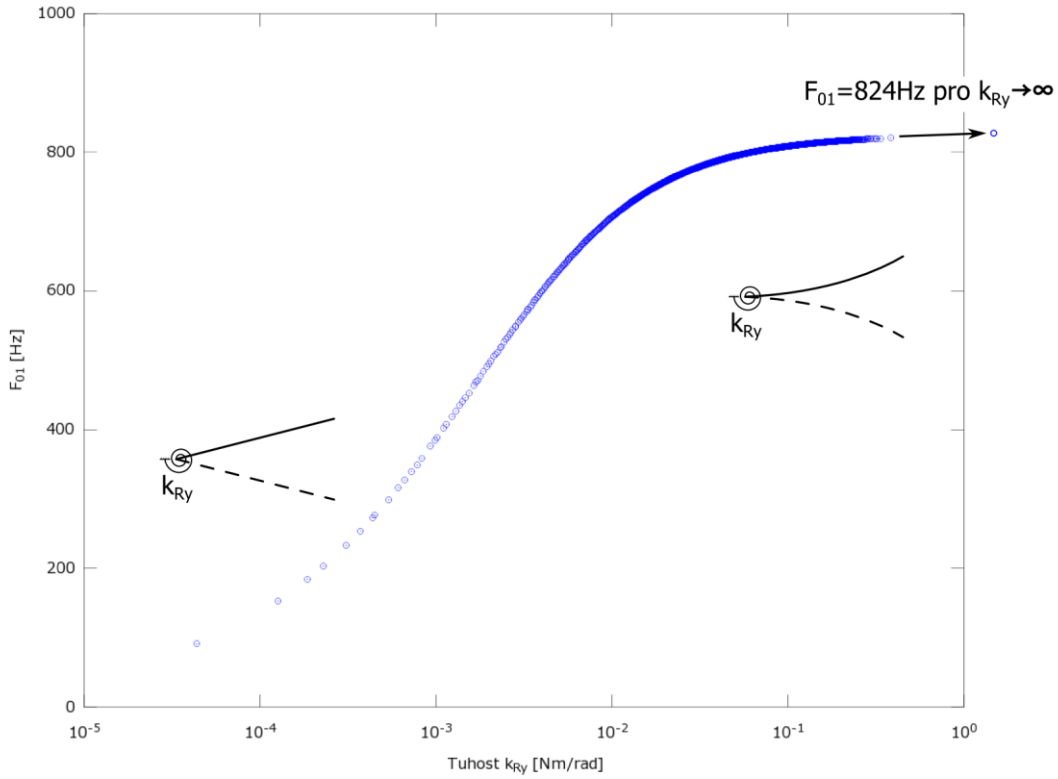
Tab. 9: Korelační koeficienty určené na MKP modelu

	L	t	M	k_{Ry}
F_{01}	0,329	0,417	-0,537	0,077

Je patrné, že nejvýraznější korelovanost k první vlastní frekvenci opět vykazuje tloušťka plátku a přídavná hmotnost. Oproti výsledkům matematického modelu mají korelační koeficienty jiné hodnoty.

Vliv k_{Ry} na první vlastní frekvenci plátku se zdá být podle hodnoty korelačního koeficientu nízký. Závislost $F_{01}(k_{Ry})$ je vykreslena na následujícím grafu (viz: Obr. 22). Je vidět, že vliv na

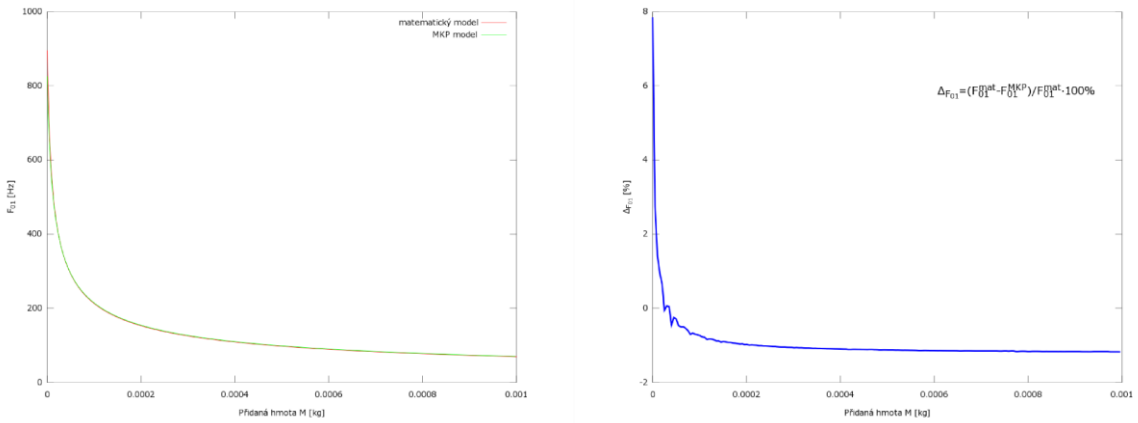
první vlastní frekvenci je především v oblasti nízkých tuhosti k_{Ry}. Pro tyto nízké tuhosti se mění charakter prvního vlastního tvaru od ohybového kmitání (vyšší tuhosti) po kmitání plátku jako tuhého celku (nižší tuhosti). V rozmezí tuhostí $k_{Ry} \in (5e\text{-}4; 5e\text{-}2)$ dochází k nejvýraznějším změnám první vlastní frekvence plátku.



Obr. 22: Závislost F_{01} na k_{Ry} ; schematické znázornění charakteru prvního vlastního tvaru kmitání

Závislosti $F_{01}(M)$ a $F_{01}(t)$ lze přímo porovnat a vyjádřit rozdíly mezi matematickým modelem a modelem řešeným MKP. Rozdíly jsou vyjádřeny procentuálně vůči výsledku matematického modelu. Porovnání výsledků při měnící se přídavné hmotnosti je na následujícím obrázku.

a) b)



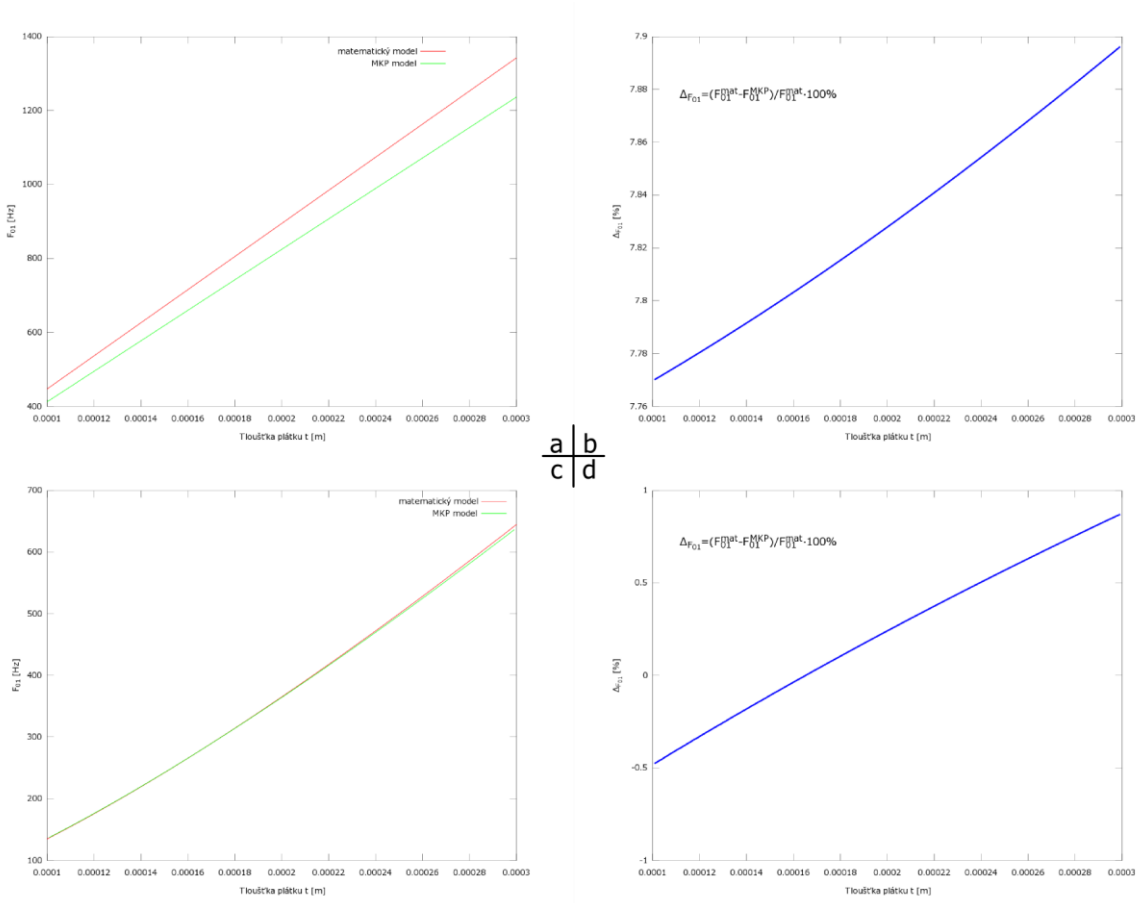
Obr. 23: Porovnání $F_{01}^{mat}(M)$ a $F_{01}^{MKP}(M)$
a) absolutní hodnoty frekvencí
b) procentuální odchylky
(vztah pro výpočet odchylek; F_{01}^{mat} – vlastní frekvence z matematického modelu; F_{01}^{MKP} – vlastní frekvence z MKP modelu)

Největší rozdíly mezi charakteristikami jsou pro $M = 0kg$. Zde dosahuje rozdíl 7,8%. Tento rozdíl velmi výrazně klesá a pro hmotnosti $M > 0{,}03g$ se ustálí na přibližně 1%.

Při srovnání $F_{01}(t)$ určených matematickým a MKP modelem lze pro $M = 0kg$ očekávat opět větší rozdíly. Proto bylo porovnání těchto závislostí provedeno jak při $M = 0kg$, ale také při $M = 0{,}03g$. Na následujícím obrázku (Obr. 24) jsou výsledky tohoto porovnání. Výpočet procentuálních odchylek je proveden stejně jako v předchozím případě $F_{01}(M)$.

Pro případ $M = 0kg$ (Obr. 24a,b) je procentuální odchylka téměř konstantní a její velikost odpovídá maximální hodnotě $\Delta_{F_{01}}$ viz: Obr. 23b.

Pro případ $M = 0{,}03g$ je na Obr. 24c vidět, že pro tloušťku $t{\sim}0{,}165mm$ jsou hodnoty první vlastní frekvence shodné (tomu odpovídá i hodnota procentuální odchylky $\Delta_{F_{01}}(t = 1{,}65e\text{-}4) = 0$ viz: Obr. 24d). Pro $t \in \langle 0{,}1; 0{,}3\rangle mm$ se hodnota procentuální odchylky mění přibližně v rozmezí $-0{,}5 \div 1\%$.

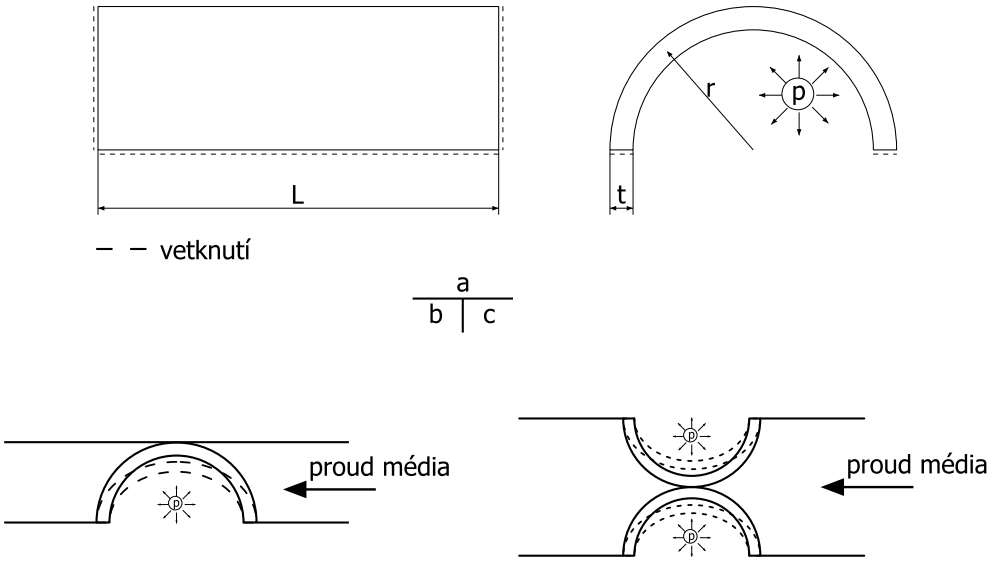


Obr. 24: a,b) porovnání při $M = 0kg$
c,d) porovnání při $M = 0{,}03g$

5.1.2 Tenkostěnná poddajná trubice, ladění vnitřním přetlakem

Ventil sestává z tenkostěnné trubice (poloměru r a tloušťky stěny t) délky L. Po obvodě je přichycena k základnímu tělesu. Geometrii ukazuje Obr. 25a. Konfigurace takovéhoto typu ventilu je ukázána na Obr. 25b,c. Inspirace k takovéto konfiguraci pochází z tvaru a funkce zdravých hlasivek (viz: Obr. 14). Změna vnitřního přetlaku u tohoto modelu by se dala srovnat s činností m. thyroarytenoideus u zdravých hlasivek. Takovýto ventil lze podle [15] zařadit do skupiny $++$.

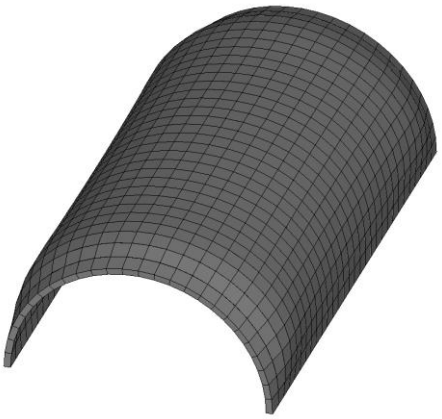
Na výpočtovém modelu je prozkoumán vliv rozměrů na první vlastní frekvenci. Vnitřní povrch trubice je zatížen přetlakem p. Předpokládá se, že změnou tohoto přetlaku je možné měnit první vlastní frekvenci kmitání trubice. V modální analýze je zahrnut vliv předpětí způsobeného přetlakem p.



Obr. 25: a) geometrie modelu pro modální analýzu
b,c) princip funkce ventilu

Model geometrie je vytvořen pro řešení modální analýzy metodou konečných prvků v systému ANSYS. Geometrie je diskretizována sítí prvků SHELL281 (osmiuzlový kvadratický prvek). Délka hrany prvku je nastavena 0,5mm. Každý uzel má šest stupňů volnosti (tři posuvy podél souřadných os a tři rotace okolo souřadných os). Po obvodu je model vetknut (všechny posuvy a natočení předepsány nulové).

V první fázi řešení je vnitřní povrch trubice zatížen požadovaným přetlakem a vypočtena odezva modelu na tento přetlak. Model se při zatížení přetlakem deformuje do tvaru, jak je ukázáno na následujícím obrázku (Obr. 26). Ve druhé fázi řešení jsou nejprve přeneseny na model vnitřní síly vyvolané přetlakem (předpětí), následně je řešena a vyhodnocena modální analýza.



Obr. 26: Deformace modelu trubice při zatížení vnitřním přetlakem

Citlivostní analýza je provedena opakovaným řešením modelu (obou fází, předpětí i modální analýzy). Pokaždé je volen nový vektor vstupních veličin (L, r, t, p). Materiálové charakteristiky trubice jsou zachovány konstantní (lineárně elastický model materiálu, modul pružnosti v tahu $E = 2MPa$, Poissonovo číslo $prxy = 0{,}49$). Výsledkem každého řešení je hodnota první vlastní frekvence F_{01}.

Vstupní veličiny jsou voleny v těchto rozsazích:

$$L \in \langle 10;\ 20\rangle mm$$
$$r \in \langle 4;\ 10\rangle mm$$
$$t \in \langle 0{,}1;\ 0{,}3\rangle mm$$
$$p \in \langle 0;\ 100\rangle kPa$$

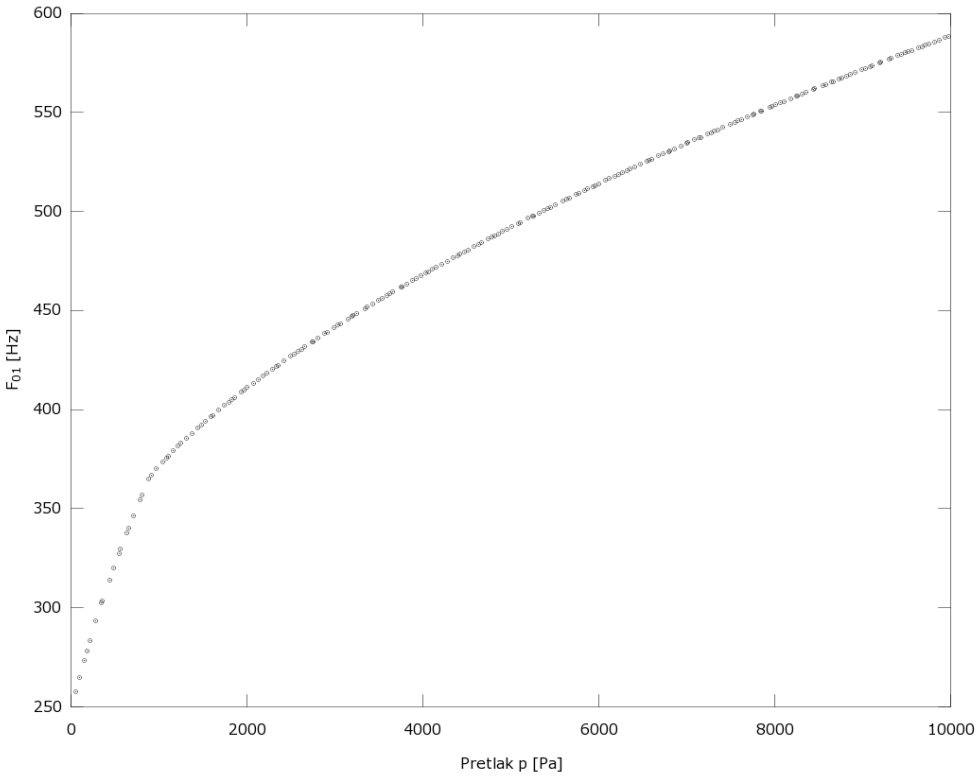
Po dostatečném počtu opakování je možné vyčíslit korelační koeficienty mezi hodnotou první vlastní frekvence a jednotlivými vstupními veličinami. Hodnoty korelačních koeficientů jsou uvedeny v následující Tab. 10. Korelační koeficienty jsou určeny pomocí definice Spearmana, jak je běžné ve statistické analýze.

Tab. 10: Korelační koeficienty mezi F_{01} a vektorem vstupních veličin (L, r, t, p)

	L	r	t	p
F_{01}	-0,157	-0,518	0,192	-0,266

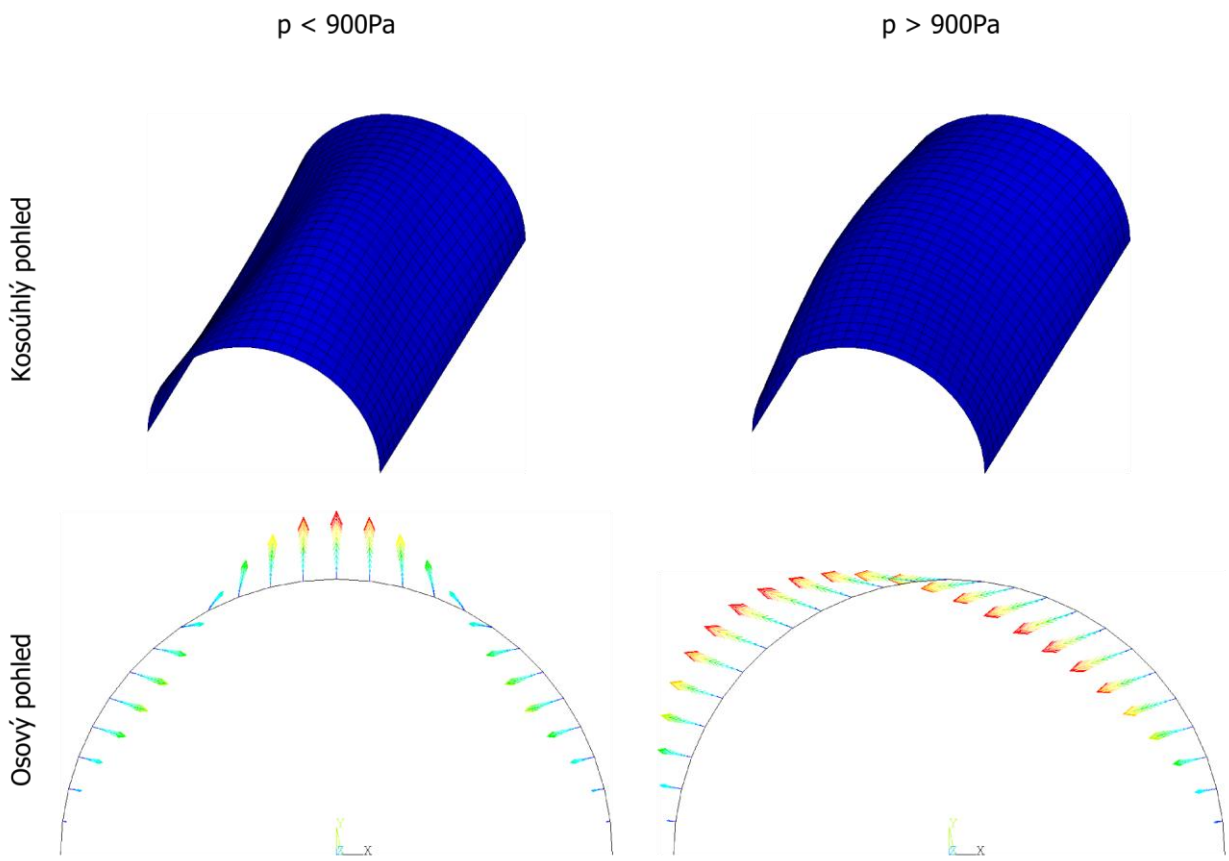
Nejvyšší míru korelace, k hodnotě první vlastní frekvenci F_{01}, vykazují poloměr r a přetlak p. Předpokládá se, že ladění první vlastní frekvence by se provádělo právě změnou přetlaku p. Proto je dále analyzováno, jak se změny přetlaku promítnou v hodnotách první vlastní frekvence.

Závislost první vlastní frekvence na přetlaku $p \in \langle 0; 10\rangle kPa$, pro konstantní rozměry $(L = 0{,}2mm, r = 4mm, t = 0{,}2mm)$, je v grafu na následujícím obrázku.



Obr. 27: Závislost první vlastní frekvence na přetlaku

Je patrná nehladkost této závislosti. Při přetlaku přibližně 900Pa dochází ke zlomu. Příčinou je změna prvního vlastního tvaru kmitání. První vlastní tvary v závislosti na přetlaku p jsou vykresleny na následujícím obrázku.



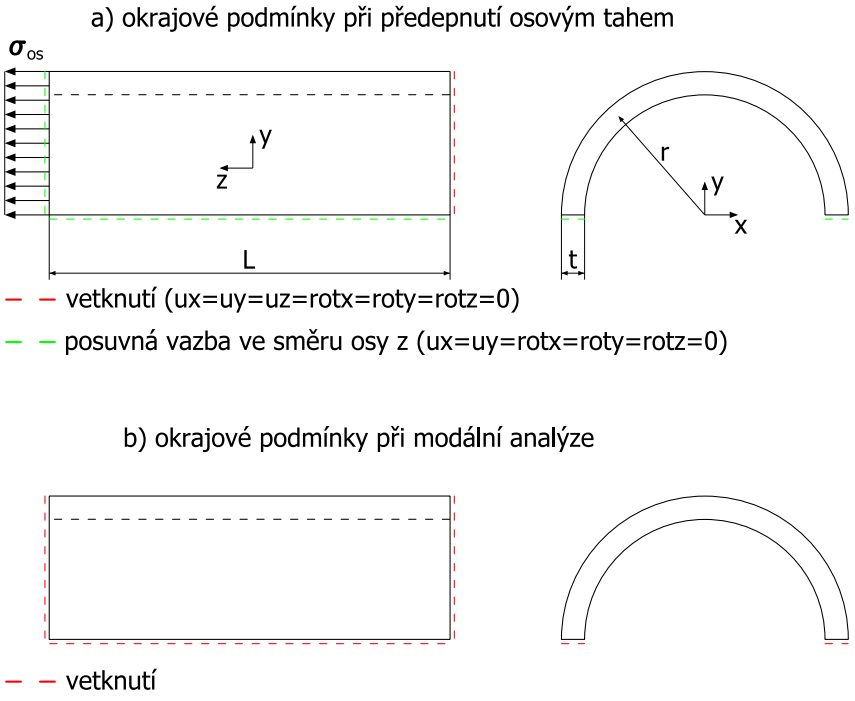
Obr. 28: První vlastní tvary kmitání pro různé přetlaky p

5.1.3 Tenkostěnná poddajná trubice, ladění osovým tahem

Geometrie je stejná jako v předchozím případě. Předpětí ve stěně je na rozdíl od předchozího modelu vyvozeno jinak. Trubice je zatížena osovým tahovým napětím σ_{os}. Toto zatížení je možné srovnávat s činností m. cricothyroideus u zdravých hlasivek.

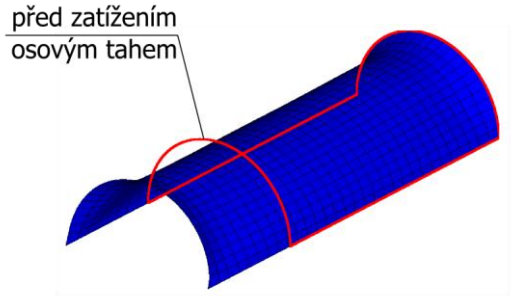
Modální analýze předchází výpočet, při kterém je trubice předepnuta osovým tahovým napětím σ_{os}. Předpětí ve stěně je zahrnuto v navazující modální analýze.

Výpočtový model je vytvořen pro výpočet metodou konečných prvků v ANSYS. Diskretizace na síť konečných prvků je provedena pomocí skořepinových prvků SHELL281. Délka hrany prvku 0,5mm. Řešení je rozděleno do dvou fází, předpětí osovým tahem a předepjatá modální analýza. Okrajové podmínky pro každou fázi výpočtu jsou na Obr. 29.



Obr. 29: Okrajové podmínky použité při řešení

Výsledky první fáze řešení (vnitřní síly vyvolané osovým předpětím) jsou použity jako předpětí při navazující modální analýze. Deformaci trubičky zatížené osovým tahem ukazuje Obr. 30.



Obr. 30:Deformace modelu trubice při zatížení osovým tahem

Obdobně jako v předchozím případě je provedena citlivostní analýza. Je měněn vektor vstupních veličin (L, r, t, σ_{os}). Stejně jako v předchozím případě jsou při citlivostní analýze zachovány konstantní materiálové charakteristiky.

Vstupní veličiny jsou voleny v těchto rozsazích:

$$L \in \langle 10;\ 20 \rangle mm$$
$$r \in \langle 4;\ 10 \rangle mm$$
$$t \in \langle 0{,}1;\ 0{,}3 \rangle mm$$
$$\sigma_{os} \in \langle 0;\ 1 \rangle MPa$$

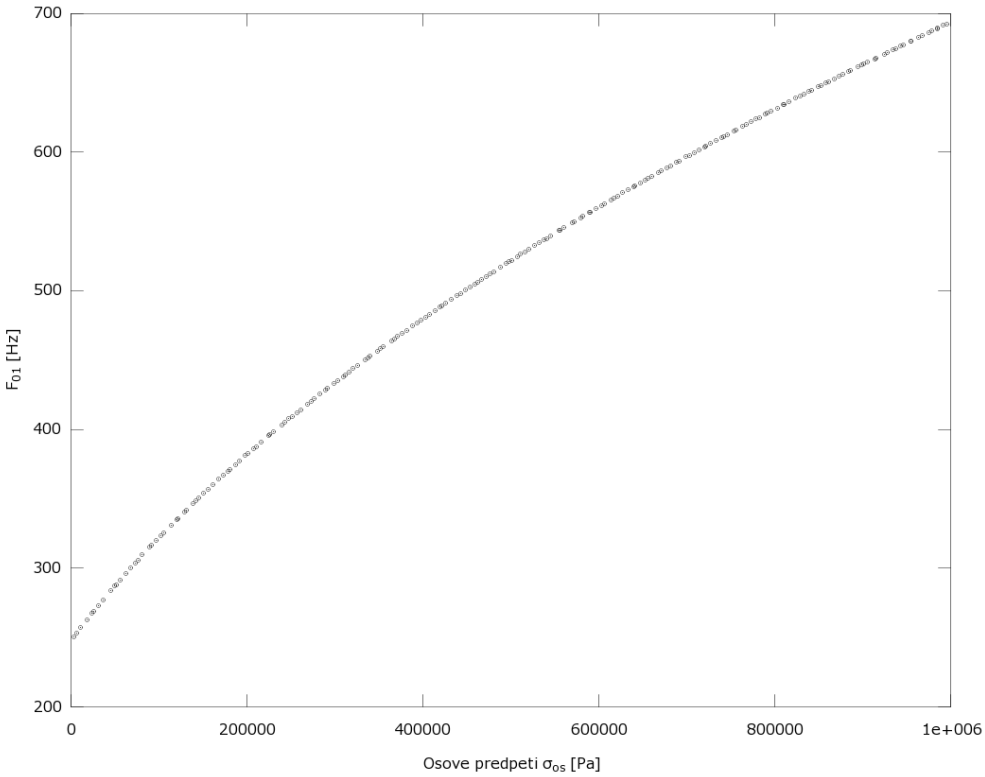
Pro každý vektor vstupních veličin je zapsána hodnota první vlastní frekvence F_{01}. Při dostatečném počtu simulací (opakování řešení při změně vstupního vektoru) je možné vyjádřit korelovanost mezi první vlastní frekvencí a jednotlivými vstupními veličinami. Korelovanost je vyjádřena pomocí Spearmanova korelačních koeficientů (viz: Tab. 11).

Tab. 11: Korelační koeficienty mezi F_{01} a vektorem vstupních veličin (L, r, t, σ_{os})

	L	r	t	σ_{os}
F_{01}	-0,519	-0,073	0,035	0,819

Nejvyšší míru korelace, k hodnotě první vlastní frekvenci F_{01}, vykazuje osové předpětí σ_{os} a délka trubice L. Vysoká hodnota korelačního koeficientu mezi F_{01} a σ_{os} potvrzuje původní předpoklad, že změnou osového předpětí lze měnit první vlastní frekvenci kmitání trubice. Dále je analyzováno, jak se změny osového předpětí promítnou v hodnotách první vlastní frekvence.

Závislost první vlastní frekvence na osovém předpětí $\sigma_{os} \in \langle 0;\ 1 \rangle MPa$, pro konstantní rozměry $(L = 0{,}2mm,\ r = 4mm,\ t = 0{,}2mm)$, je v grafu na následujícím obrázku. První tvar kmitání má pro všechny nastavení podobný tvar (vlastní tvar se podobá tvaru, kterým kmitá trubice laděná přetlakem při přetlaku menším než 900Pa, viz: Obr. 28). Nedochází ovšem k jeho změně jako u trubice zatížené vnitřním přetlakem.



Obr. 31: Závislost první vlastní frekvence na osovém předpětí

5.2 Výběr plátkového elementu

V předchozích kapitolách byly na nejjednodušších modelech provedeny modální analýzy třech provedení ventilů. Ještě přesněji ne celých ventilů, ale pouze těch částí, které zabezpečují přerušování proudu vzduchu (plátek, trubice). V těchto prvních jednoduchých výpočtových přiblíženích je sledována první vlastní frekvence kmitání modelu ventilu. Dále byl vyjádřen vliv vstupních parametrů na první vlastní frekvenci. Předpokládá se, že v důsledku kmitání prvním vlastním tvarem bude docházet k přerušování proudu média proudícího přes ventil. V modelech nebyly zohledněny interakce s okolím. Interakcemi lze rozumět jednak kontakty mezi kmitající částí ventilu a ostatními částmi ventilu (např.: těleso ventilu), ale také interakce mezi kmitající částí ventilu a proudícím médiem.

Z analýz **plátkového elementu** (ventilu) provedených v kapitole 5.1.1 je možné vyslovit některé závěry:

- První vlastní frekvenci plátku je možné popsat vztahem dostupným v literatuře [5]. Při porovnání tohoto matematického modelu s MKP modelem byly zjištěny jisté odchylky. Velikost těchto odchylek mezi modely je ovšem nepodstatná.
- Největší vliv na první vlastní frekvenci kmitání má tloušťka plátku t, přídavná hmota M umístěná na konci plátku a délka plátku L.
- První vlastní tvar kmitání plátku je pro zvolené rozsahy vstupních parametrů vždy ohybový (ohyb okolo osy y viz: Obr. 18). Ohybové kmitání podél osy y je žádoucí, dochází k nejvýraznějšímu omezení průtoku média přes ventil ve fázi kdy je ventil uzavřen.
- Torzní tuhost vetknutí plátku k_{Ry} má výraznější vliv na první vlastní frekvenci při nízkých hodnotách k_{Ry}. Při nízkých hodnotách k_{Ry} se mění charakter prvního vlastního tvaru. Plátek torzně kmitá okolo osy y jako tuhé těleso (viz: Obr. 22).

Další analyzované modely byly **poddajné trubice** předepínané vnitřním přetlakem (viz: kap. 5.1.2) nebo osovým tahem (viz: kap. 5.1.3). Princip funkce je naznačen na Obr. 25b,c. Nejvýhodnější z hlediska požadované funkce ventilu realizovaného poddajnou trubicí je kmitání kolmo ke směru proudu média (pohyb naznačen na Obr. 25b,c čárkovanou čarou).

Pro obě varianty předepínání poddajné trubice byla modální analýza prováděna na MKP modelu. Z provedených analýz lze odvodit následující závěry:

- U trubice laděné **vnitřním přetlakem** vykazuje nejvyšší korelovanost k první vlastní frekvenci poloměr trubice r. Další vstupní veličinou, jež ovlivňuje první vlastní frekvenci je vnitřní přetlak p.
- U trubice laděné **osovým tahem** ovlivňuje nejvýrazněji první vlastní frekvenci právě osový tah σ_{os}. Délka trubice L je také významně korelovaná vůči první vlastní frekvenci, kmitání trubice.
- Na modelu trubice laděné **vnitřním přetlakem** se ukazuje změna charakteru prvního tvaru kmitu (viz: Obr. 28). Při přetlaku $p > 900Pa$ je tvar kmitu pro uvažovaný účel nevhodný (trubice kmitá téměř ve směru proudu média). U trubice laděné **osovým tahem** se podobné chování nevyskytuje.

Z těchto variant je, pro model zahrnující interakce, nejvhodnější model **plátkového elementu**. Při tomto rozhodnutí se vycházelo z následujících úvah:

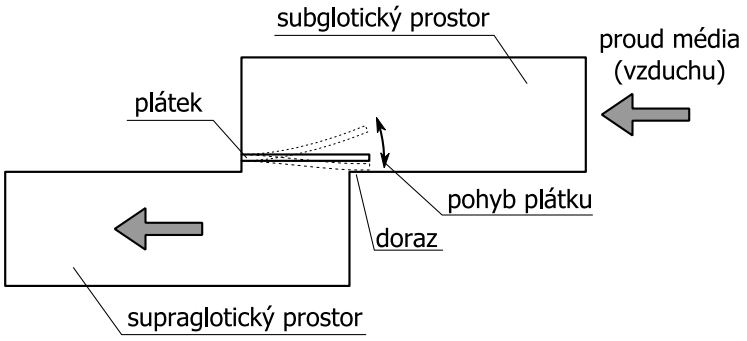
- Konstrukčně je model náhradní hlasivky založené na plátkovém elementu jednoduchý. Na rozdíl od provedení s poddajnou trubicí (ladění přetlakem nebo osovým tahem).
- Jednoduchá konstrukce se jistě pozitivně projeví ve výrobních nákladech. Nižší výrobní náklady umožňují vyrobit fyzikální (experimentální) model v rámci řešení této práce.

- Spolehlivost budoucí náhradní hlasivky bude vyšší při uplatnění jednoduchého konstrukčního provedení.
- Plátkový element je citlivý na změny geometrie plátku (tloušťka plátku t) a na přídavnou hmotnost M. Je předpoklad, že změnou těchto parametrů bude možné v budoucnu ladit chování plátkového elementu a tak přizpůsobit generovaný akustický signál požadovanému zdrojovému hlasu.
- Plátkový element se liší svou konfigurací (-,+) od prozatím studovaných náhrad zdrojového hlasu na ÚMTMB. Lze očekávat rozdílné chování plátkového elementu.

Dále používané modely plátkového elementu budou zahrnovat interakce mezi plátkem a jeho okolím. Zdrojem energie pro funkci plátkového elementu je medium proudící přes element. Proud média je při průchodu transformován na zdrojový hlas. Výpočtový model plátkového elementu bude zohledňovat jak interakce mezi pevnými tělesy (kontakt plátek×těleso), tak i interakce mezi plátkem a proudícím médiem (vzduchem). Výpočtový model bude sestávat ze samotného plátku, dorazu omezující pohyb plátku a z média obklopujícího a proudícího okolo plátku.

Experimentální model bude sestaven tak, aby bylo možné jednoduše provádět změny geometrie plátku. Zároveň jsou na experimentální model kladeny požadavky z hlediska prováděných měření.

Schematické zobrazení funkce plátkového elementu je na následujícím obrázku. Prostory před a za plátkem jsou pojmenovány shodně, jak je běžné při popisu anatomie hlasových orgánů. Prostor před plátkem je označen subglotický, prostor za plátkem je supraglotický.



Obr. 32: Schématické znázornění funkce plátkového elementu

5.3 Experimentální model plátkového elementu

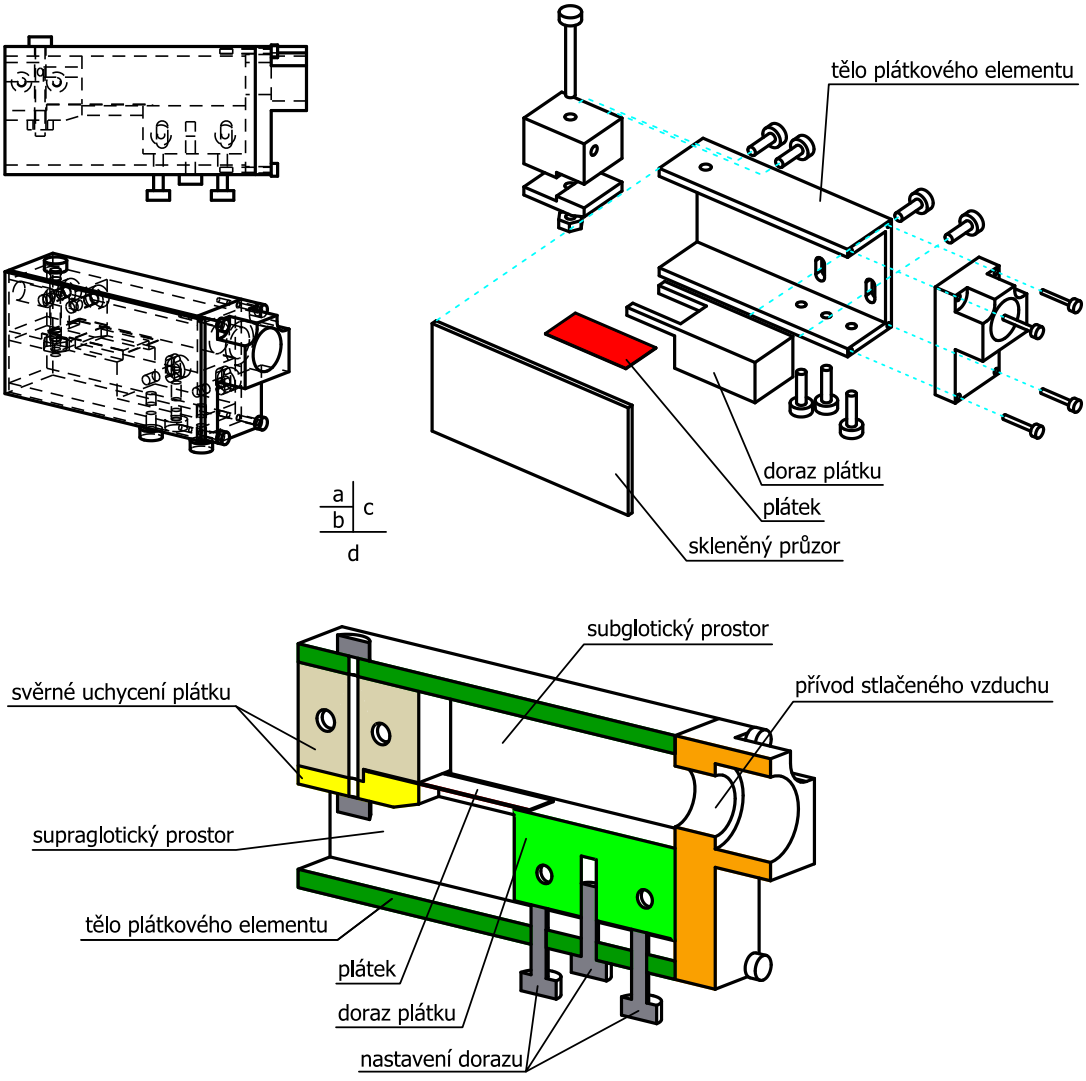
Experimentálních měření jsou prováděna na fyzikálním (experimentálním) modelu plátkového elementu. Tento model je konstruován tak, aby umožňoval změnu některých parametrů. Součástí experimentálního modelu je částečně i subglotický a supraglotický prostor. Na tyto prostory je samozřejmě možné napojit další kavity (model subglotického prostoru, model kavity vokálního traktu).

Je umožněna výměna plátku. Je umožněno změnit materiál plátku, jeho tloušťku případně hmotnost přidanou na konec plátku. Pohybem dorazu je umožněno měnit počáteční mezeru mezi plátkem a dorazem. Výměnou dorazu je možné úplně změnit geometrii plátku a použít například plátek s jinou šířkou nebo lichoběžníkový plátek.

5.3.1 Popis konstrukce experimentálního modelu

Hlavní díly experimentálního modelu jsou vyrobeny z hliníkových slitin. Jako polotovary byly použité tažené profily. Třískovým obráběním byly jednotlivé polotovary obrobeny do požadovaných tvarů.

Na následujícím obrázku jsou zobrazeny jednotlivé součásti experimentálního modelu.



Obr. 33: Experimentální model
a, b) čelní a kosoúhlý pohled c) rozložený experimentální model d) osový řez

Průzor pro optická bezkontaktní měření pohybu plátku je vyroben ze skla tloušťky 2mm. Na Obr. 33 nejsou zobrazeny součásti přidržující a těsnící optický průzor vůči tělu plátkového elementu. Tato část je vidět na fotografii skutečného provedení na Obr. 35b

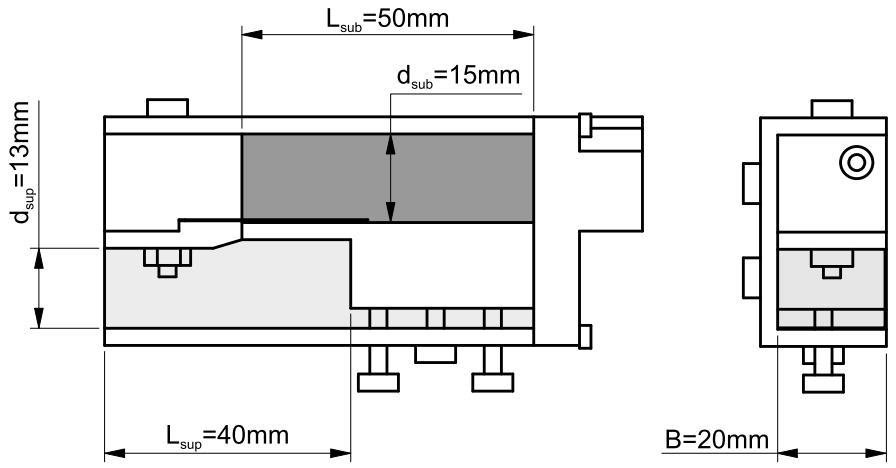
Ostatní součásti jsou k tělu připevněny šroubovými spoji. Plátek je v modelu upevněn svěrným spojem. Uvolněním tohoto spoje lze po odstranění skleněného průzoru provést výměnu plátku.

Doraz plátku lze posouvat a tím měnit počáteční mezeru mezi plátkem a dorazem. Nastavení dorazu je prováděno kombinací pohybů tří nastavovacích šroubů. Počáteční mezeru mezi plátkem a dorazem lze měnit přibližně v rozsahu $g_y \in (0; 3)mm$.

Připojení na zdroj stlačeného vzduchu, případně na model subglotického prostoru, je možné osazeným kruhovým otvorem $\emptyset 14/\emptyset 10mm$.

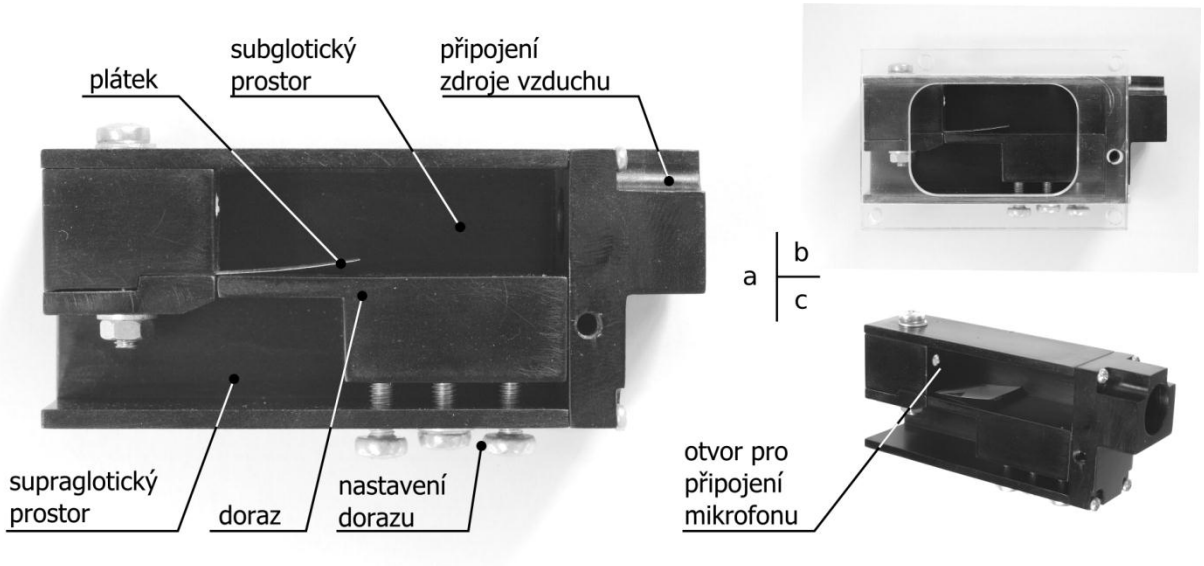
Výstup proudu vzduchu z modelu je plným průřezem supraglotického prostoru $20 \times 13mm$. V tomto místě je možné napojit model supraglotických kavit (například modely vokálního traktu).

Šířka vnitřního prostoru je pro celý model konstantní $B = 20mm$. Délky subglotické a supraglotické kavity jsou konstantní: $L_{sub} = 50mm; L_{sup} = 40mm$. Výšky těchto kavit se mění při změně mezery g_y mezi plátkem a dorazem. Rozměry kavit jsou uvedeny na následujícím obrázku:



Obr. 34: Rozměry kavit před a za plátkem

Vyrobený experimentální model je ukázán na následujícím obrázku. Všechny součásti experimentálního modelu vyrobené ze slitin hliníku jsou povrchově upraveny eloxováním (anodickou pasivací). Pro tuto povrchovou úpravu je zvolena černá barva, která zabezpečuje při prováděných optických měřeních vyšší kontrast snímané scény oproti surovému neupravenému povrchu hliníkové slitiny.



Obr. 35: Fotografie experimentálního modelu

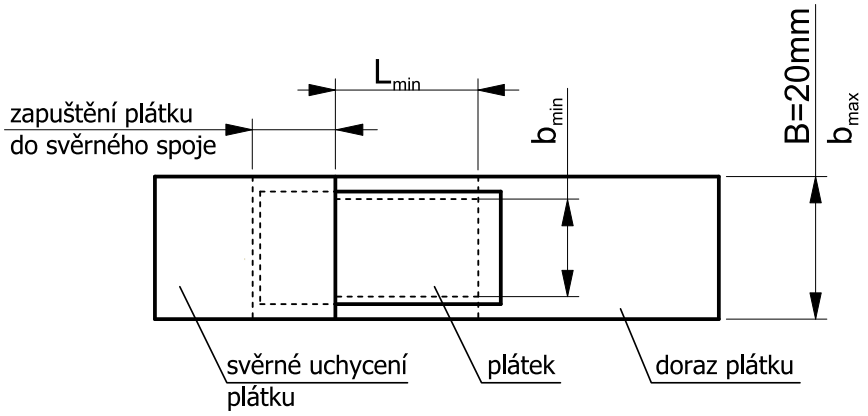
5.3.2 Možné modifikace

- **Změna rozměrů plátku**

Konstrukce experimentálního modelu byla provedena tak, aby bylo možné jednoduše měnit některé parametry. Z citlivostní analýzy provedené v kapitole 5.1.1. vychází, že nejcitlivější je první vlastní frekvence na tloušťku plátku. Experimentální model proto umožňuje změnu tloušťky plátku jeho výměnou. Lze použít libovolně tlustý plátek.

Délku a šířku použitého plátku omezuje jednak tvar dorazu, ale také šířka vnitřního prostoru ($B = 20mm$). Svěrným spojem je plátek přidržován po celé své šířce. Hloubka zapuštění plátku do svěrného spoje je maximálně 10mm. Minimální délka volného konce plátku je 18mm. Maximální délka je teoreticky omezena délkou subglotické kavity L_{sub}, prakticky je maximální délka přibližně 30mm. Minimální šířka plátku je $b_{min} = 15mm$ maximální $b_{max} = 20mm$ (omezení šířkou vnitřního prostoru experimentálního modelu).

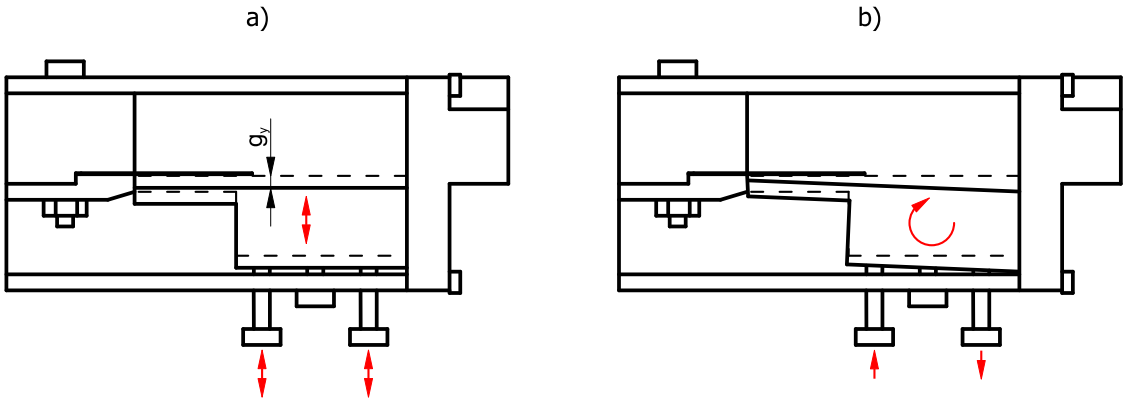
Pokud by byly rozměry plátku menší, než uvedené minimální, nedocházelo by ke kontaktu mezi plátkem a dorazem. Při potřebě provádět experimenty s plátky těchto menších rozměrů je možné vyměnit celý doraz.



Obr. 36: Pohled shora na plátek a doraz. Minimální a maximální rozměry plátku.

- **Posuv dorazu**

Posuvem dorazu lze ovlivnit počáteční mezeru mezi plátkem a dorazem. Už bylo uvedeno, že mezeru g_y lze měnit přibližně v rozsahu 0-3mm. Změna polohy dorazu se provádí trojicí šroubů na spodní straně plátkového elementu (viz: Obr. 33). Při manipulaci s dorazem není potřeba odstraňovat skleněný průzor. Nejprve se provede uvolnění dvojice šroubů na zadní straně těla plátkového elementu. Trojicí nastavovacích šroubů je možné manipulovat s dorazem. Po nastavení požadované velikosti mezery g_y jsou šrouby na zadní straně plátkového elementu opět utaženy a tím zafixována poloha dorazu. V malém rozsahu je možné doraz vůči plátku i natočit. Manipulaci s dorazem naznačuje následující obrázek.



Obr. 37: a) posuv dorazu; b) natočení dorazu

- **Materiál plátku**

Popsané modifikace se týkaly změn geometrických parametrů (rozměry plátku, poloha dorazu). Je jasné, že u plátku je při jeho výměně možné změnit materiál, ze kterého je plátek vyroben. Pro výrobu plátků mohou být použité materiály kovové nebo polymerní. Při testování experimentálního modelu bylo pro výrobu plátků použito broušených kovových planžet rozdílných tlouštěk. Přehled dostupných kovových materiálů a tlouštěk planžet je uveden v následující tabulce.

Tab. 12: Materiálové charakteristiky a tloušťky polotovarů dostupné pro výrobu plátků

Materiál	Modul pružnosti v tahu E $[GPa]$	Poissonovo číslo μ $[-]$	Měrná hmotnost ϱ $[kg/m^3]$	Dostupné tloušťky t $[mm]$
Ocel (1.1274)	210	0,28	7850	0,05; 0,06; 0,07; 0,08; 0,09; 0,1
Nerez. Ocel (1.4301)	200	0,28	7930	0,05; 0,06; 0,07; 0,08; 0,09; 0,1
Cu-Zn37 (2.0321)	98	0,33	8470	0,025; 0,05; 0,075; 0,1
Al-Mg-Si	69	0,35	2470	0,1

Polymerní materiály plátku, které jsou v dnešní době velmi jednoduše dostupné ve formě různých folií. Jejich výhodou je korozní odolnost a v případě polymerů používaných v medicíně i biokompatibilita. Polotovar se jednoduše opracovává (stříhá) do požadovaného tvaru plátku.

Nejdostupnější polotovary pro výrobu plátků (polymerové folie dostupné v maloobchodní síti – HDPE, PE, PS) se prodávají bez podrobnějšího popisu a garance materiálového složení. Zároveň nejsou dostupné mechanické charakteristiky. Tyto materiály většinou vykazují nelineární vztah mezi deformací a napětím (hyperelastické chování).

5.3.3 Možné měření a měřící místa

Měření prováděné na experimentálním modelu plátkového elementu je možné rozdělit do dvou kategorií:

- Měření tlaku vzduchu
- Měření pohybu plátku

Do kategorie měření tlaku vzduchu spadají různé měřící metody, jejichž výsledkem je hodnota tlaku nebo časový záznam tlaku vzduchu. Všechny zde používané metody měří tlak vzduchu relativně vůči atmosférickému tlaku. Atmosférický tlak je v průběhu měření považován za konstantní. Měření se provádí mikrofony a pomocí manometru.

Výsledkem měření pohybu plátku je časový záznam jeho pohybu během funkce experimentálního modelu. Možné měřící metody poskytují různé množství informací o pohybu plátku. Optická bezkontaktní měření se provádí přes skleněný průzor. Signály kontaktních měření prováděných přímo na plátku jsou vyvedeny k měřícím a záznamovým zařízením přímo vstupním nebo výstupním průřezem modelu nebo je využito otvorů v modelu k tomuto vytvořených.

5.3.3.1 Měření tlaku vzduchu

- **Měření střední hodnoty subglotického tlaku p_{SGS}**

Měření probíhá na vstupu do experimentálního modelu. Měří se statická složka přetlaku v subglotickém prostoru. Na Obr. 13 je vidět rozsah tlaku p_{SGS} při různých použitích zdravého lidského hlasu. Přetlak v subglotickém prostoru vyvinutý při hlasité fonaci je $\sim 2000 Pa$. Měření je prováděno pomocí trubicového manometru plněného vodou. Protože výsledkem má být přetlak vůči atmosférickému tlaku, je volný konec manometru otevřen do atmosféry. Tento typ manometru je málo citlivý na dynamické změny tlaku v měřeném prostoru.

Malou citlivost na vysokofrekvenční změny tlaku lze odůvodnit nízkou vlastní frekvencí sloupce vody v manometru.

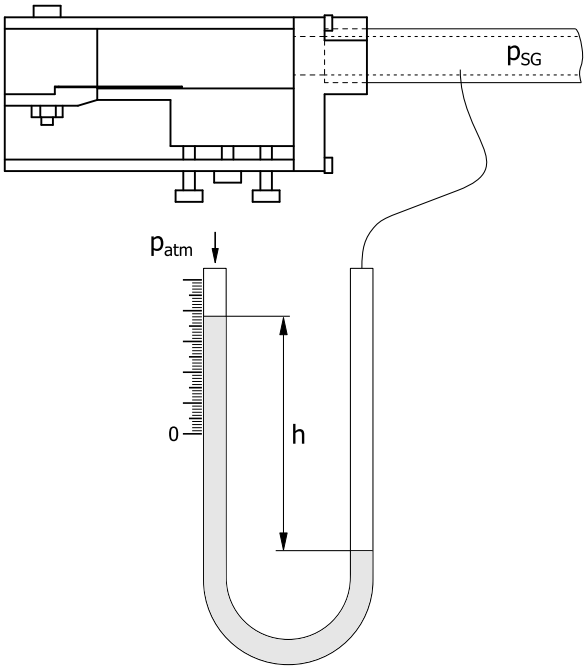
$$F_{01man} = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{2g}{l}}$$

Pro délku vodního sloupce $l = 270 mm$ vychází první vlastní frekvence 1,34Hz. V subglotickém prostoru plátkového elementu lze očekávat nejnižší výraznou frekvenci 100-500 Hz (podle nastavení).

Trubicový manometr je tedy provozován výrazně v nadrezonanční oblasti. Zároveň je vodní sloupec výrazně tlumen ve svém pohybu třením o stěny trubice.

Odečet výšky se provádí na měřítku umístěném podél jedné větve manometru. Měří se výchylka od rovnovážné polohy manometru. Přesnost měření výchylky je 0,5mm. Výška vodního sloupce je dvojnásobná vůči změřené výchylce na jedné větvi manometru. Přesnost měření střední hodnoty tlaku je tedy 10Pa.

Schématické zobrazení měření ukazuje následující obrázek:



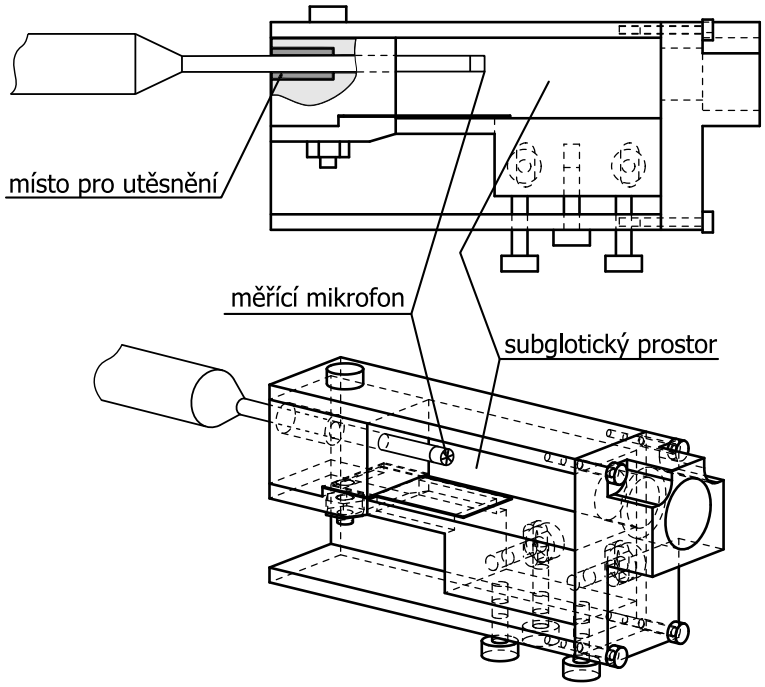
Obr. 38: Měření střední hodnoty subglotického tlaku

Přepočet výšky vodního sloupce h na střední hodnotu subglotického tlaku je proveden následovně:

$$p_{SGS} = h\varrho g$$
$$g = 9.81\, m/s^2 \ \ldots \text{tíhové zrychlení}$$
$$\varrho = 1000\, kg/m^3 \ldots \text{měrná hmotnost vody v trubici}$$
$$h - \text{změřená výška vodního sloupce}$$

- **Měření akustického tlaku p_{SG} v subglotickém prostoru**

Oproti předchozímu popsanému měření střední hodnoty subglotického tlaku je při tomto měření důležité zaznamenat časový průběh akustického tlaku v subglotickém prostoru. Tedy dynamickou složku tlaku v subglotickém prostoru. Měření se provádí měřícím kondenzátorovým mikrofonem. Mikrofon je zaveden do subglotického prostoru otvorem v těle plátkového elementu (viz: Obr. 39). Otvor pro zavedení mikrofonu je přizpůsoben $1/8"$ mikrofonu. Měření je třeba provádět s mikrofonem s velkým dynamickým rozsahem, protože v subglotickém prostoru lze očekávat velké amplitudy akustického tlaku.



Obr. 39: Měřící mikrofon v subglotickém prostoru

- **Měření supraglotického tlaku – generovaný zdrojový hlas**

Jedná se opět o měření akustického tlaku. Měření se provádí na výstupu z experimentálního modelu. Měření se provádí kondenzátorovým měřícím mikrofonem. Dynamický rozsah mikrofonu není v případě tohoto měření nijak kritický, protože měření je možné provádět ve volném prostoru blízko výstupu z plátkového elementu. Akustický tlak je zde nižší než v případě uzavřené subglotické kavity. Protože není potřebný vysoký dynamický rozsah měřícího mikrofonu, lze použít mikrofon s větší membránou (1", 1/2“, 1/4“), který má vyšší citlivost.

Pokud je za plátkovým elementem připojen model vokálního traktu, určuje měřící místo model vokálního traktu.

5.3.3.2 Měření pohybu plátku

Informace o poloze plátku v čase je důležitá. Na základě této informace lze vyhodnotit, jakým způsobem se plátek pohybuje během funkce plátkového elementu.

Existují různé experimentální metody pro zachycení pohybu plátku během funkce. Metody jsou různě náročné na přístrojové vybavení, ale také poskytují různé množství informací o pohybu plátku. Protože se předpokládá periodický pohyb plátku s frekvencí řádově stovky Herzů, je třeba zajistit, aby měřící metoda byla schopna věrohodně zachytit takovéto frekvence periodického pohybu.

Metody lze rozčlenit na:

- kontaktní × bezkontaktní metody
- integrální × místní metody

Rozdíl mezi kontaktní a bezkontaktní metodou je patrný už z jejich označení. U kontaktních metod je měřící prvek přímo spojen s měřeným plátkem. Oproti tomu bezkontaktní metody jsou schopny zaznamenat pohyb plátku, aniž by měřící prvek byl přímo v kontaktu s plátkem. Rozdíl mezi integrální a místní metodou je v množství informací, které metoda poskytuje o pohybu plátku. Za integrální lze považovat metody, při kterých je možné vyhodnotit pohyb celého plátku

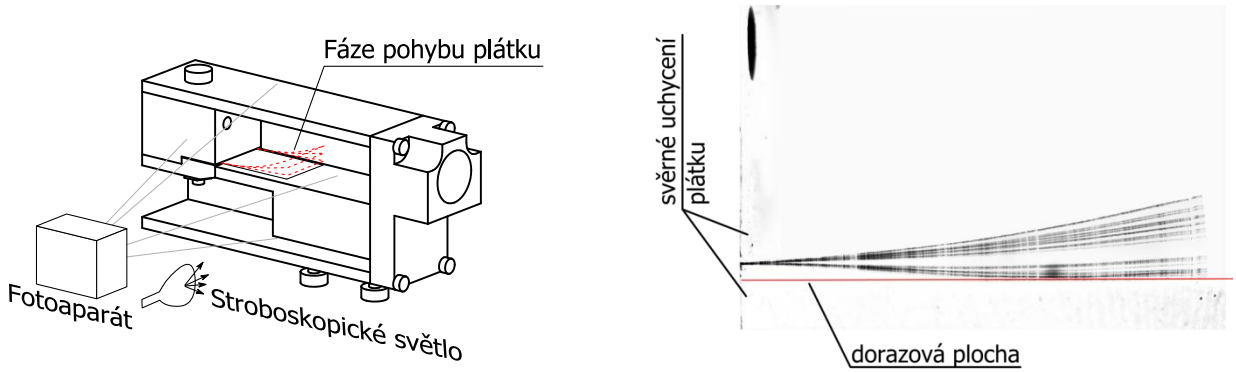
(případně jeho větších částí). Naproti tomu místní metody poskytují informace o pohybu vybrané oblasti plátku (například jeho koncového bodu).

Některé z metod jsou popsány v následujících odstavcích. Vždy je uveden popis metody a případné výhody a nevýhody.

- **Fotografické zachycení pohybu plátku pod stroboskopickým světlem**

Jedná se o bezkontaktní integrální metodu. Přes skleněný průzor je fotografickým přístrojem zaznamenán pohyb plátku. Jednotlivé fáze pohybu plátku jsou na výsledné fotografii zvýrazněny použitím stroboskopického osvětlení. Na fotografii je při každém záblesku stroboskopického světla zaznamenána poloha celého plátku (integrální metoda). Při osvětlení je možné použít i stroboskopické světlo s nižší frekvencí než je frekvence kmitání plátku. Potom je zaznamenána poloha plátku v několika po sobě následujících periodách pohybu. Pokud by se frekvence stroboskopického světla přesně shodovala s frekvencí pohybu plátku je tento pohyb zdánlivě zastaven (pro tuto metodu nevhodné – poloha plátku by byla zaznamenána vždy ve stejné poloze). Při mírném rozdílu mezi frekvencí kmitání plátku a frekvencí stroboskopického světla lze dosáhnout zdánlivého zpomalení pohybu plátku (při přímém pozorování). Tohoto efektu je využíváno při stroboskopickém vyšetřování hlasivek v klinické praxi ORL [51], ale také při různých měřeních a pozorováních v technické praxi.

Tato metoda je poměrně nenáročná na vybavení, ale z jejich výsledků nelze vyhodnotit časový průběh pohybu plátku. Výsledkem je jeden statický obrázek, ve kterém jsou zaznamenány různé fáze pohybu plátku. Schématické znázornění metody měření a příklad výsledné fotografie (inverzní podání jasu) je na následujícím obrázku.



Obr. 40: Pohyb plátku pod stroboskopickým světlem (pro názornost odstraněn skleněný průzor)

- **Tenzometrické měření pohybu plátku**

Podle uvedeného dělení lze tuto metodu zařadit mezi kontaktní místní metody. Na plátku je nalepen tenzometr (případně tenzometry) a měřící ústřednou je zaznamenáváno přetvoření v místě nalepení tenzometru (změna odporu tenzometru). Měření přetvoření je možné provádět s vysokou vzorkovací frekvencí a získat podrobný časový průběh přetvoření.

Jedná se ovšem o nepřímé měření a problémem je provedení kvalitního přepočtu ze změřeného přetvoření na posuv plátku v požadovaném místě. Měřící metoda je jednoduchá a vhodná především pokud dostačuje určení základní frekvence kmitání plátku. Měření lze poměrně snadno synchronizovat se záznamem akustického tlaku (například p_{SG} nebo p_{SPG}). Nevýhodou je nutnost tenzometr připevnit přímo na plátek → změna dynamických vlastností plátku.

- **Záznam pohybu plátku vysokorychlostní kamerou**

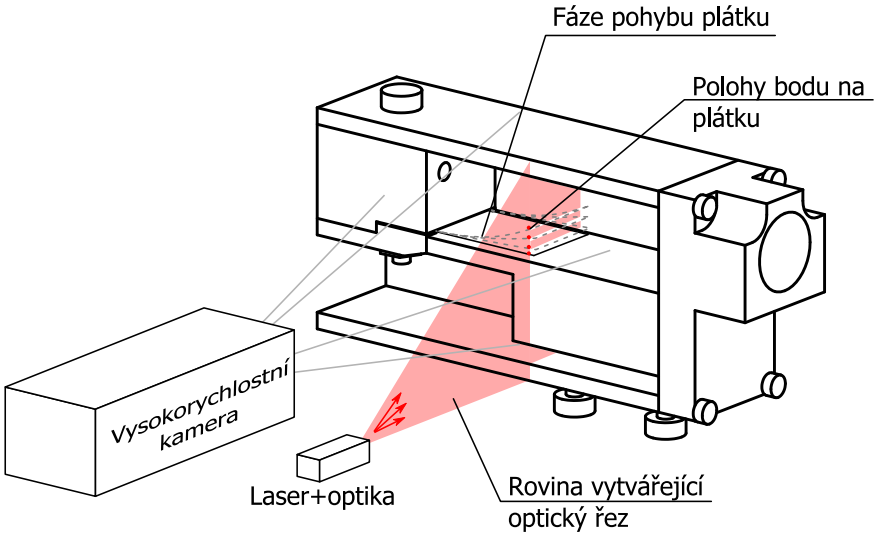
Jedná se o bezkontaktní integrální optickou metodu. Je proveden vysokorychlostní záznam pohybu plátku. Na rozdíl od první popsané metody (fotografické zachycení pohybu plátku pod stroboskopickým světlem) je na každém obrazovém políčku zaznamenána jedna poloha plátku. Při pohledu přes skleněný průzor je možné sledovat především příčné deformace plátku (ohyby podél osy rovnoběžné s osou pohledu), v menší míře jsou zaznamenány i torzní kmity plátku. Při dostatečně vysoké frekvenci snímání (vzorkovací frekvenci) je možné zachytit i vyšší tvary kmitu plátku. Měření je možné synchronizovat s akustickými měřeními. Synchronizace je poněkud složitější oproti tenzometrické metodě, kde měření akustického tlaku mikrofonem může být prováděno na stejné měřící ústředně a odpadá komunikace mezi dvěma měřícími zařízeními.

Zobrazení plátku musí být dostatečně detailní. Při uvažované délce plátku $\sim 20mm$ a příčných deformacích (ohybech) plátku v řádu maximálně milimetrů to vyžaduje objektiv vysokorychlostní kamery schopný pracovat při nízké objektové vzdálenosti. Zároveň je potřeba zajistit dostatečně intenzivní osvětlení snímaného plátku.

Pro získání časového záznamu polohy plátku je potřeba provést zpracování obrazu. Na každém pořízeném snímku musí být identifikováno těleso plátku a pevný vztažný bod. Zpracování obrazu lze provést manuálně, v každém snímku je obsluhou označen požadovaný bod nebo množina bodů. Metody automatického zpracování obrazu jsou alternativou pro zpracování většího množství záznamu. Automatická metoda musí být dostatečně robustní aby spolehlivě rozpoznala plátek.

Při kalibraci vysokorychlostní kamery musí být určena převodní konstanta mezi délkou odměřenou na zaznamenaném obrazu a délkou ve skutečnosti. Tato převodní konstanta je závislá na použité konfiguraci objektivu vysokorychlostní kamery a na objektové vzdálenosti. Protože záznam vysokorychlostní kamerou probíhá digitální formou na CCD (nebo CMOS) senzor je převodní konstanta uváděna v px/mm (px – pixel – obrazový bod).

Tuto metodu lze použít i v obměně, která ulehčuje nutné zpracování obrazu. Metodou optického řezu je na plátku opticky vyznačen bod, který je následně ve fázi zpracování obrazu snáze rozpoznatelný. Metoda se tím redukuje na místní. Je nutné dodatečně vhodně upravit optickou odrazivost ploch v okolí plátku, aby byl zajištěn dostatečný kontrast mezi osvětleným plátkem a pozadím. Optický řez je vytvořen například laserovým paprskem rozptýleným optikou do plochy. Princip optického řezu ukazuje následující obrázek.



Obr. 41: Optický řez při záznamu vysokorychlostní kamerou

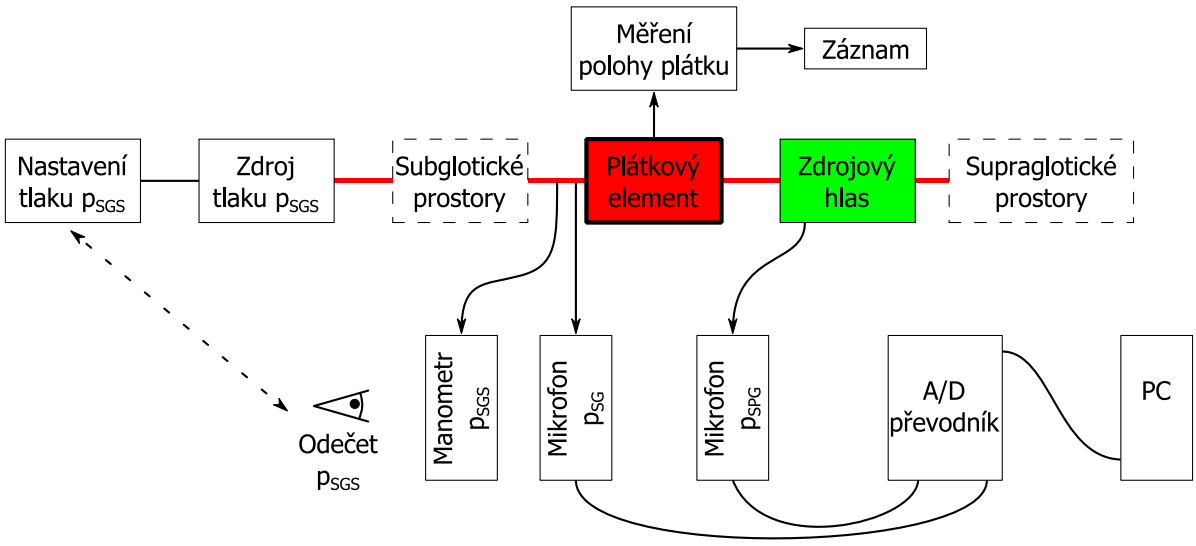
5.3.4 Uspořádání experimentálního řetězce

V předchozích odstavcích bylo naznačeno pro jaké typy experimentálních měření je navržen experimentální model plátkového elementu. Tento výčet experimentálních metod lze samozřejmě dále rozšiřovat podle toho, jak se bude zlepšovat dostupnost nových experimentálních metod. Především bezkontaktní optické metody lze považovat za perspektivní. Nejenom pro měření pohybu plátku, ale například, metoda PIV (particle image velocimetry) [1,52] nebo Shlieren fotografie [49], pro měření a vizualizaci proudění vzduchu uvnitř plátkového elementu.

Různé experimenty prováděné s modelem plátkového elementu budou mít vždy některé části experimentálního řetězce společné. Měření střední hodnoty subglotického tlaku vzduchu na vstupu do plátkového elementu se provádí pomocí trubicového manometru plněného vodou. Odečet měření středního subglotického tlaku se provádí vizuálně. Akustická měření v subglotickém a supraglotickém prostoru jsou prováděna měřícími kondenzátorovými mikrofony. Digitalizace signálu z mikrofonu je zajištěna A/D převodníkem Focusrite Saffire. Převodník je k PC připojen přes rozhraní FireWire.

Dodávka stlačeného vzduchu je zajištěna deformovatelným zásobníkem s objemem 15l. Propojení mezi zásobníkem vzduchu a plátkovým elementem je provedeno pomocí ohebných PVC hadic.

Následující obrázek ukazuje schéma experimentálního řetězce. Základním prvkem je samotný plátkový element, kde dochází k transformaci proudu vzduchu na zdrojový hlas. Vstupem je proudící vzduch ze zásobníku. Před plátkový element může být zařazen model subglotického prostoru (vyznačen čárkovaně). Ve vstupní části plátkového elementu může být měřena střední hodnota subglotického tlaku a mikrofonem akustický tlak v subglotickém prostoru. Některou z popsaných metod může být měřen pohyb plátku během generování zdrojového hlasu. Výstup z plátkového elementu je zaznamenáván mikrofonem (měření akustického tlaku v supraglotické části plátkového elementu). Za výstupem z plátkového elementu mohou být umístěny supraglotické prostory (model vokálního traktu).

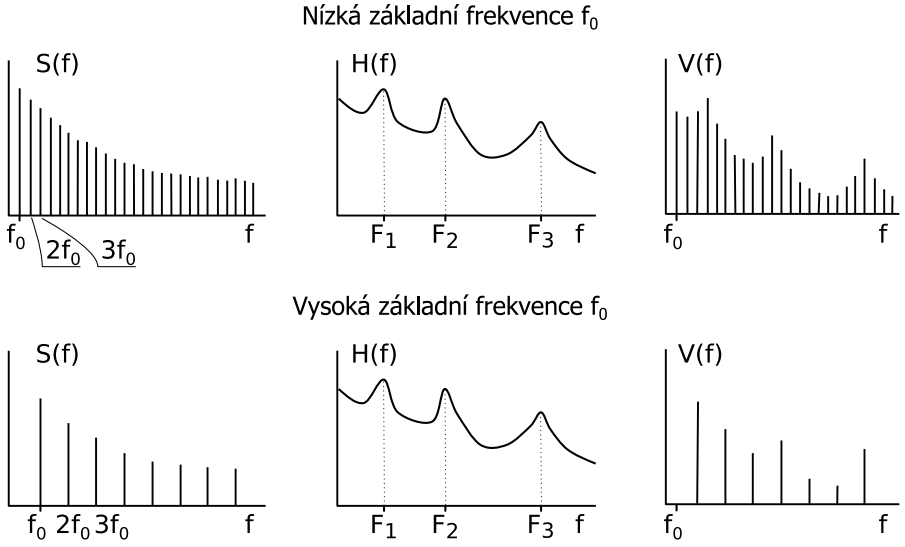


Obr. 42: Experimentální řetězec

5.3.5 Amplitudo-frekvenční charakteristika generovaného zdrojového hlasu

Při funkci plátkového elementu vzniká na jeho výstupu akustický signál. Při budoucí uvažované funkci plátkového elementu jako hlasové protézy jsou na generovaný signál (zdrojový hlas) kladeny určité požadavky. Základní frekvence generovaného zdrojového hlasu by měla ležet v mezích běžných pro zdravý zdrojový hlas (viz: Obr. 13), aby hlas a řeč generovaná za použití plátkového elementu nezněla nepřirozeně.

Při respektování teorie Zdroj-filtr (kap.4.1, [13]) jako způsobu, jak se tvoří samohlásky jsou požadavky na spektrální složení generovaného hlasu širší než jen požadavek na hodnotu základní frekvence. Generovaný hlas musí mít dostatečný počet vyšších harmonických frekvencí, aby byl frekvenčně pokrytý filtr vytvořený vokálním traktem pro danou samohlásku. Pokud je vyššími harmonickými frekvencemi filtr dostatečně pokryt má generovaná samohláska vyšší kvalitu. Zároveň i hodnota základní frekvence zdrojového hlasu částečně ovlivňuje kvalitu vyslovené samohlásky. Pokud si uvědomíme, že vyšší harmonické frekvence zdrojového hlasu jsou celými násobky (2, 3, 4, …) základní frekvence zdrojového hlasu, dochází při vysoké hodnotě základní frekvence k pokrytí filtru menším počtem vyšších harmonických frekvencí. Tuto situaci ilustruje následující obrázek. Z porovnání výsledných amplitudo-frekvenčních spekter vygenerovaných samohlásek je vidět, že samohláska vyslovená s nižší základní frekvencí zdrojového hlasu je ve frekvenční oblasti lépe popsaná a tudíž bude lépe rozpoznatelná pro posluchače.



Obr. 43: Srovnání tvorby samohlásky při nízké a vysoké základní frekvenci zdrojového hlasu

Tam, kde ve spektru chybí vyšší harmonické frekvence je většinou spojité spektrum (jako důsledek šumu přítomného při těchto vyšších frekvencích). I tímto spojitým spektrem je možné samozřejmě vybudit formanty příslušné samohlásky (běžně se tak děje u samohlásek vyslovených šeptem). Porovnání lidských hlasů s velkým počtem vyšších harmonických frekvencí a běžného hlasu je v Tab. 5. Hlas profesionála – operního pěvce má ve spektru velký počet poměrně ostře ohraničených vyšších harmonických frekvencí. Hlas operního pěvce musí být čistý. Zatímco hlas běžného mluvčího tuto čistotu většinou postrádá a obsahuje menší počet vyšších harmonických frekvencí a větší podíl šumu.

- **Amplitudo-frekvenční spektrum generované experimentálním modelem plátkového elementu:**

V úvodu této kapitoly a v kapitole zabývající popisem tvorby zdravého lidského hlasu (kap. 4.1), byly vysvětleny požadavky kladené na zdrojový hlas z hlediska jeho amplitudo-frekvenčního

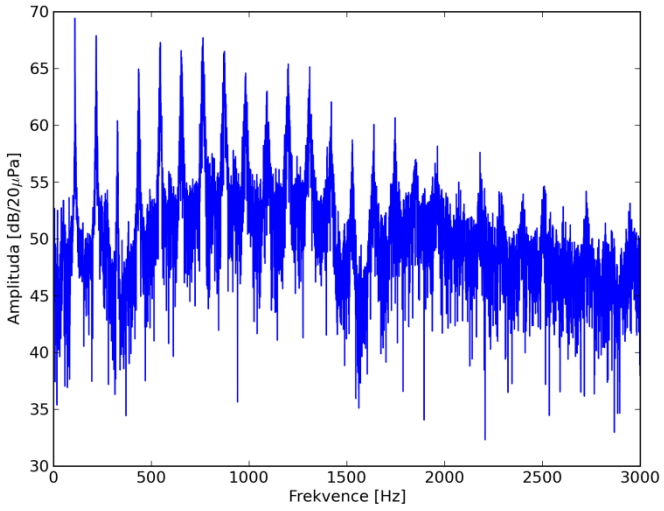
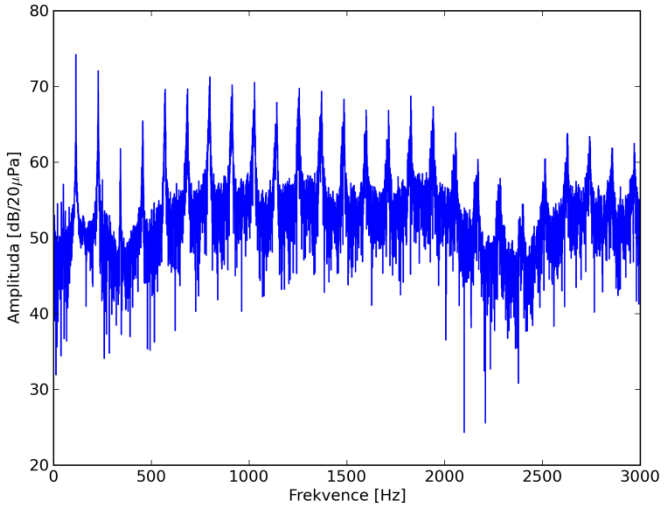
spektra. Vliv výšky hlasu (hodnoty základní frekvence) a počtu vyšších harmonických frekvencí má přímý vliv na tvorbu samohlásek (viz: Obr. 43).

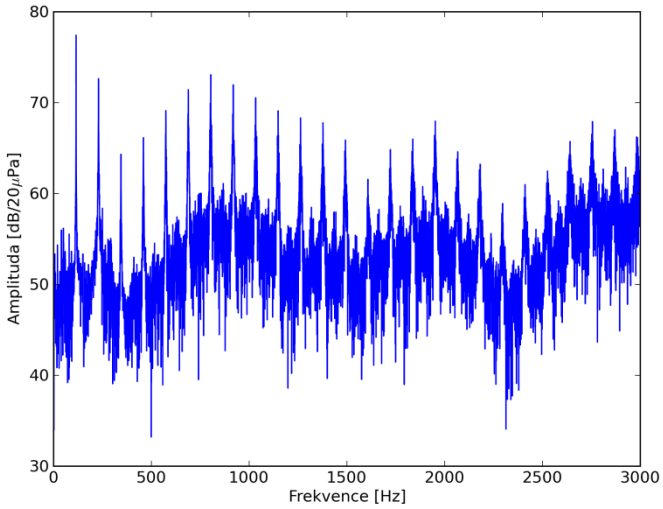
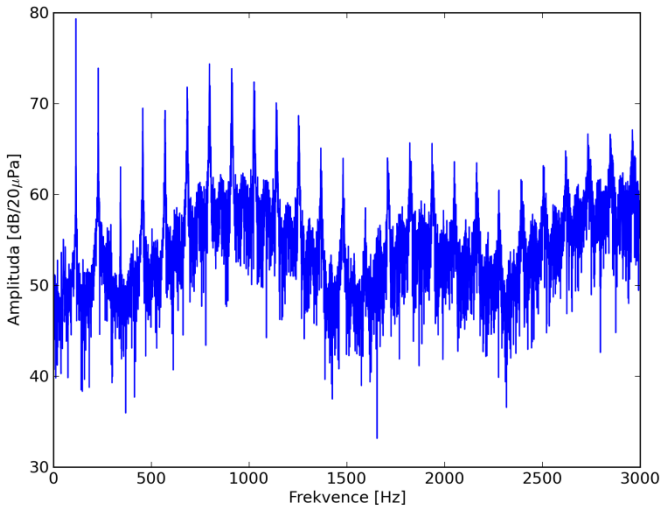
Na experimentálním modelu bylo provedeno akustické měření generovaného signálu. Pro tento experiment bylo použito toto nastavení:

- plátek vyrobený z Al-slitiny, tloušťka $t = 0{,}11mm$, délka $L = 20mm$.
- počáteční mezera mezi plátkem a dorazem $g_y = 0{,}9mm$.
- výstup z modelu plátkového elementu je přímo do okolního prostoru (za element není připojena další supraglotické kavita).

Měření je provedeno pro různé nastavené hodnoty středního subglotického tlaku p_{SGS}. Amplitudo-frekvenční spektra jsou v následující tabulce:

Tab. 13: Amplitudo-frekvenční spektra generovaného signálu pro různé hodnoty středního subglotického tlaku

p_{SGS} [Pa]	Amplitudo-frekvenční spektrum
400	
500	

p_{SGS} [Pa]	Amplitudo-frekvenční spektrum
600	
700	

Ze spekter je patrné, že generovaný signál obsahuje velký počet vyšších harmonických frekvencí. Pro nejnižší nastavený střední subglotický tlak $p_{SGS} = 400Pa$ jsou vyšší harmonické frekvence od 15. násobku méně výrazné. Patnáct vyšších harmonických frekvencí je ovšem stále velmi vysoký počet v porovnání s běžným hlasem (viz: Tab. 5).

Hodnota základní frekvence je na změny středního subglotického tlaku poměrně málo citlivá. Při tomto experimentu bylo dosaženo těchto hodnot základní frekvence: $f_{01} = (108{,}5;\ 114; 114{,}5; 114)\ Hz$ (seřazeno postupně jak se zvyšuje střední subglotický tlak). Dosažený rozptyl v hodnotě základní frekvence je nepodstatný.

Z amplitudo-frekvenčních spekter je také patrné, že amplituda základní frekvence s narůstajícím středním subglotickým tlakem mírně narůstá. Toto chování je běžné i u lidského zdrojového hlasu, kdy se stoupající hodnotou středního subglotického tlaku roste hlasitost generovaného hlasu.

- **Chování experimentálního modelu plátkového elementu při změně délky vzduchové kavity za plátkovým elementem:**

Tímto experimentem je sledována citlivost experimentálního modelu plátkového elementu na změny v supraglotické oblasti. Změny se dějí postupným zvětšováním délky supraglotické kavity L_Z. Výchozí stav je při délce supraglotické kavity $L_Z = 0mm$. Zvětšování délky L_Z se děje po 100mm přírůstcích, maximální délka supraglotické kavity je $L_Z = 700mm$. Supraglotická kavita je plastová trubice o vnitřním průměru 50mm a příslušné délky.

Při změně délky L_Z lze očekávat změny vlastních frekvencí vzduchových sloupců uvnitř supraglotické kavity. Analyticky lze vztah mezi vlastními frekvencemi a délkou kavity vyjádřit následovně:

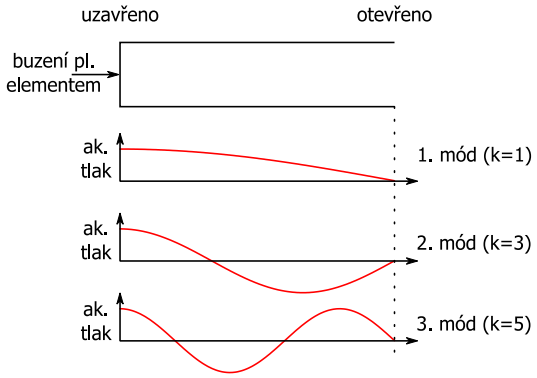
$$F_i = k.\frac{c}{4.L_Z}$$
$$k = 1, 3, 5, 7, \ldots$$
$$c - rychlost\ zvuku$$
$$L_Z - délka\ supraglotické\ kavity$$

Tento vztah je odvozen pro válcovou kavitu na jednom konci uzavřenou. Prvních pět vlastních frekvencí použitých délek kavit je uvedeno v následující tabulce. Tyto frekvence budou vyznačeny ve výsledných amplitudo-frekvenčních spektrech zaznamenaných akustických signálů.

Tab. 14: Prvních pět vlastních frekvencí kavit o délce L_Z

$L_Z\ [mm]$	Vlastní frekvence kavity [Hz]				
	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5
100	832.5	2497.5	4162.5	5827.5	7492.5
200	416.3	1248.8	2081.3	2913.8	3746.3
300	277.5	832.5	1387.5	1942.5	2497.5
400	208.1	624.4	1040.6	1456.9	1873.1
500	166.5	499.5	832.5	1165.5	1498.5
600	138.8	416.3	693.8	971.3	1248.8
700	118.9	356.8	594.6	832.5	1070.4

První vlastní podélný tvar kmitání vzduchového sloupce odpovídá stavu, kdy je maximální tlak na uzavřeném konci a ten se monotónně snižuje, až na otevřeném konci dosahuje atmosférického tlaku (tzn.: přetlaku 0Pa). První tři podélné tvary kmitu vzduchového sloupce uvnitř válcové kavity jsou na Obr. 44.



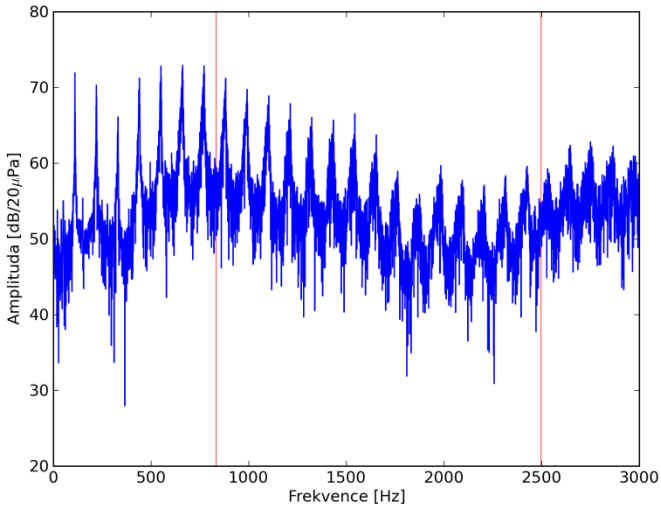
Obr. 44: Podélné tvary kmitu ve válcové kavitě

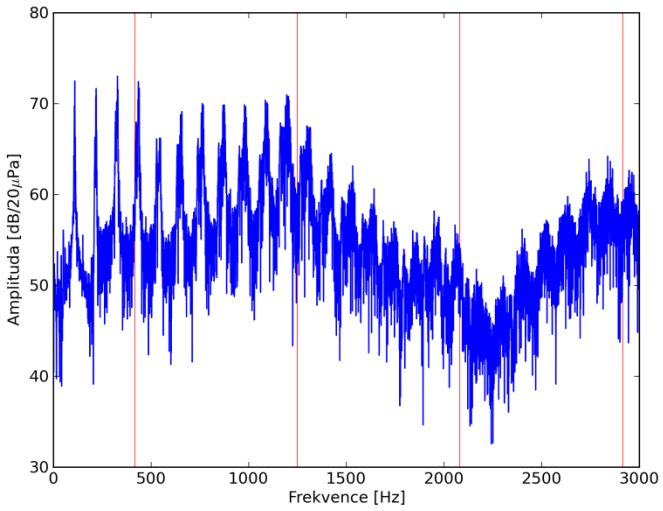
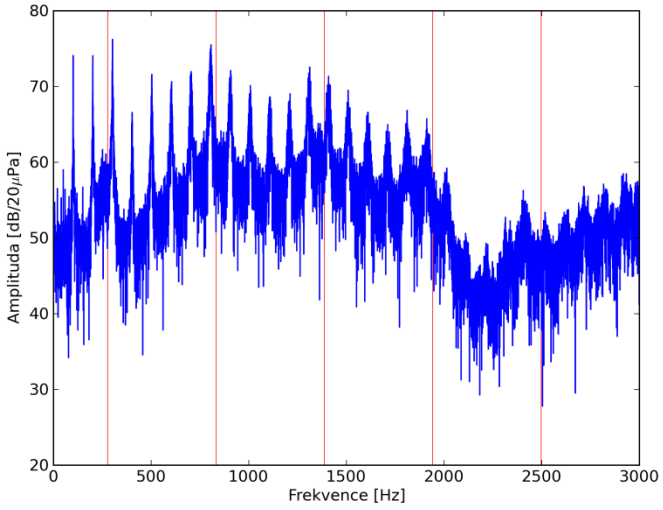
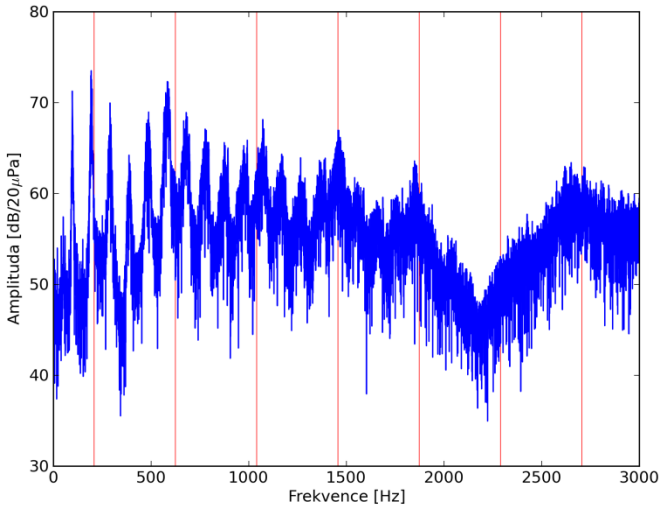
Při buzení takovéto kavity plátkovým elementem lze očekávat, že ve výstupním amplitudo-frekvenčním spektru se tyto vlastní frekvence objeví.

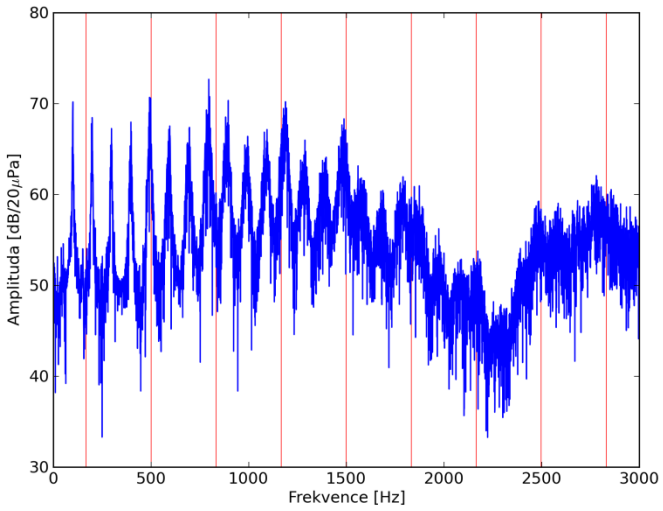
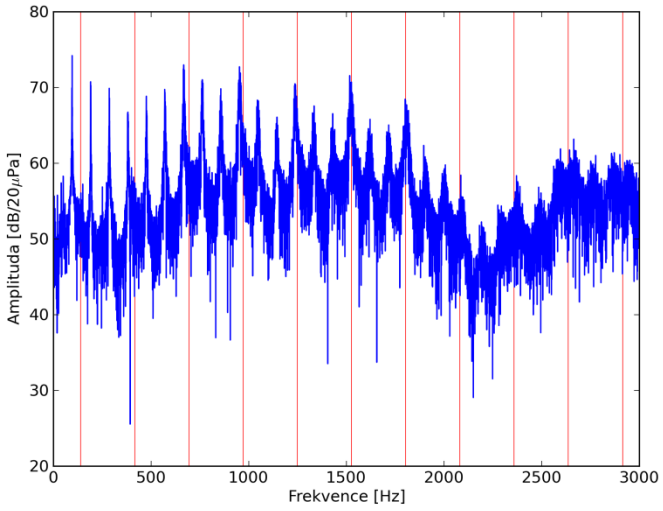
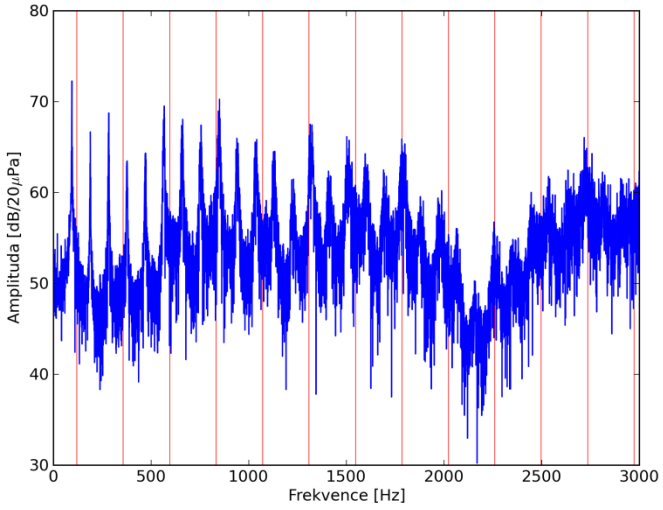
Další věc, která je sledovaná při tomto experimentu, je stabilita základní frekvence generovaného akustického signálu. Pro budoucí uvažovanou funkci plátkového elementu jako náhradní hlasivky není vhodné, aby byl plátkový element z hlediska základní frekvence příliš poddajný. Poddajné chování plátkového elementu lze charakterizovat jako chování, při kterém se základní frekvence generovaného signálu přizpůsobuje nejbližší vlastní frekvenci připojené kavity. Takto se tomu děje u celé řady hudebních nástrojů (frekvence rtů u trubky…). Tímto experimentem jsou simulovány nepříznivější podmínky z hlediska možnosti, aby nastalo toto přizpůsobení základní frekvence. Především pro dlouhé kavity je první vlastní frekvence kavity již poměrně blízko základní frekvenci signálu generovanému plátkovým elementem. Takto dlouhé kavity se ovšem ve vokálním traktu nevyskytují, vokální trakt je kratší (čemuž odpovídá vyšší první vlastní frekvence).

Pro každou délku L_Z bylo měření opakováno při různých hodnotách středního subglotického tlaku $p_{SGS} = (400; 500; 600; 700)Pa$. V následující tabulce jsou prezentovány amplitudo-frekvenční spektra při $p_{SGS} = 500Pa$. Akustický signál je měřen mikrofonem u výstupu z supraglotické kavity.

Tab. 15: A-F spektra pro různé délky L_Z při tlaku $p_{SGS} = 500Pa$

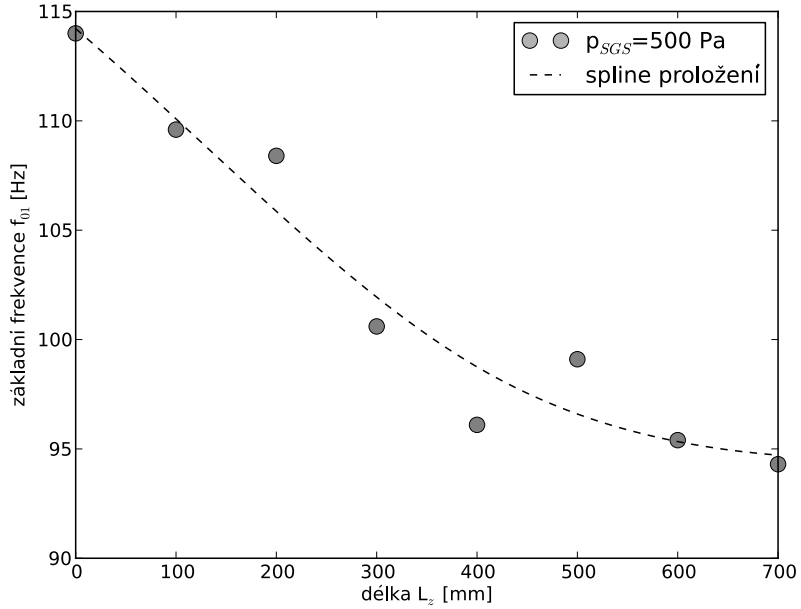
$L_Z\ [mm]$	Amplitudo-frekvenční spektrum
100	

$L_Z\ [mm]$	Amplitudo-frekvenční spektrum
200	
300	
400	

$L_Z\ [mm]$	Amplitudo-frekvenční spektrum
500	
600	
700	

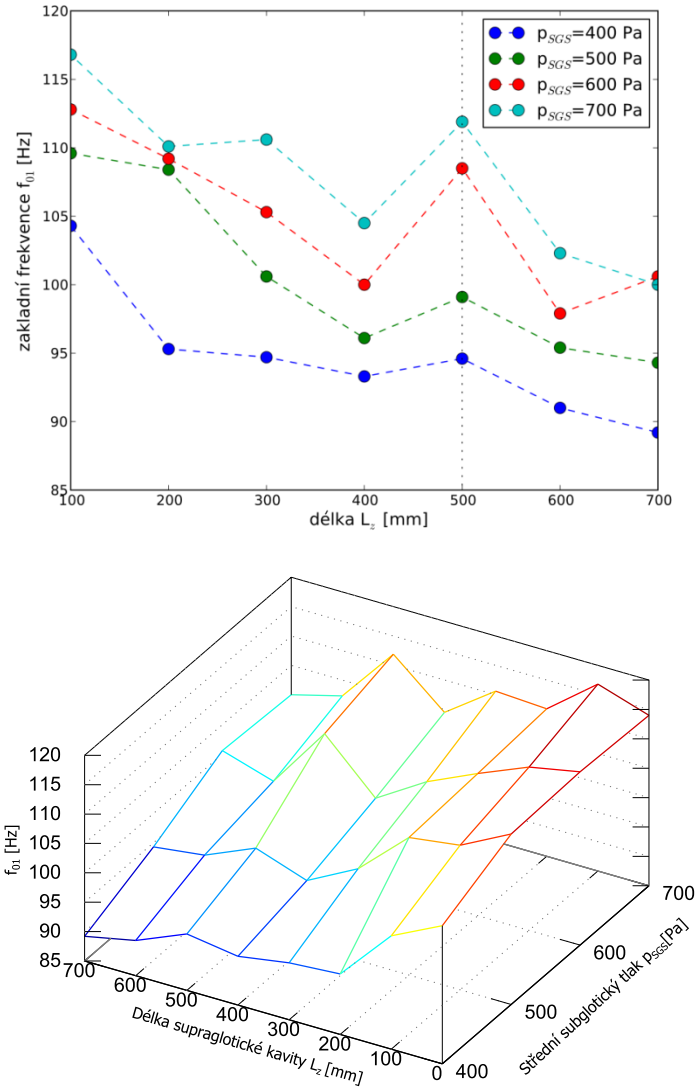
Na A-F spektrech je vidět, že vytvořený signál obsahuje velký počet vyšších harmonických frekvencí. Tato skutečnost je velmi výhodná při buzení formantů jednotlivých samohlásek (viz: kap. 4.1.1). Ve frekvenčních spektrech jsou červenými svislými čarami vyznačeny vlastní frekvence vzduchové kavity délky L_Z (prvních pět hodnot viz: Tab. 14). Podle očekávání jsou zesíleny frekvence v okolí. Podobně jako v případě okolí formantů jednotlivých samohlásek jak je ukázáno v Tab. 5.

Závislost základní frekvence f_{01} generovaného signálu na délce L_Z, je možné získat po odečtení jednotlivých základních frekvencí z amplitudo-frekvenčních charakteristik. Závislost je zobrazena na následujícím obrázku. Mezi naměřené hodnoty je proložena kubická spline křivka. S rostoucí délkou klesá základní frekvence f_{01}. Hodnota základní frekvence f_{01} ovšem u žádné z délek L_Z nesplyne s vlastní frekvencí kavity.



Obr. 45: Závislost základní frekvence f_{01} na délce supraglotické kavity L_Z (pro tlak $p_{SGS} = 500Pa$)

Pokud se tato charakteristika vykreslí pro všechny změřené tlaky p_{SGS} je vidět zajímavé chování pro délku kavity $L_Z = 500mm$. Pro všechny tlaky p_{SGS} dochází k mírnému lokálnímu nárůstu základní frekvence f_{01}. Lokální nárůst frekvence je větší pro vyšší střední subglotické tlaky. Na Obr. 46 není naměřenými hodnotami prokládána křivka, naměřené frekvence jsou propojeny úsečkami, aby se zvýraznil trend.



Obr. 46: Závislost základní frekvence f_{01} na délce supraglotické kavity L_Z (pro tlak různé tlaky p_{SGS})

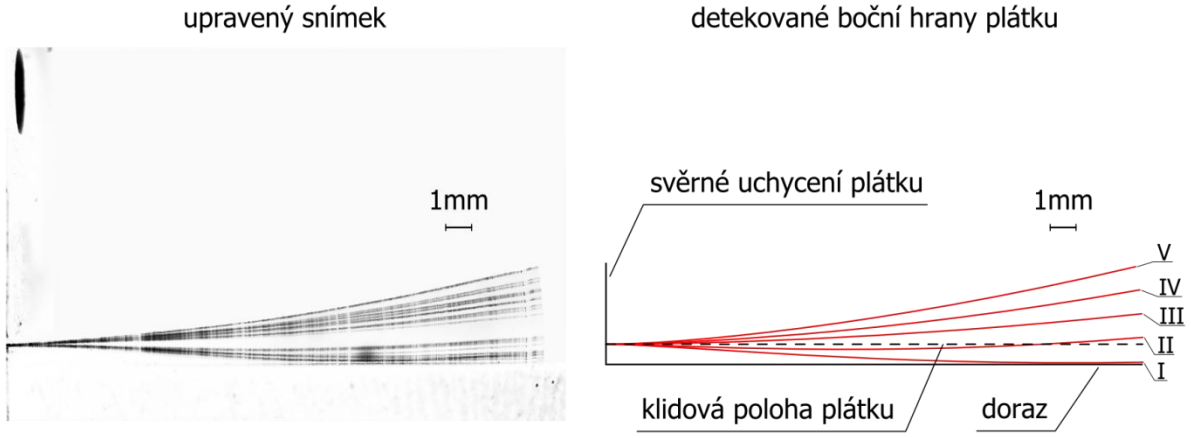
5.3.6 Měření polohy plátku stroboskopickou metodou

Sledování polohy plátku během jeho funkce je důležité pro porovnání s teoretickými předpoklady. Fotografické zachycení pohybu plátku pod stroboskopickým světlem bylo popsáno jako jedna z možných metod měření pohybu (viz: Obr. 40). Jedná se o poměrně nenáročnou metodu, kdy je na jedné fotografii zachyceno více poloh plátku v čase.

Pro kvantitativní vyhodnocení jednotlivých poloh je třeba na fotografii správně identifikovat jednotlivé polohy plátku a provést přepočet na skutečné rozměry. Pro kvalitní přepočet je třeba mít celou fotografickou sestavu zkalibrovanou. Jednodušší způsob kalibrace spočívá ve výpočtu převodního koeficientu mezi fotografií a skutečností. Sofistikovanější metody kalibrace musí brát v úvahu i plošné deformace obrazu způsobená optickou soustavou.

Měření bylo provedeno s tímto vybavením:
- fotoaparát **Canon 40D** (velikost aktivní plochy CMOS čipu 22,2 x 14,8mm, 3908x2602px)
- objektiv **Pentacon 50/f1.8** (pro expozici nastavena clona f8-f11)
- makroměch (plynule proměnná optická délka 35-120mm, pro expozici nastaveno 50mm)
- stroboskopické záblesková zařízení **Sigma** (pro expozici nastaveny záblesky s frekvencí 100Hz).

Expozice snímku probíhá během ustálené funkce plátkového elementu. Následné zpracování snímku probíhá v PC. Snímek je převeden na stupně šedi a je zvýšen kontrast, aby dostatečně vynikla sledovaná boční hrana plátku. V konečné fázi úprav je snímek invertován v hodnotách (černá↔bílá). Následuje zjištění měřítka zobrazení. Kalibrace snímku spočívá pouze v určení tohoto měřítka, které se považuje za konstantní po celé ploše snímku (použitý objektiv vykazuje z hlediska tohoto použití malou plošnou deformaci obrazu – tato deformace je zanedbána). Měřítko v tomto konkrétním případě je $188\,px/mm$. Detekce bočních hran plátku je provedena manuálně.



Obr. 47: Pohyb plátku zachycený pod stroboskopickým světlem, detekce bočních hran

Ze zaznamenaného pohybu je možné vysledovat způsob pohybu plátku. Na první pohled je patrné, že tvar kmitu plátku vypadá převážně jako první ohybový tvar kmitu. Idealizovaná situace, při níž plátek kmitá pouze svým prvním ohybovým tvarem, není při tomto způsobu zatěžování plátku možná. Ideální podmínky narušuje zatížení plátku tlakem vzduchu (v čase a prostoru se měnícím), ale především kontakt mezi plátkem a dorazem. Kontakt plátku s dorazem je ve své podstatě rázový děj. Po nárazu plátku na doraz se vybudí i vyšší tvary kmitu plátku. Tlumení přítomné v modelu naproti tomu potlačuje vybuzené vyšší tvary kmitu.
Tato situace je zachycena i na Obr. 47. V pravé části obrázku, kde jsou vykresleny detekované polohy plátku je dokreslena i klidová poloha plátku (čárkovaně). Pokud, by plátek kmital pouze

svým prvním tvarem nemohla by nastat deformace plátku označená v obrázku II. Špička plátku ve svém pohybu předběhla střed plátku. V ideálním případě kmitání, pouze prvním vlastním tvarem, by plátek přes svou klidovou (rovnovážnou) polohu přecházel vždy v rovném tvaru.

5.3.7 Měření polohy plátku rychlokamerou

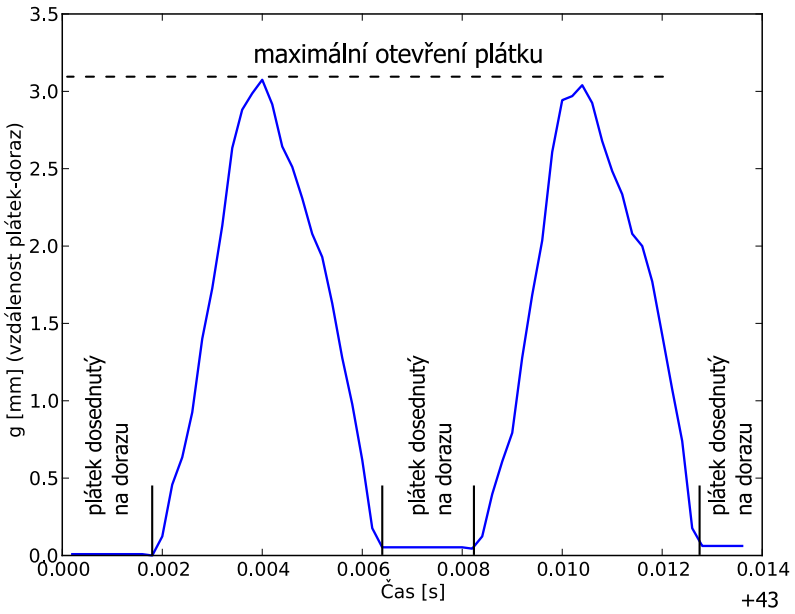
Podobné měření jako pod stroboskopickým světlem je provedeno s rychlokamerou. Rozdíl je v tom, že při záznamu rychlokamerou je na každém snímku zachycena jedna poloha v konkrétním čase.

Měření probíhalo na Ústavu metrologie a zkušebnictví na FSI Brno. Pro měření byla použita kamera OLYMPUS iSPEED 2. Aktivní plocha senzoru byla omezena na 320x120px. Snímání probíhalo frekvencí 5000Hz. Měření se provádělo na experimentálním modelu s plátkem z Al-slitiny o tloušťce 0,11mm. Střední subglotický tlak byl nastaven na hodnotu $p_{SGS} = 500Pa$.

Oproti stroboskopické metodě je ve výsledcích zahrnuta informace o čase. Problematičtější je zpracování těchto obrazových dat do číselné podoby. Pro vyhodnocení je důležitá závislost polohy špičky plátku na čase.

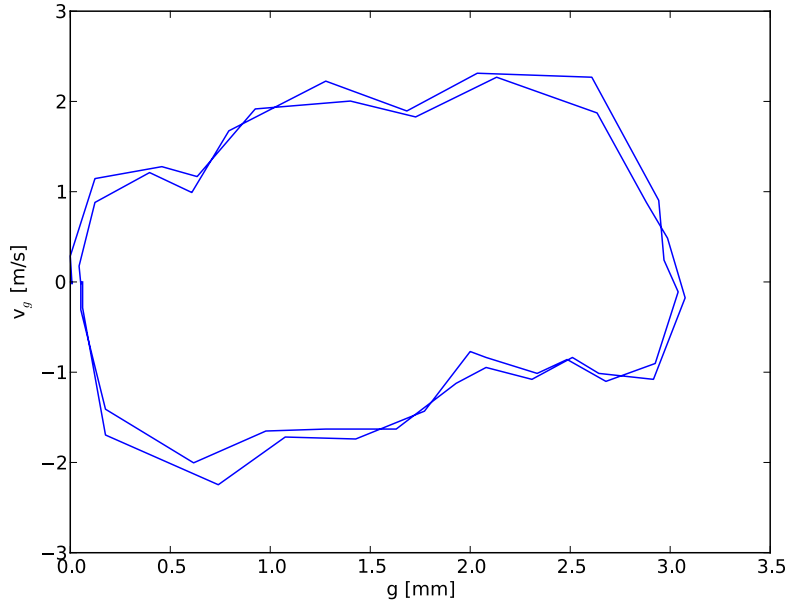
V každém snímku je nutné identifikovat, kde se plátek nachází a najít jeho koncový bod. Polohu bodu zapsat do výsledků přiřazenou danému času. Pro takovéto zpracování delších časových záznamů by bylo potřeba zapojit, popřípadě vyvinout, algoritmus automatické detekce plátku v obraze. Problematika automatické detekce plátku v obraze má své úskalí a klade vyšší požadavky i na pořizovaný videozáznam. Důležitý je především způsob osvětlení zaznamenávané scény. Osvětlení by nemělo vytvářet příliš se měnící stíny a odlesky a neměla by kolísat jeho intenzita.

Zpracování obrazu bylo provedeno manuálně (po jednotlivých snímcích). Měřítko pro přepočet ze souřadného systému obrázku na skutečné rozměry je $11{,}35\,px/mm$. Snímkovací frekvence $f_{video} = 5000fps$ proto časový krok mezi jednotlivými snímky $T_{video} = 0{,}0002s$. Pro vykreslení pohybu špičky plátku v čase jsou vybrány pro zpracování dvě periody pohybu plátku. Začátek sledování pohybu plátku je v 43s videa. Získaný časový průběh je na Obr. 48.



Obr. 48: Vzdálenost špičky plátku od dorazu v průběhu dvou period zaznamenaných na video z rychlokamery

Sledované dvě periody mají velmi podobný průběh. Stabilitu je možné posoudit metodami popsanými dále (viz: kap.5.4.8.2). Ve zmiňované kapitole jsou popsány způsoby, jakými je u výpočtového modelu plátkového elementu postupováno při sledování jeho stability. Podobné postupy samozřejmě mohou být použity i u výsledků experimentálních měření. V tomto případě bude využita metoda zobrazení $g(t)$ ve fázové rovině. Ukáže se stabilita jak v amplitudě (která je vidět již z časového průběhu) tak stabilita v rychlosti (potažmo v periodě pohybu sledovaného místa). Fázová rovina je zobrazena na následujícím obrázku:

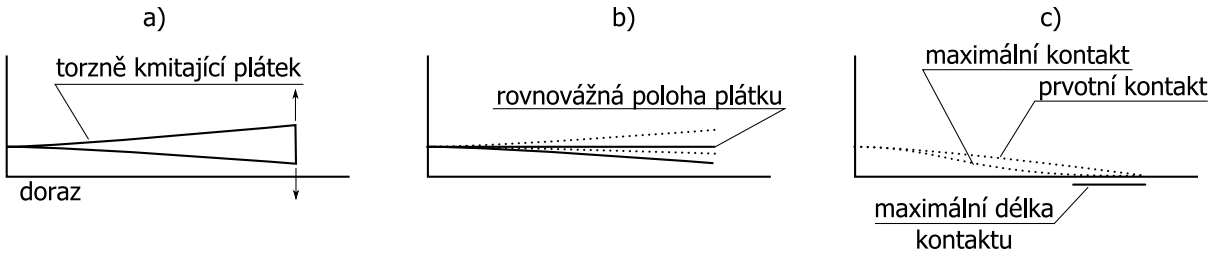


Obr. 49: Stabilita pohybu $g(t)$ve fázové rovině

Z Obr. 49 je patrné, že pohyb plátku (sledované dvě periody) je stabilní jak v amplitudě, tak v rychlosti.

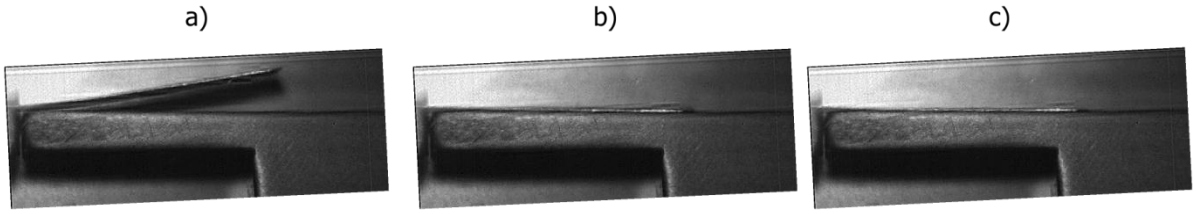
Video lze těžko prezentovat v psané práci, proto budou zvoleny náhradní metody prezentace výsledků. Jednak bude proveden slovní popis a schématické nákresy, co se na zaznamenaném videu děje a jako další budou prezentovány vybrané snímky z videa.

V první části záznamu pohybu plátku je vidět plynulý rozběh funkce. Nejprve nastává nevýrazné torzní kmitání plátku (viz: schéma na Obr. 50a). Postupně se zvětšuje amplituda kmitání plátku (viz: schéma na Obr. 50b), až přibližně ve čtvrté zaznamenané periodě přichází plátek poprvé do kontaktu s dorazem. Poté následuje opakování pohybu plátku, při kterých dochází ke kontaktu s dorazem. Ke kontaktu plátku s dorazem dochází vždy nejdříve na špičce plátku. Po prvotním kontaktu špičky následuje rozsáhlejší dosednutí plátku na doraz (přibližně do čtvrtiny délky plátku, viz: Obr. 50c).



Obr. 50: Schématické znazornění pohybů plátku zachycených rychlokamerou
a) torzní kmity plátku
b) plynulé zvětšování amplitudy kmitání
c) kontakt plátku s dorazem

Následujících několik statických snímků je vybráno z videozáznamu. Jsou na nich zobrazeny některé významné polohy plátku. Na Obr. 51a je zachyceno maximální otevření plátku, obrázek Obr. 51b ukazuje okamžik kdy došlo k prvotnímu kontaktu na špičce plátku a Obr. 51c maximální kontakt plátku s dorazem.



Obr. 51: Vybrané snímky z videa
a) maximální otevření
b) prvotní kontakt
c) maximální kontakt

5.4 Výpočtový model plátkového elementu

Výpočtový model plátkového elementu je vytvořen pro účely výpočtového stanovení charakteristik plátkového elementu. Jsou studovány charakteristiky plátkového elementu především při měnící se střední hodnotě tlaku vzduchu na vstupu do modelu (inlet face pressure). Tyto změny odpovídají změnám střední hodnoty subglotického tlaku p_{SGS}.Ve výpočtovém modelu je zahrnuta interakce plátku s proudícím vzduchem (fluid structure interaction – FSI).

Model je vytvořen plně parametricky, což umožňuje snadnou změnu geometrie, materiálových charakteristik a zatížení. Jedná se o 2D model v MKP systému ANSYS. Zahrnutý model interakce vyžaduje řešení dvou fyzikálních prostředí (plátek – strukturální analýza, proudící vzduch – CFD analýza). Tvorba a řešení je provedena v prostředí ANSYS APDL, kde se takovéto více-fyzikální problémy řeší každý odděleně. Provázanost je řešena přes výsledkové soubory.

Interakce plátku se vzduchem je modelována obousměrně. Na zatížení plátku se podílí tlak vypočtený v CFD analýze, ale zároveň deformace plátku, vyvolané jeho pohybem, ovlivňují tvar prostoru, kterým proudí vzduch. Pohyb plátku vyvolává deformaci sítě prvků CFD sítě. Pro změny rozměrů CFD sítě (při pohybu plátku) není využito standartního postupu pomocí příkazu *demorph*, ale je vytvořen skript zajišťující deformaci sítě v okolí plátku.

Řešení výpočtového modelu probíhá se zahrnutím setrvačných účinků (v časové oblasti). Časový krok je po celou dobu výpočtu konstantní. Jeho hodnota je volena poměrně malá, aby nenastávaly problémy s konvergencí.

5.4.1 Model geometrie

Topologie výpočtového modelu vychází z experimentálního modelu popsaného v kap. 5.3. Topologii je možné vidět i na Obr. 32. Geometrie je vytvořena parametricky. Všechny rozměry geometrie lze v jistém rozmezí měnit. Z citlivostní analýzy plátku, bez uvažování okolního média a dorazu plátku provedené v kap. 5.1.1 vyplývá, že frekvence kmitání plátku je nejcitlivější na tloušťku plátku a hmotu přidanou na konec plátku. Možnost změny těchto parametrů musí být v modelu zachována.

Model je vytvořen jako plošný (2D). Každé z řešených prostředí (vzduch-fluidní, plátek-pevná látka) bude řešeno samostatně a propojení (interakce) je provedena vzájemným propojením modelů. Model bude řešen metodou konečných prvků. Z důvodu propojení fluidního a strukturálního modelu je vhodné zachovat shodné dělení výpočtové sítě v místech propojení modelů.

Geometrické parametry modelu ukazuje následující Obr. 52.

V obrázku je schematicky ukázáno umístění přídavné hmoty (M) na konci plátku. Jsou barevně rozlišeny fluidní a strukturální prostředí. Zároveň jsou uvedeny typy MKP prvků použitých pro tvorbu výpočtové sítě (PLANE42; FLUID141).

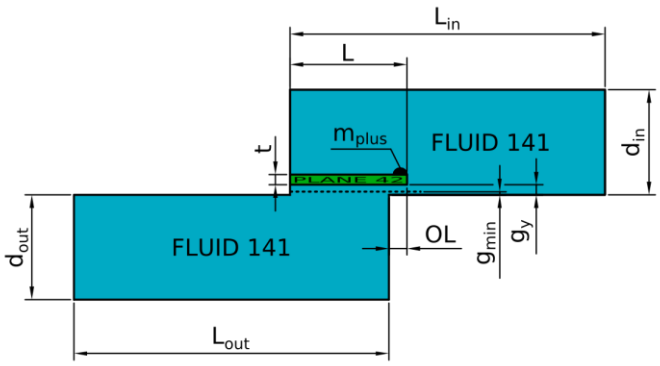
Geometrické parametry a jejich význam:

L	Délka plátku
t	Tloušťka plátku
L_{in}	Délka vstupní (subglotické) kavity
L_{out}	Délka výstupní (supraglotické) kavity
d_{in}	Šířka subglotické kavity
d_{out}	Šířka supraglotické kavity

g_y Počáteční (statická) mezera mezi plátkem a stěnou subglotické kavity

g_{min} Minimální možná mezera mezi plátkem a stěnou subglotické kavity

OL Přesah plátku nad dorazem



Obr. 52: Geometrie výpočtového modelu

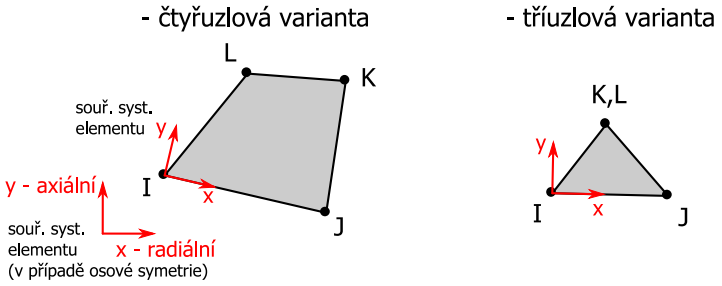
Výpočtová síť je tvořena dvěma typy prvků. Výpočtový model plátku tvoří síť prvků typu PLANE42. Model fluidního prostředí je vytvořen prvky typu FLUID141. V následujících odstavcích je stručný popis obou typů prvků. Popis vychází z manuálu MKP systému ANSYS [2].

- **PLANE42**

Čtyřuzlový rovinný MKP prvek pro modelování mechanických deformací pevných látek. Všechny uzly prvků musí ležet v rovině x-y. Prvek je možné použít pro modelování stavů napjatosti odpovídající rovinné deformaci, rovinné napjatosti a osové symetrii. Geometrii prvku je možné vytvořit v základní čtyřuzlové variantě, nebo tříuzlové variantě (viz: Obr. 53).

Element dovoluje počítat s velkými deformacemi a velkými přetvořeními. Umí zahrnout plastické a creepové chování materiálu. Materiálové charakteristiky mohou být zadány ortotropní.

V každém ze svých uzlů má prvek dva stupně volnosti (UX-posuv ve směru osy x; UY-posuv ve směru osy y).



Obr. 53: Geometrie prvku PLANE42

Pro model plátku jsou využity tyto možnosti prvku PLANE42:

- čtyřuzlová geometrie prvku
- materiálové charakteristiky lineárně elastické izotropní v závislosti na požadovaném materiálu plátku (viz: Tab. 12)
- stav napjatosti: rovinná napjatost

- **FLUID141**

Rovinný prvek (2D) pro řešení přenosu látky a tepla v tekutých prostředích. Je možné řešit viskózní – neviskózní proudění stlačitelných – nestlačitelných médií. Geometrie prvku je podobná jako u předchozího popsaného (viz: Obr. 53). Jedná se o čtyřuzlový prvek (opět existuje i tříuzlová varianta).

V každém uzlu má prvek 7 stupňů volnosti. Tři složky rychlosti proudění média podél souřadných os VX-VY-VZ. Tlak p a teplotu média T v uzlu. Poslední dva stupně volnosti se vztahují k turbulentnímu proudění média.

Prvek umožňuje popsat vícesložkové média (proudící médium může mít až 6 složek). Každá ze složek musí mít předepsány materiálové charakteristiky:

- měrnou hmotnost ϱ
- viskozitu ν
- tepelnou vodivost λ
- měrné teplo c_p

Materiálové charakteristiky je možné zadat jako funkce teploty a tlaku média.

V případě modelu vzduchových kavit plátkového elementu jsou využity tyto vlastnosti a nastavení prvku FLUID141:

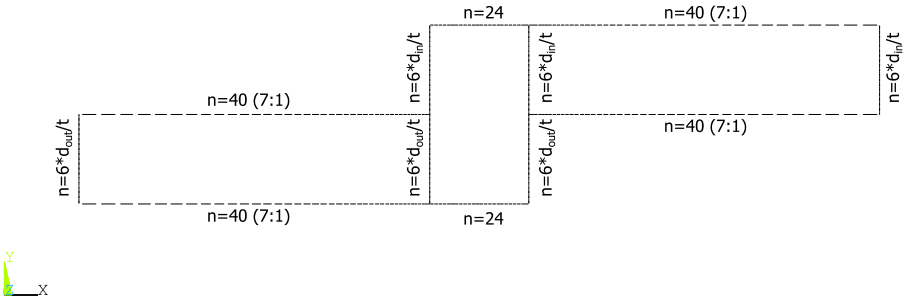
- čtyřuzlová geometrie prvku
- stlačitelné viskózní médium (vzduch)
- je uvažována konstantní teplota média
- není uvažován model turbulence

Výpočtová síť plátku a vzduchových kavit je vytvořena ze čtyřuzlových prvků. Při tvorbě sítě je požadována tvorba pravidelné sítě, kdy vytvořené prvky mají tvar obdélníků. Nejprve je vytvořena pouze síť prvků vzduchových kavit. Tato síť překrývá i místo kde leží plátek. Následuje výběr elementů v místech plátku a změna jejich typu na PLANE42.

V oblastech kde lze předpokládat zvýšené nároky na kvalitu sítě a velikost prvku, je síť zjemněna. Takovéto oblasti se nachází především v okolí plátku. Většina vzduchových kavit může být rozdělena hrubší sítí. Hrubší síť je vytvořena na začátku subglotického prostoru a na konci supraglotického prostoru. Tohoto je docíleno plynulou změnou délky hrany elementů se zvětšující se vzdáleností od středu modelu (od plátku). Šířka subglotické a supraglotické kavity je rozdělena prvky, jejichž délka hrany v tomto směru závisí na tloušťce plátku a požadovaném dělení.

Plátek je rozdělen sítí prvků PLANE42. Ve směru tloušťky plátku je vytvořeno 6 elementů. Dělení plátku po jeho délce je závislé na tom, jaká síť je vytvořena pro model vzduchových kavit. Toto dělení je závislé i na parametru OL, který vyjadřuje přesah plátku do subglotické kavity. Pro většinu kombinací rozměrů geometrie (viz: Obr. 52) je plátek po délce rozdělen na 24-27 elementů.

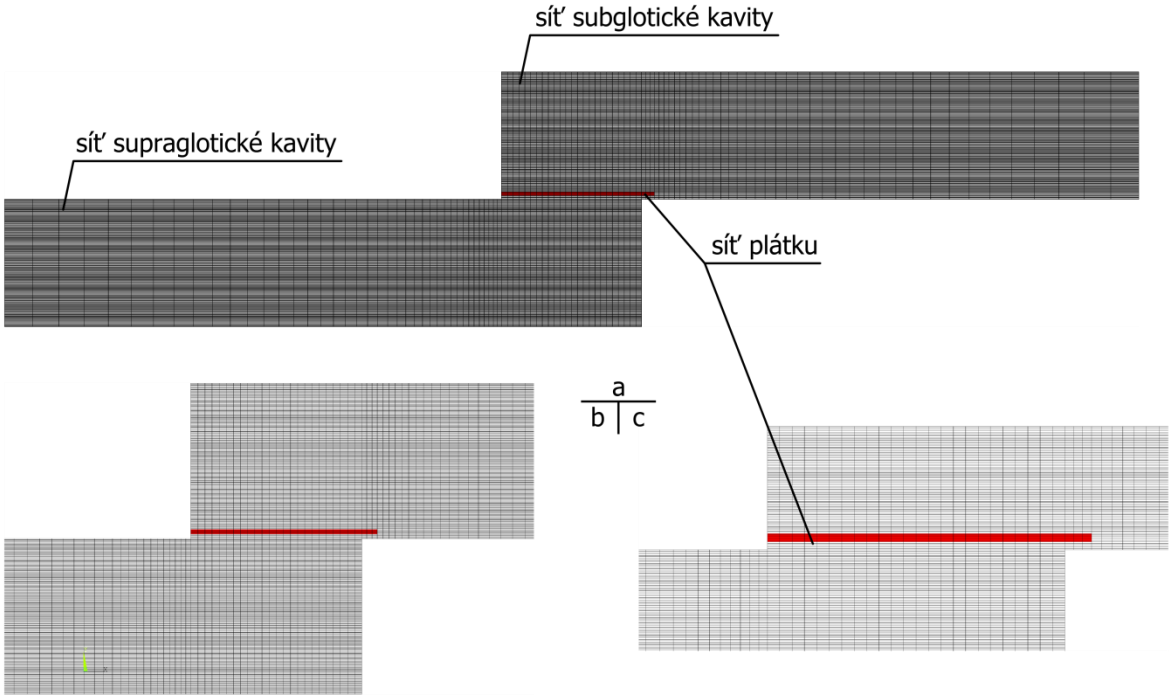
Předepsané rozměry prvků a vztahy mezi těmito rozměry ukazuje následující obrázek. Parametr n, uváděný u čar ohraničujících vzduchové kavity vyjadřuje celkový počet prvků na této hraně. Poměr uvedený u některých čar vyjadřuje podíl nejdelšího elementu vůči nejkratšímu (změna délky hrany prvku je patrná z Obr. 54, kde je vyznačena různou hustotou čárkovaných čar). Dělení čar podél šířky subglotické a supraglotické kavity je vyjádřeno vztahem vůči tloušťce plátku $(n = 6d_{in(out)}/t)$ pokud není výsledkem tohoto vztahu celé číslo, je provedeno zaokrouhlení.



Obr. 54: Dělení čar ohraničující vzduchové kavity na prvky

Celkem je vytvořená síť tvořena 26500 elementy a 26105 uzly. Model plátku je rozdělen na 162 elementů se 196 uzly. Síť vzduchových kavit a plátku má společných 61 uzlů. Tyto počty elementů a uzlů se mohou mírně měnit při změnách rozměru modelu geometrie. Následující obrázek (Obr. 55) ukazuje celkový pohled na síť a detaily v okolí plátku.

Pokud je požadována přídavná hmotnost M umístěná na konci plátku, je do výpočtového modelu přidán prvek MASS21. Uvedený prvek reprezentuje hmotnost soustředěnou do jednoho uzlu (hmotný bod). Celá požadovaná hmota M je umístěna do koncového uzlu na horní straně plátku.



Obr. 55: Vytvořená síť (a – celkový pohled na model, b,c – detaily)

5.4.2 Použité modely materiálu

Model materiálu plátku je zvolen lineárně elastický izotropní. U tohoto modelu dostačuje předepsání dvou materiálových charakteristik. Modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ. Hodnoty těchto materiálových charakteristik budou použité z Tab. 12.

Model materiálu vzduchu je použitý z databáze ANSYS. Jedná se o viskózní stlačitelnou tekutinu, která má vlastnosti odpovídající vzduchu. Referenční tlak je zadán $p_{atm} = 1013{,}5hPa$.

5.4.3 Okrajové podmínky

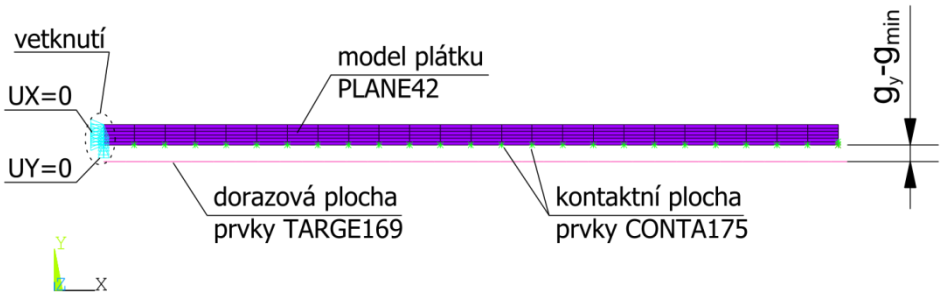
Okrajovými podmínkami jsou na konkrétních místech v modelu předepsány uvažované podmínky během výpočtu. V předchozí kapitole byly popsány použité prvky pro tvorbu sítě a jejich stupně volnosti. Strukturální prvky plátku mají dva stupně volnosti UX, UY (posuvy podél souřadných os), fluidní prvky mají sedm stupňů volnosti. Protože se uvažuje proudění při konstantní teplotě bez turbulence je možné pomocí okrajových podmínek předepisovat rychlosti proudění a tlaky média.

- **Okrajové podmínky pro PLÁTEK**

Plátek má předepsánu jednoduchou okrajovou podmínku v místě stěny plátkového elementu, je vetknut. Z hlediska MKP výpočtového modelu, vetknutí znamená předepsání nulových hodnot pro všechny stupně volnosti. V místě vetknutí je předepsáno UX=UY=0.

Dále je nutné pro plátek definovat nelineární okrajovou podmínku v místě dorazu plátku. Jedná se o okrajovou podmínku, která je funkční pouze v případě, že se plátek dotkne dorazu. V systému ANSYS se tento typ okrajových podmínek zadává pomocí speciálních kontaktních prvků. Kontaktní prvky fungují v ANSYS vždy v párech. Jedna z ploch je pokryta prvky typu *contact* druhá je pokryta prvky *target*.

Protože ve strukturálním modelu je jediná oblast – plátek, je nutné domodelovat oblast, která bude představovat dorazovou plochu. Doraz bude tvořen úsečkou vzdálenou o g_{min} od stěny vzduchové kavity. Tato úsečka bude pokryta kontaktními prvky. Dorazová plochu bude ideálně tuhá a tvoří tzv.: *rigid target*.



Obr. 56: Okrajové podmínky předepsané modelu plátku

- **Okrajové podmínky pro vzduchové kavity**

Prvkům FLUID 142, které tvoří model vzduchových kavit, je nutné v některých místech předepsat okrajové podmínky. Tyto podmínky určují, jaký charakter bude mít v těchto místech proudění média.

Všem elementů média je předepsána konstantní teplota 20°C.

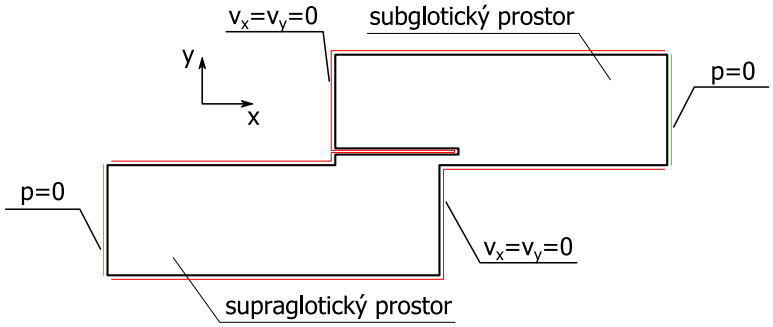
V místech, kde se médium stýká s pevným povrchem stěny plátkového elementu, má médium předepsánu nulovou rychlost. Tato podmínka vyplývá z představy o rychlostním profilu při proudění viskózního média v blízkosti pevné stěny.

V místě vstupu média do modelu vzduchových kavit (v terminologii zavedená v CFD analýzách je toto místo označeno inlet face) je předepsána konstantní hodnota tlaku. Hodnota tlaku odpovídá požadované hodnotě středního subglotického tlaku p_{SGS}.

Na výstupu média z modelu (outlet face) je předepsána nulová hodnota tlaku média. Tato podmínka odpovídá výstupu média do volného prostoru.

Hodnoty zadaných tlaků jsou relativní vůči hodnotě atmosférického tlaku ($p_{atm} = 1013{,}5hPa$). V předchozích odstavcích uvedené hodnoty tlaků je tedy nutné chápat jako přetlaky.

Všechny předepsané okrajové podmínky pro model vzduchových kavit jsou schematicky zobrazeny na následujícím obrázku (Obr. 57).



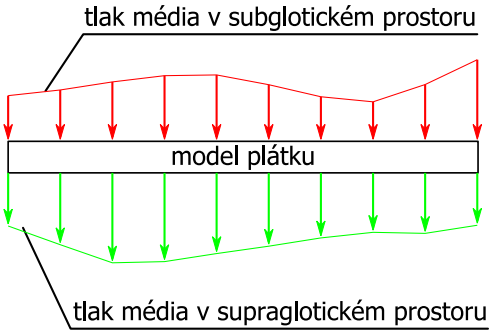
Obr. 57: Okrajové podmínky pro vzduchové kavity

5.4.4 Zatížení

Vnější zatížení modelů na rozdíl od předepsaných okrajových podmínek nelze předepsat pomocí stupňů volnosti daného modelu. Při řešení matematického modelu sestaveného podle MKP modelu, je MKP model reprezentován soustavou rovnic. Zatímco předepsáním okrajové podmínky dosadíme za některou z proměnných konkrétní číslo (hodnotu okrajové podmínky), při předepsání zatížení se v matematickém modelu mění pravá strana soustavy rovnic.

U modelu vzduchových kavit není třeba předepisovat žádné zatížení. Model je dostatečně definován předepsanými okrajovými podmínkami. Zatížení, které se projevuje i v modelu proudění je zatížení setrvačnými silami. Tyto síly jsou do výpočtu zahrnuty již na úrovni řešených pohybových rovnic.

Na model plátku působí na obvodových plochách tlak vzduchu. Způsob přenosu hodnot tlaku z analýzy proudění je popsán později v samostatném odstavci (kap. 5.4.6). Obvodové elementy plátku jsou na svých površích, které jsou ve styku se vzduchem, zatíženy plošným zatížením (rovnoměrně rozložené zatížení podél délky hrany prvku). Toto zatížení se mění v každém časovém kroku. Na model plátku působí také setrvačné síly vyvolané nerovnoměrností jeho pohybu.



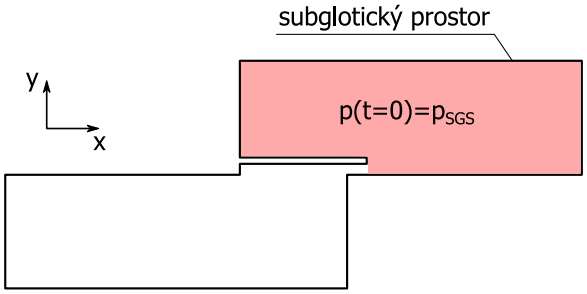
Obr. 58: Zatížení plátku tlakem

5.4.5 Počáteční podmínky

Na počátku řešení modelu (v prvním časovém kroku) je v celém subglotickém prostoru předepsán přetlak. Hodnota přetlaku odpovídá požadované hodnotě středního subglotického tlaku p_{SGS}.

Předepsáním této počáteční podmínky se zkrátí výpočtový čas potřebný k dosažení periodického pohybu plátku. Odpadají výpočtové kroky potřebné ke zvýšení subglotického tlaku.

U modelu plátku se předpokládá, že je na počátku řešení v klidu. Vnitřní síly v plátku na počátku řešení jsou nulové (neexistují v něm zbytková napětí).



Obr. 59: Počáteční podmínky pro model vzduchových kavit

5.4.6 Interakce vzduch - plátek

Zavedení interakcí mezi modelem plátku a modelem vzduchových kavit umožňuje řešit výpočtové modely provázaně.

Řešení takto provázaných modelů je v systému ANSYS provedeno po částech [2]. Každé řešené prostředí má svůj samostatný model. Tento model je před každým řešením zaktualizován (převzato zatížení, modifikována geometrie, …), následně proběhne řešení a jsou uloženy výsledky. Uložené výsledky mohou být využité pro aktualizaci následujícího prostředí. Teoreticky může takto za sebou následovat několik analýz. Každá z těchto analýz má jiný fyzikální základ (deformace pevných látek, proudění tekutin, přenos tepla, elektromagnetizmus).

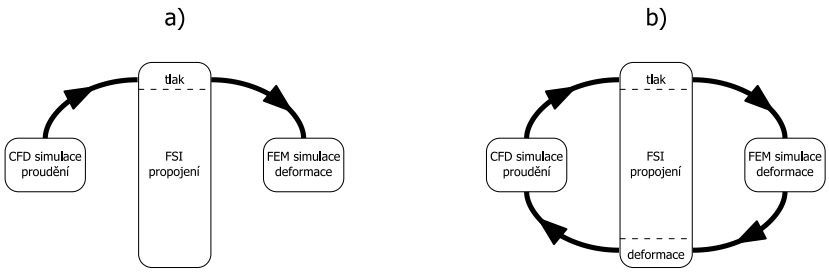
Tento přístup je v literatuře označován za řešení po částech (partitioned solution), existuje i přístup, kdy jsou obě (popřípadě více) části (fyzikální prostředí) modelu řešeny současně (monolithic solution) [10].

V tomto konkrétním případě budou provázány výsledky analýzy proudění ve vzduchových kavitách a deformační analýza plátku. V literatuře [18,19] jsou takovéto úlohy souhrnně označovány jako FSI (Fluid Structure Interaction).

Provázané (interakční) úlohy je v případě řešení po částech možné rozdělit na dvě skupiny:

- jednosměrně provázané
- obousměrně provázané

Pokud to charakter úlohy dovoluje, je jednodušší použít jednosměrný model interakce. Použití jednosměrného modelu interakce je omezeno tím, jak je citlivý první z řešených modelů na výsledky navazujících modelů. Jednosměrné interakce mohou být vynuceny výpočetní náročností a explicitně vyjádřeny v předpokladech výpočtového modelu.

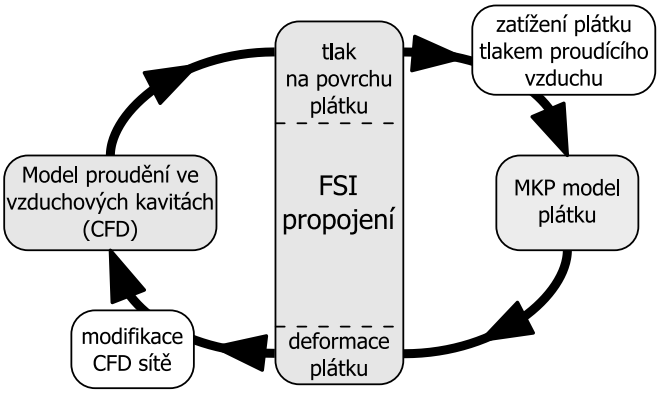


Obr. 60: Jednosměrné (a) a obousměrné (b) propojení řešených prostředí

Jako příklad výpočtového modelu, kde postačuje jednosměrná interakce, je možné uvést statické zatížení staveb větrem. Deformace stavební konstrukce, zpravidla nezpůsobí významné změny v charakteru jejího obtékání a proto se významně nezmění ani zatížení vyvolané při jejím obtékání. Ve strojírenské praxi často řešené modely pro určení napětí od teplotních dilatací je rovněž ve většině případů možné řešit jako jednosměrně provázané (teplotní úloha → předání teplotního pole → teplotní dilatace → mechanické zatížení konstrukce).

Rozhodnutí, zda je možné využít jednosměrného propojení, vždy záleží na požadované rozlišovací úrovni modelu.

Protože je účelem simulovat dynamické chování modelu plátkového elementu a deformace plátku výrazně ovlivňují charakter proudění, je tento model řešen jako obousměrně provázaný. Z modelu proudění ve vzduchových kavitách je převzatý tlak vzduchu na rozhraní plátek - vzduch a tímto zatížen plátek (viz: Obr. 58). Na základě deformace plátku je modifikována síť modelu vzduchových kavit a provedeno řešení proudění v dalším časovém kroku.



Obr. 61: Schéma obousměrné interakce použité u modelu plátkového elementu

Blok „FSI propojení“ na Obr. 61 je pouze symbolický a důležité z hlediska funkčnosti propojení modelů jsou bloky „zatížení plátku tlakem proudícího vzduchu“ a „modifikace CFD sítě“.

- **Zatížení plátku tlakem vzduchu**

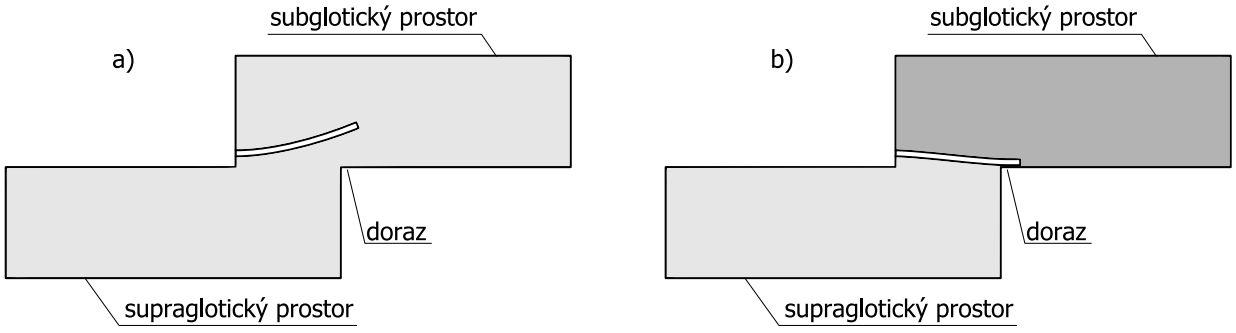
V kap. 5.4.4 je popsáno, jak se zatížení tlakem předepisuje na model plátku. Samotnému předepsání tlaku musí ovšem předcházet načtení hodnot tlaků z výsledků CFD analýzy. Situace je ulehčena tím, že MKP sítě plátku a vzduchových kavit na sebe v místě kontaktu plátku se vzduchem navazují svými uzly. Pokud by tato podmínka navazujících sítí nebyla splněna, musela by každému předepsání zatížení na plátek předcházet interpolace tlaku mezi sítí vzduchových kavit a sítí plátku.

K načtení a předepsání tlaku vzduchu je využito funkce systému ANSYS *ldread*. Funkcí ldread je z výsledků modelu proudění (*.rfl soubor) vždy načten poslední vyřešený časový krok. Ve výsledkovém souboru je tlak dostupný ve všech uzlech CFD sítě, to znamená i na rozhraní mezi plátkem a vzduchem. Tlak je předepsán na plátek jako plošné zatížení elementů plátku. Mezi jednotlivými uzly na povrchu plátku se tlak mění linárně.

- **Modifikace CFD sítě**

Modifikace výpočtové sítě vzduchových kavit je druhým způsobem propojení modelů kterým je zajištěna interakce mezi nimi. V důsledku deformací plátku se mění tvar kavit, kterými proudí vzduch. Tyto změny tvaru jsou významné a je nutné je zahrnout. Změny polohy plátku se dějí v každém časovém kroku a proto i změna sítě je prováděna před každým řešením modelu vzduchových kavit (vyjma prvního časového kroku, kdy je plátek ve výchozí poloze).

Vzhledem k celkové koncepci výpočtového modelu, kdy je zachována výpočtová síť během všech časových kroků, nelze měnit během výpočtu topologii sítě. Požadavek na změnu topologie sítě vyplývá z pozorovaného chování plátku. Během fáze, kdy se plátek přibližuje dorazu, by mělo dojít na určitý časový okamžik k úplnému oddělení subglotické a supraglotické kavity (viz: Obr. 62b). Výpočtový model vzduchových kavit by se již neskládal z jedné kavity, ale byl by plátkem rozdělen na dvě samostatné kavity.



Obr. 62: Změna topologie během uzavření plátku

Opačná změna by nastala v okamžiku, kdy plátek přestane být v kontaktu s dorazem. Samostatné kavity se musí propojit a mezerou mezi plátkem a dorazem opět začne proudit médium (viz: Obr. 62a). Tyto změny topologie výpočtové sítě nejsou v modelu zahrnuty. Důvodů pro nezahrnutí těchto změn je několik:

- v modelu se zahrnutými změnami topologie se musí po rozdělení kavit vytvořit nová síť. Na nově vytvořenou síť se musí přenést výsledky z původní sítě (interpolací). Toto způsobí:
    - vyšší časovou náročnost (čas pro tvorbu nové sítě)
    - zaokrouhlovací a interpolační chyby při přenosu výsledků na novou síť

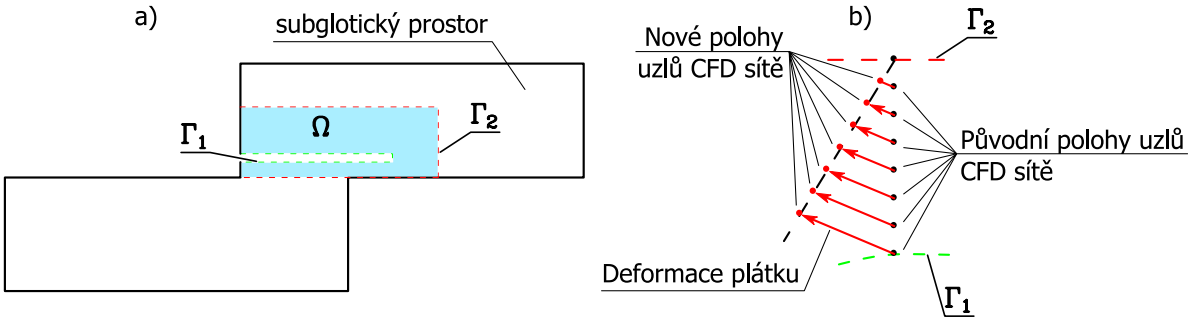
- u reálného plátkového elementu také nedochází k úplnému oddělení subglotické a supraglotické kavity během kontaktu plátku s dorazem. Kavity jsou stále propojeny v místech po okraji plátku, kde nedochází ke kontaktu mezi plátkem a dorazem. V použitém 2D modelu geometrie tyto boční proudy nejsou možné a zachováním propojených subglotických a supraglotických kavit je tento rozdíl kompenzován.

Prvky CFD sítě vytvořené mezi dorazem a plátkem zůstávají v modelu po celou dobu výpočtu. Podle deformace plátku se mění jejich průřez. Během kontaktu plátku se dorazem (stěnou kavity) by ovšem docházelo k nepřípustným deformacím CFD sítě v těchto místech. Plošné elementy by degradovaly do tvaru úseček. Tato situace je v modelu vyřešena zavedením náhradní dorazové čáry, která je od stěny kavity odsazena o g_{min} (viz: Obr. 52). Model plátku nyní přichází do kontaktu s touto náhradní dorazovou čárou. Mezi náhradní dorazovou čáru a stěnu kavity se mohou zdeformovat všechny potřebné elementy CFD sítě.

Pro deformaci CFD sítě bylo nejprve využito funkce *demorph* [2]. Při řešení testovacích úloh docházelo poměrně často k nesprávné deformaci sítě. Funkce *demorph* vytvořila síť, která nebyla použitelná pro řešení. Z tohoto důvodu je vytvořena nová procedura, která provádí deformaci CFD sítě v okolí pohybujícího se plátku.

Na předem vybraném okolí plátku Ω je proveden posun jednotlivých uzlů CFD sítě. Posuvy plátku jsou odečteny na hranici Γ_1. Na vnější hranici okolí plátku Γ_2 se předpokládá deformace sítě nulová. Jednotlivé vybrané uzly CFD sítě jsou posunuty tak, že jejich posuv je lineárně závislý na vzdálenosti daného uzlu od hranice Γ_2 (viz:Obr. 63a).

Síť elementů v okolí plátku je na počátku řešení vytvořena pravidelná, složená výhradně z čtyřuzlových prvků (viz: kap. 5.4.1). Tento tvar sítě dovoluje jednoduše provádět interpolaci posuvů mezi Γ_1 a Γ_2.



Obr. 63: a) výběr okolí plátku; b) posun uzlů

5.4.7 Algoritmus a nastavení výpočtu

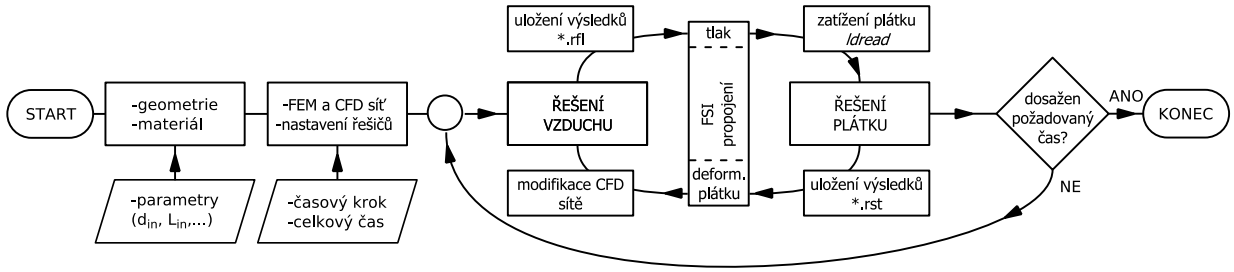
V této kapitole budou uvedeny nastavení řešičů strukturální a fluidní části modelu. Protože se jedná o řešení v časové oblasti, je popsán i algoritmus řešení ve smyčce.

Modely jednotlivých prostředí jsou řešeny odděleně. Každý model má vlastní řešič a výsledky jsou zapsány do samostatných výsledkových souborů (výsledkový soubor pro výsledky deformační analýzy plátku a výsledkový soubor pro výsledky proudění ve vzduchových kavitách).

Algoritmus výpočtu:

Samotnému řešení předchází definování geometrie, tvorba sítě (viz: kap. 5.4.1). Modelům jsou předepsány okrajové a počáteční podmínky (viz: kap. 5.4.3 a 5.4.5). Následuje řešení proudění ve vzduchových kavitách v prvním časovém kroku. Plátek je zatížen tlakem vzduchu vypočteným na

rozhraní plátek vzduch. Řeší se model plátku – výsledkem je deformace plátku. Jsou modifikovány polohy uzlů CFD sítě v okolí plátku. Řeší se proudění v dalším časovém kroku. Řešení na sebe navazují ve smyčce, dokud není dosaženo požadovaného času. Celý algoritmus je ukázán v následujícím diagramu:



Obr. 64: Algoritmus výpočtu [58]

Nastavení řešičů:

Většina nastavení řešičů obou prostředí je ponechána ve výchozím nastavení systému ANSYS. Změny jsou provedeny především předepsáním většího počtu dílčích kroků (substep-ů) při řešení každého časového kroku.

Tab. 16: Nastavení použitých řešičů pro obě řešená prostředí

	Strukturální model (plátek)	Fluidní model (vzd. Kavity)
Označení použitého řešiče:	Sparse direct	PGMR
Počet dílčích kroků řešení během jednoho čas. kroku	20	1
Konvergenční kritéria	automaticky*	VX=VY=1e-2 PRES=1e-6
Zahrnutí setrvačných sil	ano	ano
Další nastavení	-proporcionální tlumení $\beta = 1e^{-6}$ -zahrnutí velkých deformací (NLGEOM,ON)	-stlačitelné médium

*protože jsou ve strukturálním modelu kontaktní prvky, během řešení se sleduje konvergence pouze v silových parametrech (v silách), konvergence v posuvech se nevyhodnocuje

5.4.8 Výsledky simulací na výpočtovém modelu

Výpočtový model umožňuje jednoduše provádět simulace různých konfigurací plátkového elementu. Celý výpočtový model je vytvořen parametricky. Geometrii a zatížení (střední hodnotu subglotického tlaku p_{SGS}) je možné v určitých mezích měnit. Je řešeno více typů úloh, jejichž společným cílem je získat informace o chování výpočtového modelu plátkového elementu při měnících se vstupních parametrech. Z důvodu velkého počtu vstupních parametrů není možné popsat chování modelu při změnách všech parametrů. Ze skupiny všech vstupních parametrů jsou vybrány pouze některé, jejichž vliv bude prozkoumán.

Chování plátkového elementu je studováno, protože plátkový element se jeví jako vhodný kandidát na hlasovou protézu generující umělý zdrojový hlas. Při tomto využití se předpokládá, že energii pro funkci plátkového elementu budou dodávat plíce ve formě stlačeného vzduchu. Mezi vybrané parametry je vhodné zařadit tlak vzduchu před plátkovým elementem. Ve výpočtovém modelu se jedná o střední hodnotu subglotického tlaku p_{SGS}. Hodnoty středního subglotického tlaku jsou voleny v souladu s [46], tedy z rozsahu který je běžný u zdravého lidského hlasu.

Mezi vybrané parametry jsou zařazeny délky subglotické a supraglotické kavity výpočtového modelu. Podle [15] mají délky navazujících kavit podstatný vliv na funkci plátkového elementu. Podobné výsledky ukazují experimentální měření provedená s plátkovým elementem a dříve provedené experimenty a výpočty [24,60]. V [60] bylo k experimentům použito starší provedení experimentálního modelu plátkového elementu. Starší provedení experimentálního modelu se lišilo především svou konstrukcí. Princip funkce je ovšem naprosto shodný s nynějším experimentálním a výpočtovým modelem.

Posledním vybraným parametrem je tloušťka plátku t. Tento parametr je důležitý především z hlediska charakteru kmitaní plátku. Při ohybově poddajném plátku (malá tloušťka t) dochází často k úplnému zablokování funkce plátkového elementu, plátek je trvale přitisknutý k dorazu. Při ohybově tuhém plátku (velká tloušťka t) vůbec nedochází ke kontaktu plátku s dorazem. Plátek pouze ohybově kmitá v proudu vzduchu a nedojde k potřebnému přerušení proudu vzduchu a vzniku bubliny tlakového vzduchu [34,38] v subglotické kavitě.

V prvním typu úloh je sledován vliv velikosti předepsaného středního subglotického tlaku p_{SGS} na chování modelu plátkového elementu [25]. Je sledován vliv na amplitudo-frekvenční spektrum a především na hodnotu první vlastní frekvence generovaného akustického signálu. Současně jsou při těchto řešeních s měnícím se tlakem p_{SGS} zapisována data pro vyhodnocení závislostí $g - p_{SG}$ [38]. Charakteristiky $g - p_{SG}$ jsou používány při popisu vzniku zdrojového hlasu pomocí teorie bublin stlačeného vzduchu [32,33,36,38].

V dalších typech úloh je sledováno chování modelu plátkového elementu při měnících se geometrických parametrech modelu. Chování výpočtového modelu plátkového elementu je opět sledováno na změnách frekvenčního spektra na charakteristice $g - p_{SG}$.

5.4.8.1 Vliv p_{SGS} na chování výpočtového modelu plátkového elementu

Z hlediska uvažované budoucí funkce plátkového elementu jako generátoru náhradního zdrojového hlasu (hlasové protézy) je změna střední hodnoty subglotického tlaku běžnou změnou podmínek při fonaci. V [46] je prezentován výzkum, který se věnoval charakteristikám hlasu u profesionálů. Z uváděných výsledků je možné získat informace o podmínkách i při běžné fonaci. Je uvedeno, že pro běžnou komunikaci jsou používány střední hodnoty subglotického tlaku v rozmezí 2-10 cmH_2O. To odpovídá přibližně $p_{SGS} \in (200; 1000)\ Pa$.

Z uvedeného rozsahu středních hodnot subglotického tlaku jsou voleny tlaky předepsané při řešení výpočtového modelu. Nejnižší předepsaný střední subglotický tlak je 200Pa, každý následující předepsaný tlak je o 50Pa vyšší. Nejvyšší předepsaný tlak je 1000Pa.

Při všech těchto řešeních výpočtového modelu jsou ostatní parametry (geometrické) ponechány neměnné. Geometrické parametry této referenční geometrie jsou uvedeny v následující tabulce. Význam jednotlivých parametrů je uveden v kap. 5.4.1 a na Obr. 52. Materiálové charakteristiky jsou pro referenční geometrii zadány následovně: $E = 8e + 8Pa$; $\mu = 0{,}3$; $\varrho = 957\ kg/m^3$ (odpovídá HDPE).

Tab. 17: Referenční geometrické parametry

$L = 12mm$
$t = 0{,}3mm$
$L_{in} = 50mm$
$L_{out} = 50mm$
$d_{in} = 10mm$
$d_{out} = 10mm$
$g_y = 0{,}3mm$
$g_{min} = 0{,}05mm$
$OL = 1mm$

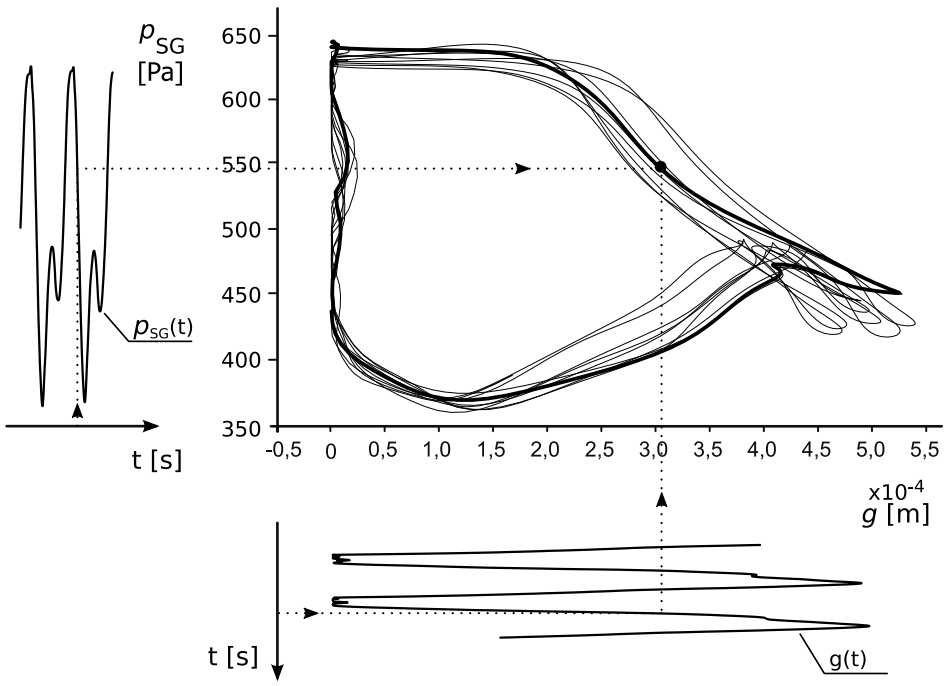
Během výpočtové simulace dochází k pohybu plátku. Při správné funkci plátkového elementu je tento pohyb periodický a dochází ke kontaktu plátku s dorazem. V průběhu simulací je možné rozlišit různá stádia chování modelu plátkového elementu. Na počátku simulace existuje vždy stádium, které je možné nazvat „rozběhem funkce“ plátkového elementu. Během tohoto stádia se plátek uvádí do pohybu a jeho pohyb se stabilizuje (stabilizace z hlediska amplitudy a periody jeho kmitání – stabilita kmitání je diskutována v kap. 5.4.8.2). V ideálním případě je toto stádium rozběhu časově krátké a plynule přejde do stádia stabilní funkce plátkového elementu.

Z hlediska posouzení chování plátkového elementu je důležité jak stádium rozběhu, tak stádium stabilní funkce. Pro posouzení výstupních charakteristik výpočtového modelu plátkového elementu je důležité především stádium stabilní funkce, pokud k němu dojde. Výstupní charakteristiky jsou jednak spektrální vlastnosti signálu generovaného plátkovým elementem a charakteristika $g - p_{SG}$.

- **Tvorba charakteristiky $g - p_{SG}$:**

Tato charakteristika je používána v teorii fonace popsané pomocí bublin stlačeného vzduchu [32,33,36,38]. Je získána vyloučením času z průběhů $p_{SG}(t)$ a $g(t)$. Na této charakteristice je možné popsat jednak vznik zdrojového hlasu [38], ale zároveň sledovat, zda je funkce plátkového elementu stabilní.

Charakteristika je vykreslena v souřadných osách $g - p_{SG}$, jak schematicky ukazuje následující obrázek. Charakteristika je tvořena jednotlivými body (pro každý časový okamžik jeden bod v charakteristice). Při propojení těchto bodů v rámci jedné periody pohybu plátku vznikne smyčka (v ideálním případě uzavřená).



Obr. 65: Schéma vytváření charakteristiky $g - p_{SG}$

Stabilitu funkce plátkového elementu je možné z této charakteristiky vyhodnotit pokud jednotlivé po sobě následující smyčky překrývají. Charakteristiku schematicky vyznačenou na Obr. 65 je možné označit za téměř stabilní. Stádium rozběhu není na Obr. 65 zobrazeno.

Pro zjednodušení a snazší porovnání vypočtených charakteristik bylo v [25] použito konvexní obálky vypočtené charakteristiky $g - p_{SG}$. Hledání konvexních obálek je provedeno v Python-SciPY [44,47]. Konvexní obálky budou použity pouze při porovnání charakteristik při různých středních subglotických tlacích p_{SGS} (viz: Obr. 71).

- **Amplitudo-frekvenční spektrum generovaného signálu – tlaku p_{SPG}:**

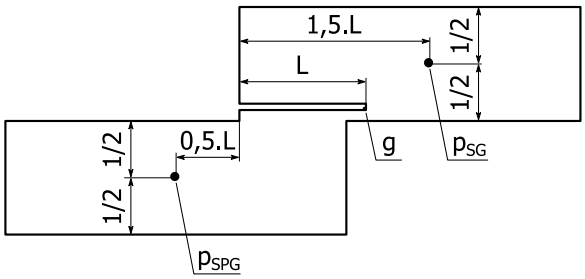
Při průchodu vzduchu přes plátkový element je proud vzduchu transformován a na výstupu z modelu vznikají tlakové pulzace (bubliny stlačeného vzduchu, viz: kap. 4.2.2). V časové oblasti je průběh výstupního signálu (tlaku v supraglotickém prostoru p_{SPG}) dostupný přímo. Spektrální složení tohoto signálu je určeno pomocí FFT analýzy časového průběhu tlaku. Pro tuto analýzu je vhodné z časového průběhu tlaku $p_{SPG}(t)$ vyloučit stádium rozběhu plátkového elementu. FFT analýza tedy bude prováděna pouze stabilní části časového průběhu $p_{SPG}(t)$.

Aby bylo vypočtené frekvenční spektrum dostatečně podrobné, musí být dosahovaný frekvenční krok dostatečně malý. Velikost frekvenčního kroku v FFT spektru ovlivňuje především časový krok zpracovávaného signálu a počet zaznamenaných časových kroků. Velikost frekvenčního kroku je nepřímo úměrná oběma těmto parametrům. Malá velikost časového kroku je vynucena požadavkem na konvergenci výpočtového algoritmu a počet vypočtených časových kroků během simulace určuje celkový čas pro řešení dané simulace. Jak již bylo uvedeno pro vyhodnocení A-F spektra je snaha použít pouze průběh $p_{SPG}(t)$ ze stabilního stádia fungování plátkového elementu. Tímto se dále zmenšuje počet použitých časových kroků použitých pro vyhodnocení FFT spektra, což má za následek další nežádoucí zvětšení frekvenčního kroku ve spektru.

Tato situace a požadavek na malý frekvenční krok v FFT spektru je vyřešena napojením několika vybraných úseků za sebe. Je dosaženo velkého počtu časových vzorků pro FFT analýzu a snížení frekvenčního kroku ve spektru.

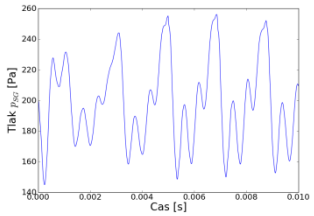
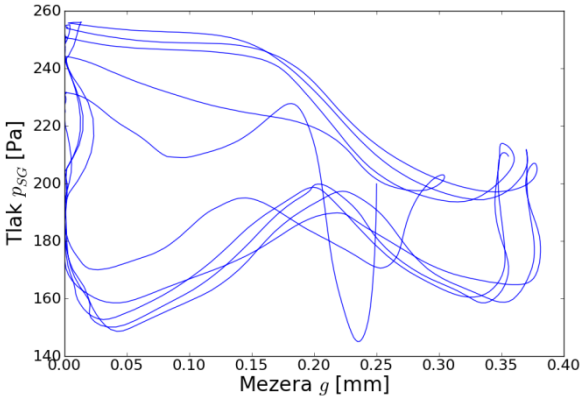
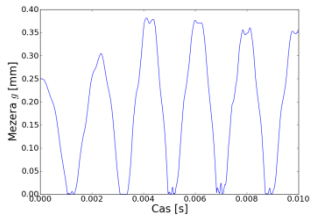
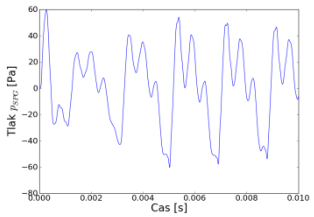
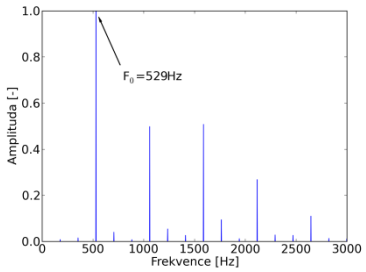
Z hlediska funkce plátkového elementu je důležitá hodnota základní frekvence F_0 ve spektru a zastoupení vyšších harmonických složek.

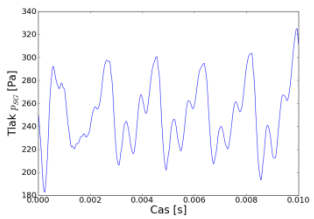
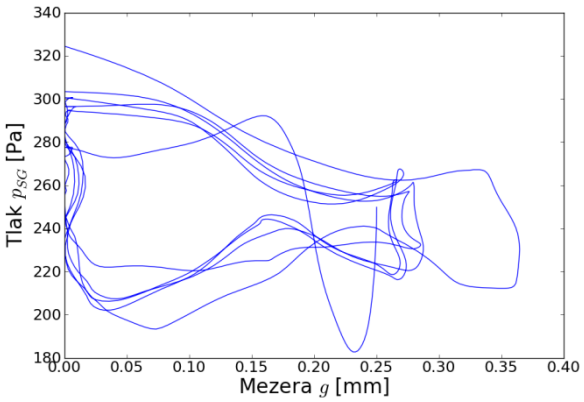
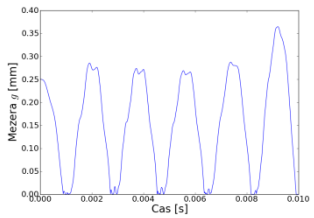
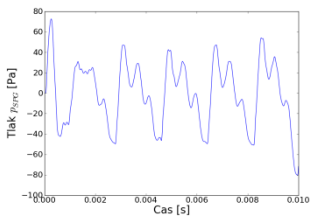
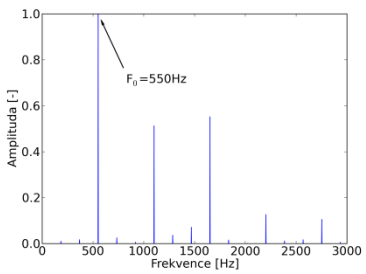
Místa, kde jsou odečítány hodnoty p_{SG} a p_{SPG}, jsou označena na Obr. 66. Místa leží na ose subglotické a supraglotické kavity. Podélné umístění je navázáno na délku plátku. V subglotickém prostoru je místo pro odečítání p_{SG} umístěno o polovinu délky plátku před špičkou plátku. Poloha místa pro odečet p_{SG} se nemění při deformaci plátku (místo pro odečet má od počátku výpočtu pevnou polohu). V supraglotickém prostoru je tlak p_{SPG} odečítán polovinu délky plátku za místem vetknutí plátku. Mezera g mezi plátkem a dorazem je odvozena z posuvu koncového uzlu MKP sítě plátku.

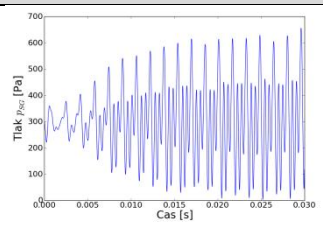
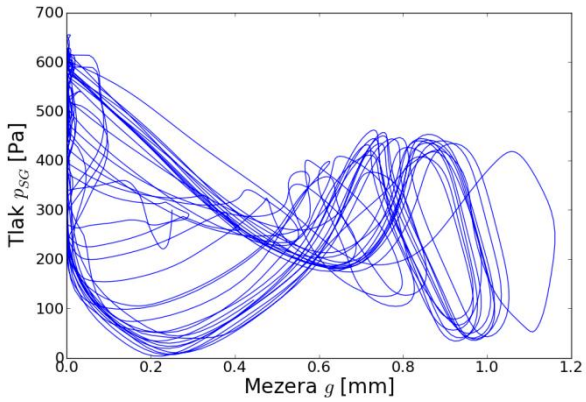
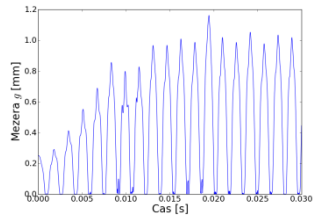
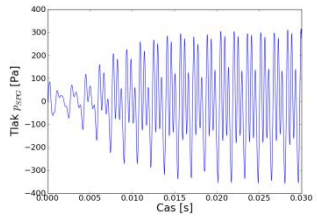
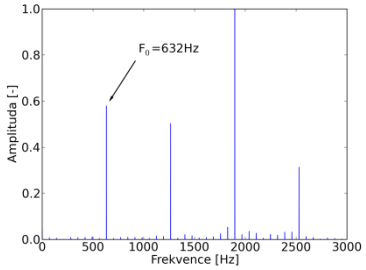


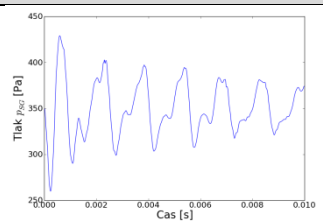
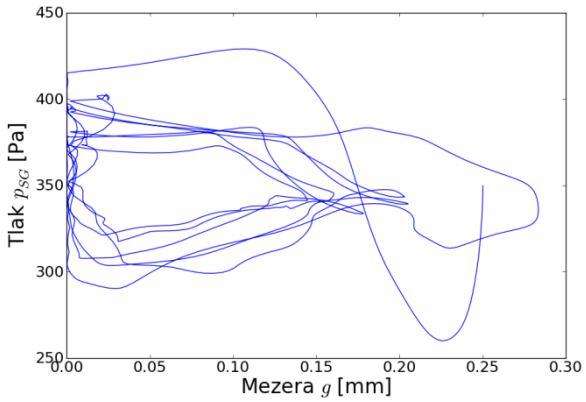
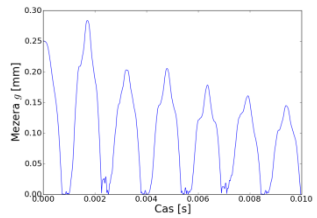
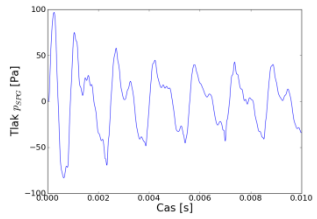
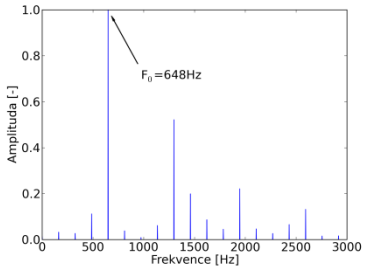
Obr. 66: Polohy míst kde jsou zpracovány výsledky (obrázek bez měřítka)

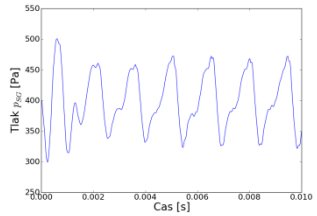
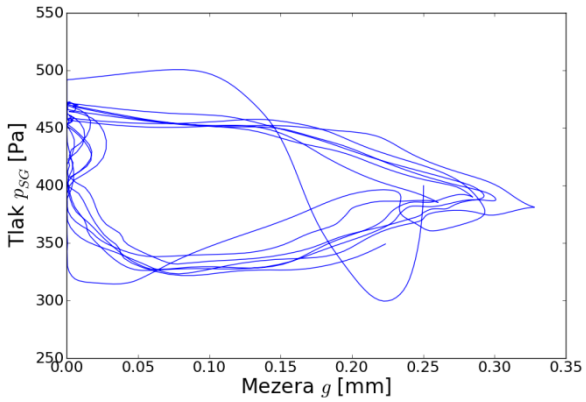
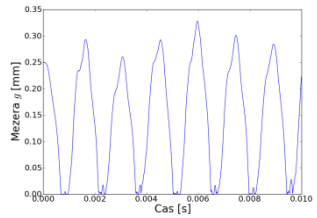
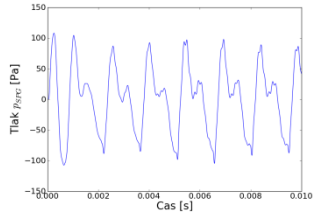
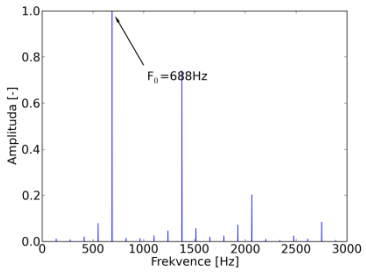
Na následujících obrázcích jsou výsledky výpočtů při měnícím se středním subglotickém tlaku p_{SGS}. Jsou vykresleny časové průběhy veličin $p_{SG}(t), p_{SPG}(t), g(t)$. Průběh charakteristiky $g - p_{SG}$ a amplitudo frekvenční spektrum supraglotického tlaku $p_{SPG}(t)$. Jsou zobrazeny pouze výsledky pro vybraná nastavení středního subglotického tlaku p_{SGS}.

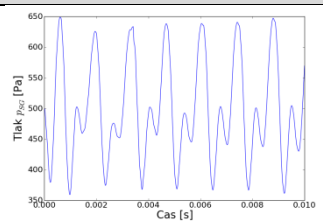
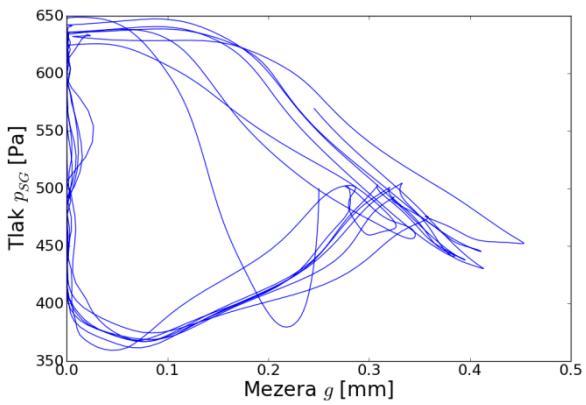
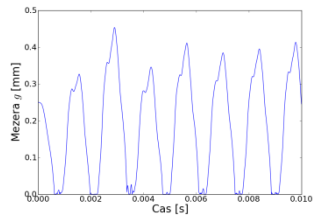
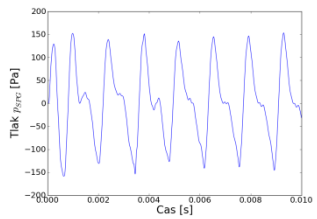
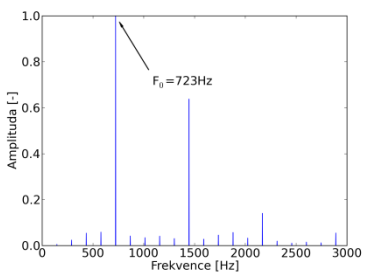
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 200Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

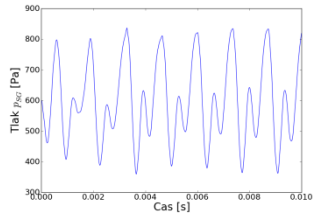
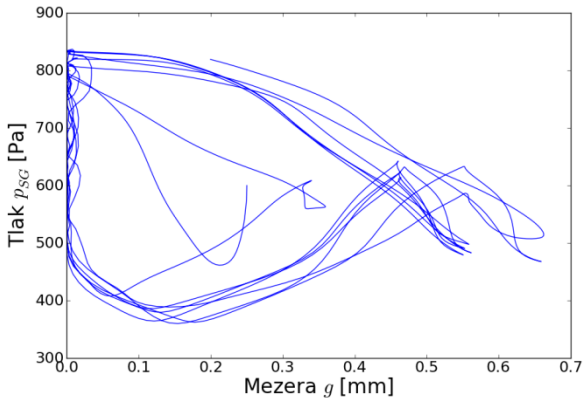
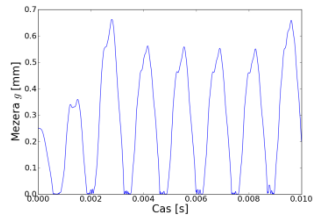
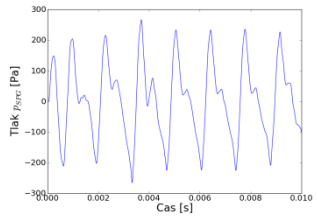
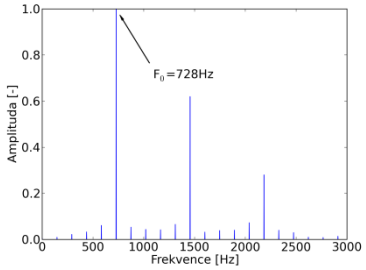
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 250Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

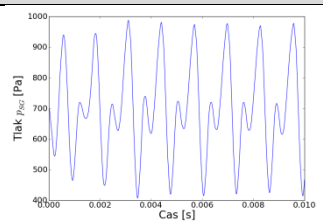
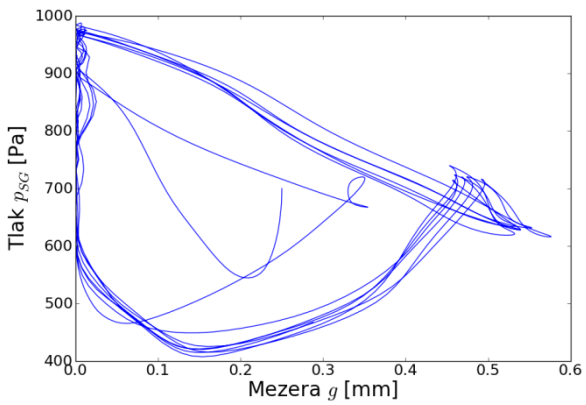
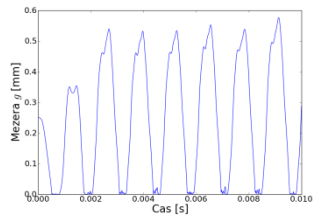
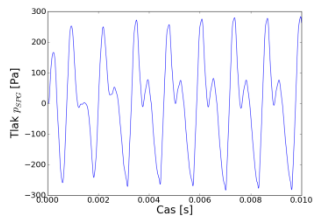
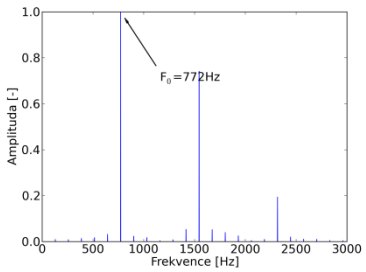
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 300Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

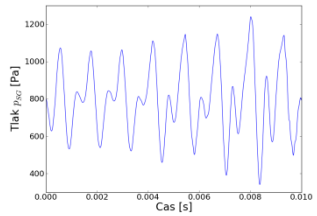
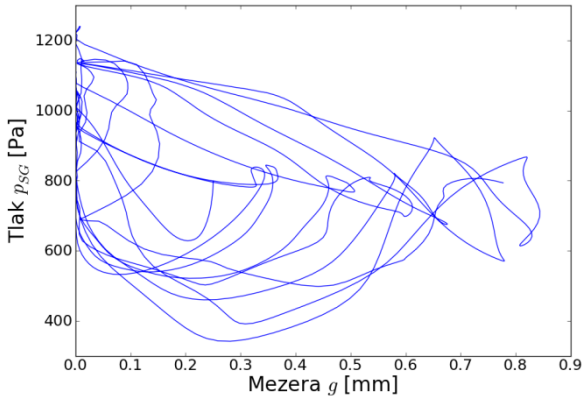
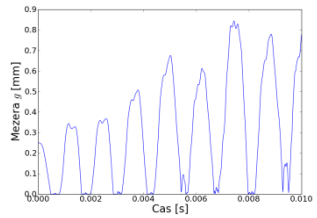
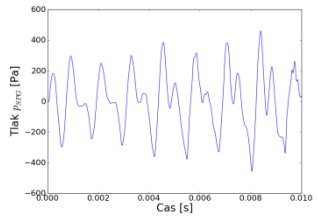
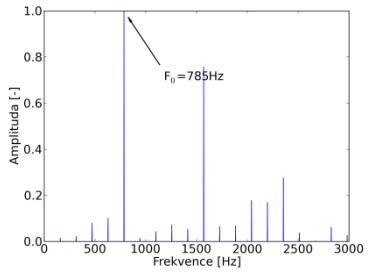
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 350Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

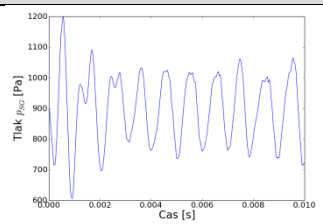
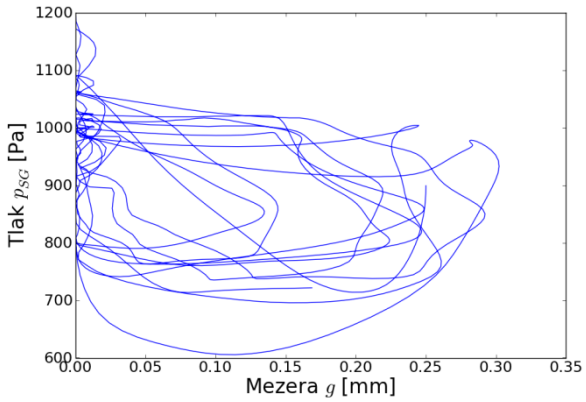
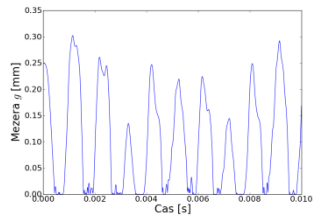
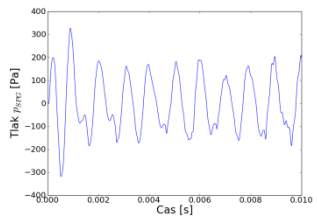
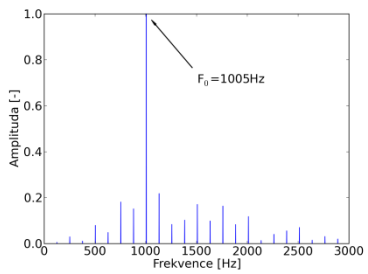
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 400Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

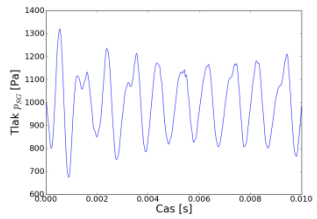
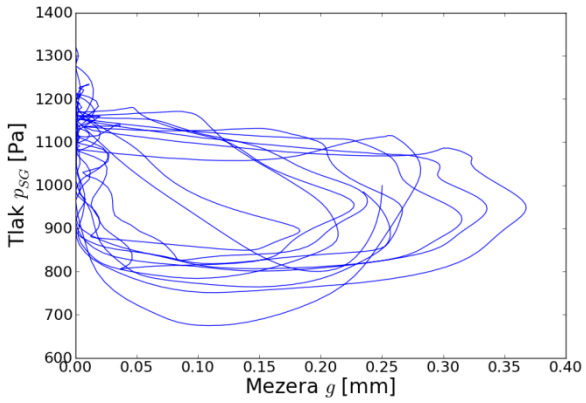
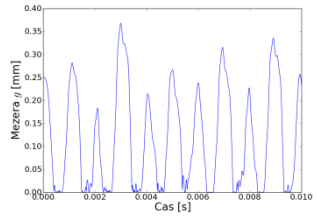
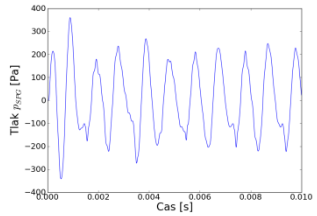
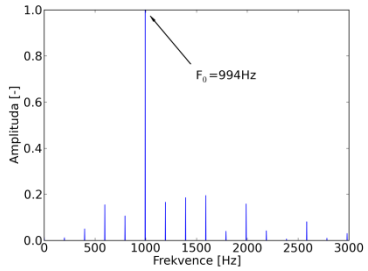
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 500Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 600Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

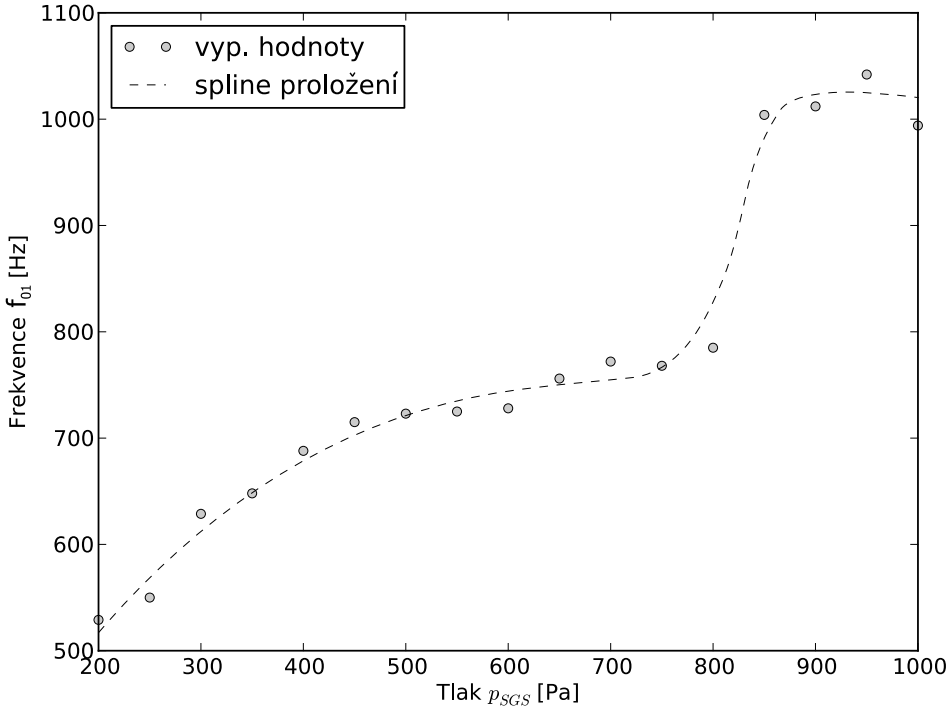
		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 700Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 800Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 900Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

		Časové závislosti:	Charakteristika $g - p_{SG}$:
$p_{SGS} = 1000Pa$	$p_{SG}(t)$		
	$g(t)$		
	$p_{SPG}(t)$		Frekvenční spektrum $p_{SPG}(t)$ (výběr) 

Z výsledků jsou patrné změny v chování výpočtového modelu plátkového elementu při měnící se střední hodnotě subglotického tlaku. Je možné si všimnout změny základní frekvence f_{01}. Základní frekvence má poměrně vysokou hodnotu pro uvažované použití jako zdrojový hlas. V závislosti základní frekvence na střední hodnotě subglotického tlaku p_{SGS} (viz: Obr. 67) je patrno několik oblastí s rozdílným chováním výpočtového modelu plátkového elementu.
Pro $p_{SGS} \in (250; 450)Pa$ dochází ke zvyšování základní frekvence. Mezi tlaky 250Pa a 300Pa je patrný výraznější frekvenční rozdíl. V oblasti $p_{SGS} \in (450; 800)Pa$ je nárůst základní frekvence velmi malý. Při zvýšení středního subglotického tlaku přes 800Pa dochází k výraznému zvýšení základní frekvence. V [25] byly prováděny i výpočty pro předepsané vyšší střední subglotické tlaky (1100Pa, 1500Pa) a z výsledků je patrné, že v oblasti $p_{SGS} > 850Pa$ opět dochází k pozvolnému nárůstu základní frekvence.



Obr. 67: Závislost $f_{01}(p_{SGS})$

Pro různé hodnoty středního subglotického tlaku trvá různě dlouho dosažení stabilního chování. Závislost mezi dobou do dosažení stabilní funkce a střední hodnotou subglotického tlaku není jednoduchá. Nelze říci, že se zvětšujícím tlakem dochází ke stabilizaci později. Toto lze ukázat pro tlaky p_{SGS} v okolí 300Pa.

- Pro tlak 200Pa se charakteristika $g - p_{SG}$ poměrně rychle stabilizuje.
- Pro tlaky v okolí 300Pa trvá stabilizace chování modelu plátkového elementu delší dobu. Proto byl výpočet prováděn pro $p_{SGS} = 300Pa$ na trojnásobně prodlouženém časovém úseku. Stabilizace je plynulá (viz: časové průběhy $g(t)$, $p_{SG}(t)$, $p_{SPG}(t)$ pro tlak $p_{SGS} = 300Pa$).
- Pro tlak 400Pa dochází ke stabilizaci opět poměrně rychle, což je patrné i z průběhu charakteristiky $g - p_{SG}$.

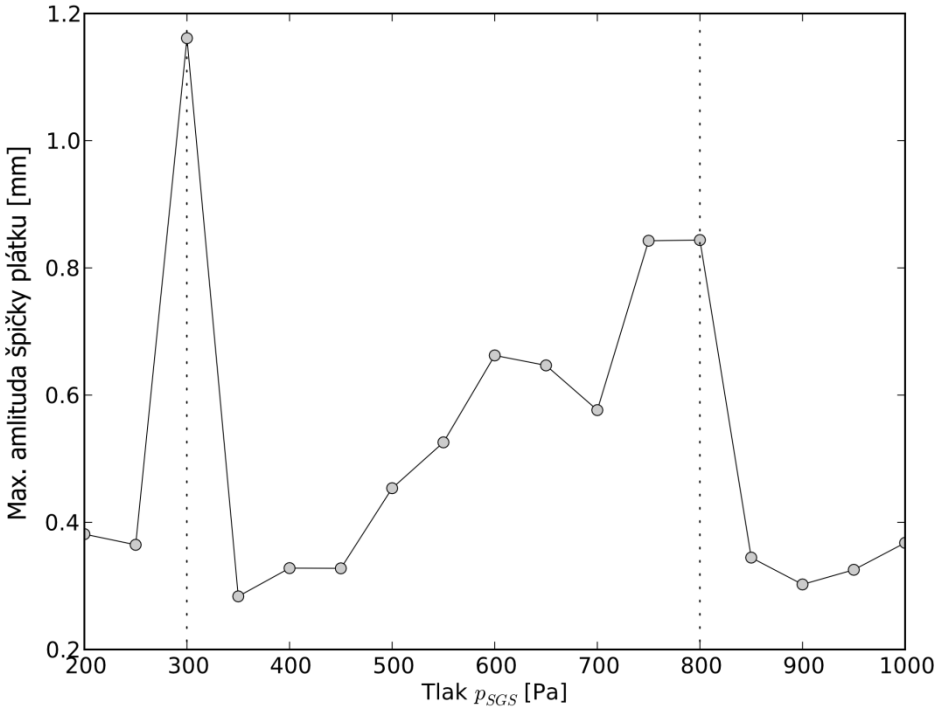
Podobné chování nastává také pro hodnoty středního subglotického tlaku v okolí 800Pa.

Tyto oblasti, kde se mění chování výpočtového modelu plátkového elementu, jsou jasně patrné i při sledování maximálních amplitud polohy špičky plátku a jejích rychlostí. Rychlost špičky plátku je vyjádřena z průběhů $g(t)$. Numericky je provedena první derivace těchto průběhů, tím je získán časový průběh rychlosti špičky plátku v_g.

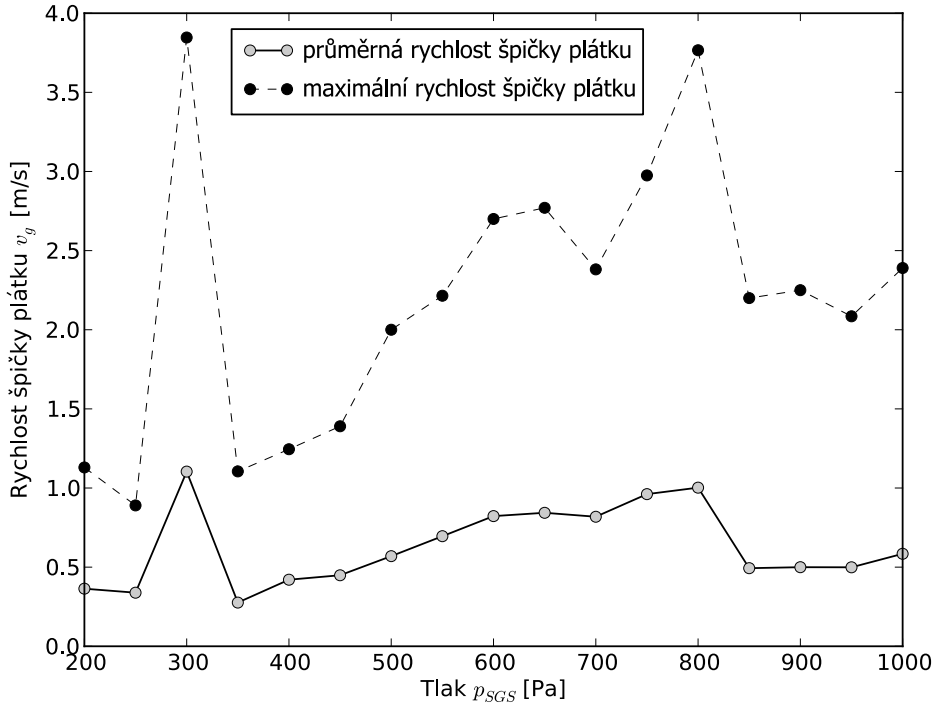
Porovnání maximálních amplitud z průběhu $g(t)$ při různých hodnotách p_{SGS} je na Obr. 68.

Pro porovnání chování plátku při různých hodnotách p_{SGS} z hlediska jeho rychlosti je porovnávána průměrná a maximální rychlost pohybu špičky plátku (viz: Obr. 69). Pro střední subglotické tlaky 300 a 800Pa je zvýšena hodnota maximální dosažené rychlosti špičky plátku. V průběhu průměrné rychlosti nastává při tlaku 300Pa výrazný lokální nárůst a při překročení tlaku 800Pa dochází ke snížení průměrné i maximální rychlosti.

Velmi podobných průběhů je dosahováno, pokud se vyjádří rychlost změny tlaku v supraglotickém prostoru v závislosti na předepsaném p_{SGS}.



Obr. 68: Vliv p_{SGS} na max. amplitudu pohybu špičky plátku

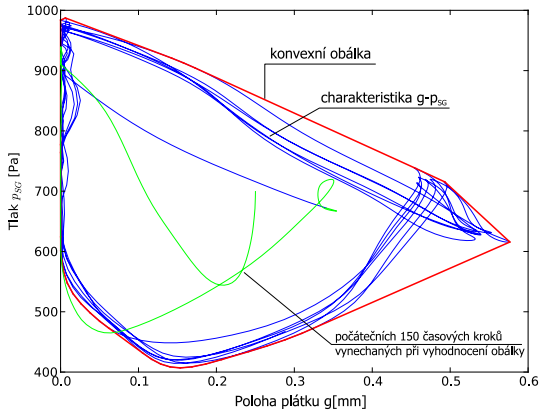


Obr. 69: Vliv p_{SGS} na rychlost špičky plátku

- **Srovnání charakteristik $g - p_{SG}$ pro různé hodnoty středního subglotického tlaku p_{SGS}:**

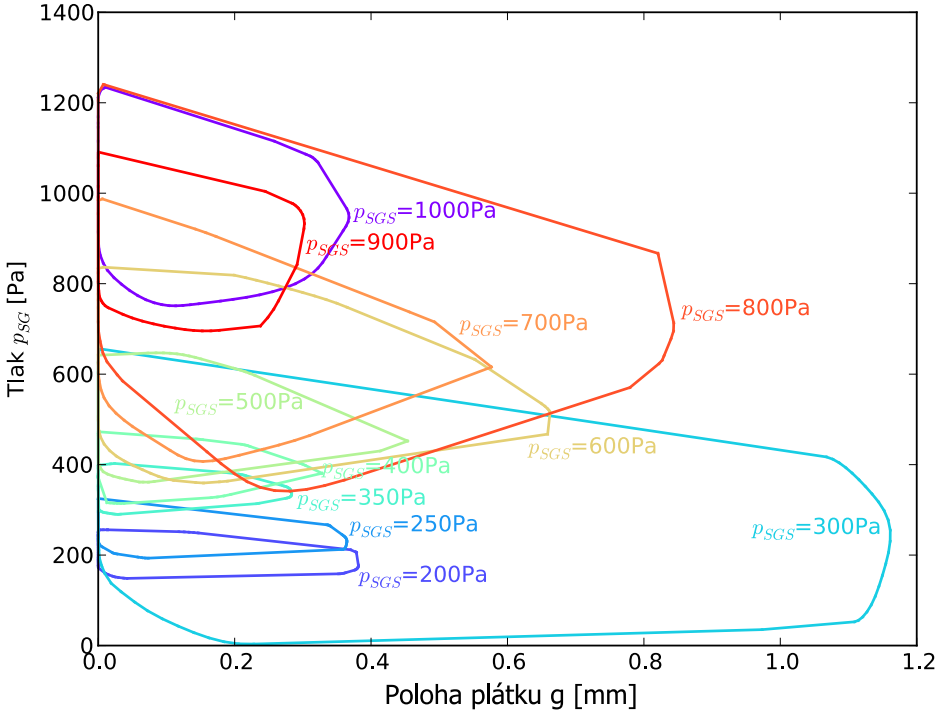
Všechny charakteristiky $g - p_{SG}$ prezentované ve výsledcích jsou zakresleny do společných souřadných os. Z tohoto porovnání je vidět vliv středního subglotického tlaku na amplitudu kmitání plátku a amplitudu subglotického tlaku (viz: Obr. 71).

Pro zpřehlednění tohoto srovnání jsou vykresleny pouze konvexní obálky jednotlivých charakteristik $g - p_{SG}$. Konvexní obálka je pojem z matematické teorie zabývající se geometrií. Při volném způsobu definice ji lze (pro účely zde potřebné) definovat takto. Konvexní obálka množiny bodů $\mathbb{M}$ je nejmenší konvexní množina obsahující všechny body z množiny $\mathbb{M}$. Konvexní množina je taková množina, kde všechny body přímkových spojnic mezi jednotlivými body konvexní množiny leží uvnitř této množiny. Při použití v této práci bude za konvexní obálku považována hranice (okraj) nejmenší konvexní obálky množiny $\mathbb{M}$. Takto definovanou konvexní obálku lze nalézt i ve více rozměrném prostoru. V našem případě se jedná o hledání konvexní obálky charakteristiky $g - p_{SG}$, tedy hledání v dvojrozměrném prostoru. Příklad konvexní obálky charakteristiky $g - p_{SG}$ (pro tlak $p_{SGS} = 700\ Pa$) je na následujícím obrázku. Při hledání konvexní obálky je vynecháno prvních 150 časových kroků. Při některých tlacích p_{SGS} by prvotní časové kroky výrazně změnily tvar konvexní obálky. Vynechání počátečních časových kroků je motivováno snahou vytvářet konvexní obálku až na částečně stabilizované charakteristice $g - p_{SG}$.



Obr. 70: Příklad konvexní obálky charakteristiky $g - p_{SG}$ při $p_{SGS} = 700\ Pa$

Intuitivněji je možné pro tento případ použití definovat konvexní obálku pomocí pružného vlákna, které nejtěsněji obepíná vypočtenou charakteristiku $g - p_{SG}$. Jak bylo uvedeno konvexní obálka má v tomto případě hlavně zpřehlednit porovnání charakteristik $g - p_{SG}$. Proto při srovnání nejsou v grafu tyto charakteristiky již vykresleny.



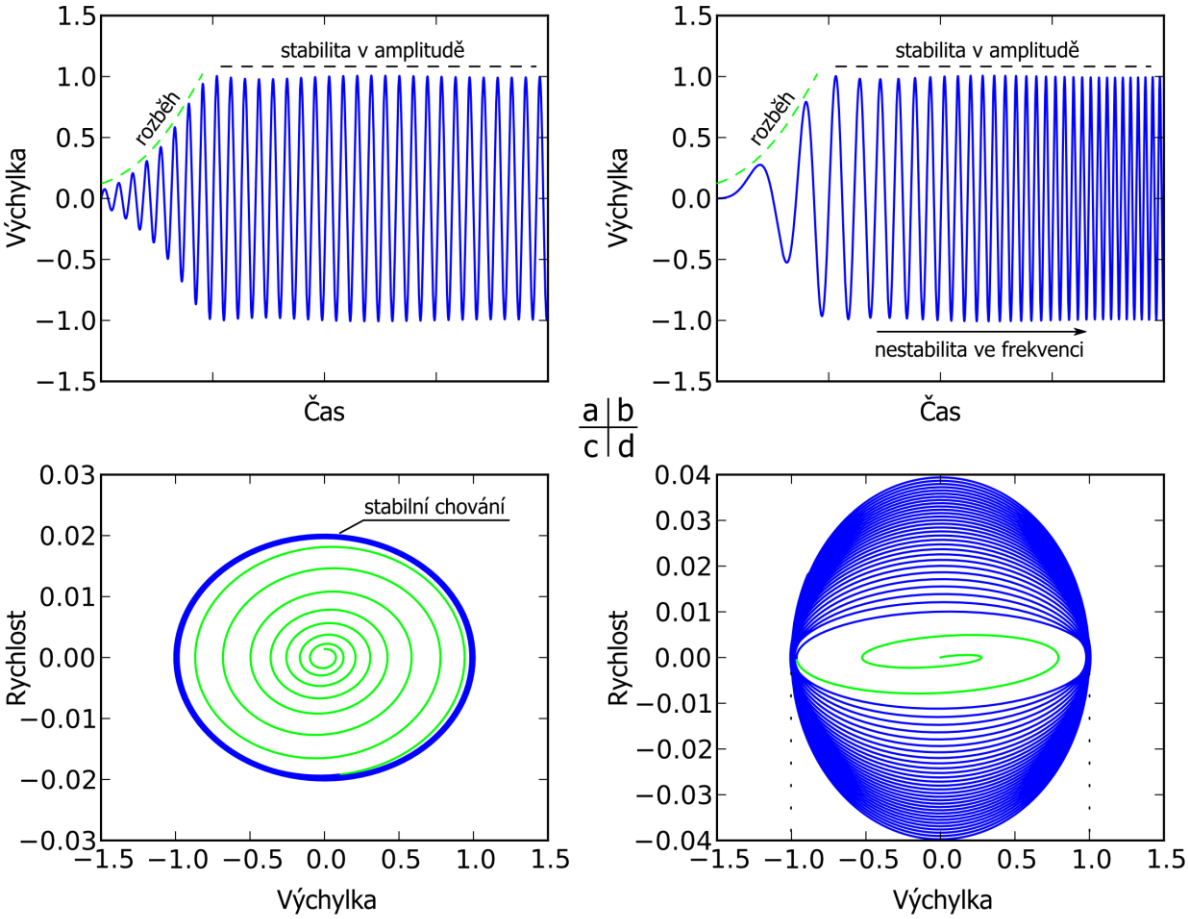
Obr. 71: Konvexní obálky charakteristik $g - p_{SG}$ pro různé tlaky p_{SGS}

Z Obr. 71 lze vyslovit některé závěry týkající se vlivu středního subglotického tlaku na tvar sledované charakteristiky. Při středních subglotických tlacích $p_{SGS} = 300; 800\ Pa$ je opět vidět odlišnost sledované charakteristiky od charakteristik s blízkou hodnotou středního subglotického tlaku. Po srovnání tvaru konvexních obálek lze říci, že při nižších středních subglotických tlacích je tvar charakteristiky podlouhlý ve směru osy g. Zvyšováním středního subglotického tlaku se charakteristika ve směru osy g zkracuje a dochází k rozšíření ve směru osy p_{SG}. Pokud odhlédneme od vybočujících případů $p_{SGS} = 300; 800\ Pa$, postupně se zvyšuje i rozkmit supraglotického tlaku p_{SG}. Podobně se zvětšuje i rozkmit tlaku p_{SG}, při kterém je plátek v kontaktu s dorazem ($g = 0mm$).

5.4.8.2 Stabilita modelu plátkového elementu

Jak již bylo v předchozím textu uvedeno lze chování modelu plátkového elementu rozdělit na nejméně dvě stádia. Při začátku výpočtu se jedná o stádium „rozběhu“ funkce, následované stabilním stádiem (stabilní funkcí plátkového elementu). Z výsledků výpočtů při měnících se tlacích p_{SGS} je patrné, že stádium rozběhu funkce plátkového elementu trvá různě dlouho. V této kapitole jsou stručně popsány hlavní možné přístupy, jak lze na stabilitu chování posuzovat. Na výpočtovém modelu plátkového elementu jsou ukázány různé průběhy funkce modelu plátkového elementu. Bude ukázána situace, kdy dochází k rychlému přechodu ke stabilní funkci, situace s pomalejším (plynulým) rozběhem funkce.

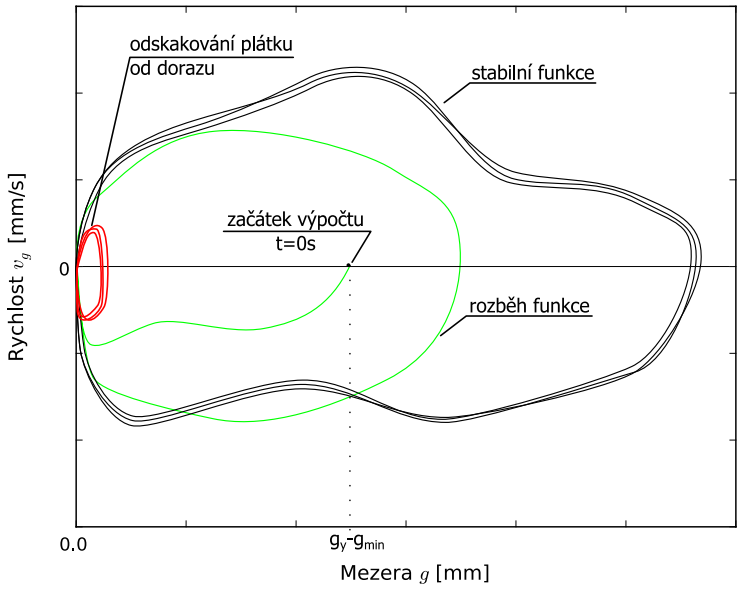
Stabilitu chování výpočtového modelu plátkového elementu lze posuzovat na základě více přístupů. Základním přístupem je sledovat časový průběh posuzované veličiny a z jeho průběhu usuzovat na stabilitu. Za stabilní je možné považovat časové oblasti, kde se amplituda sledované veličiny výrazně nemění (viz: Obr. 72a). Nestabilita funkce může být ovšem způsobena i nestabilitou ve frekvenci sledované periodické veličiny (viz: Obr. 72b). Tato nestabilita se sleduje obtížněji. Vhodnou metodou pro vyšetření tohoto typu nestability je zobrazení časové závislosti ve fázové rovině [5] výchylka-rychlost (viz: Obr. 72c-d).



Obr. 72: Schematické ukázky rozběhu a stability ve výchylce a nestability ve frekvenci

Příklady uvedené na Obr. 72 vycházejí z jednoduchých harmonických funkcí. U výpočtového modelu plátkového elementu nejsou časové závislosti jednotlivých sledovaných veličin $(g(t), p_{SG}(t), p_{SPG}(t))$ takto jednoduché funkce a proto i ve fázové rovině se nezobrazí jako elipsy, ale jako složitější křivky.

Výpočtový model obsahuje nelinearitu ve formě kontaktu mezi plátkem a dorazem. Vliv této nelinearity na pohyb špičky plátku je vidět z jednotlivých časových průběhů $g(t)$. Dochází k odskakování plátku od dorazu. Toto se samozřejmě projeví i při zobrazení průběhu $g(t)$ ve fázové rovině. Na následujícím obrázku je schematicky zobrazen průběh $g(t)$ ve fázové rovině:



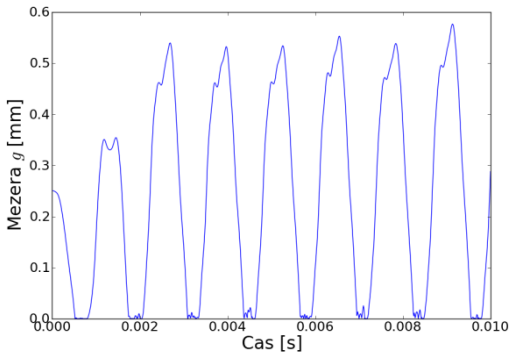
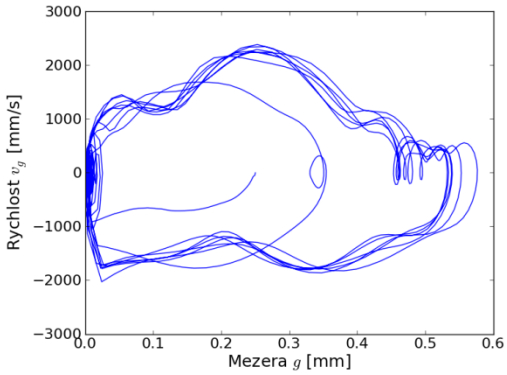
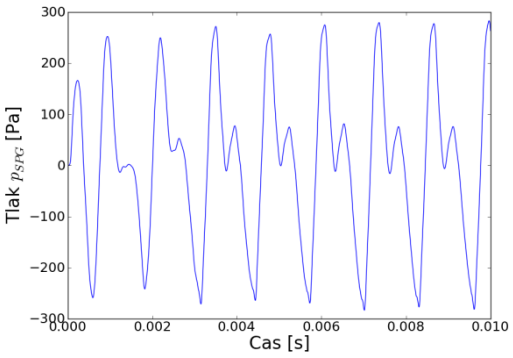
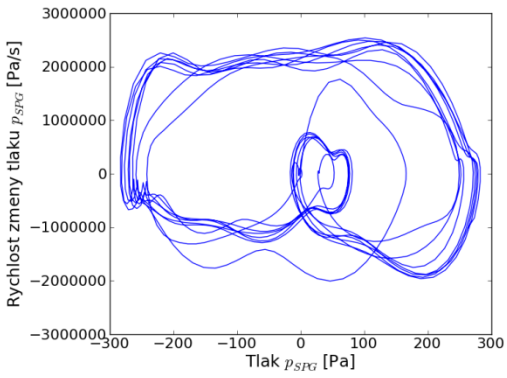
Obr. 73: Schematické zobrazení $g(t)$ ve fázové rovině a popis jednotlivých stádií

Jak posouzení na základě časového průběhu, tak posouzení ve fázové rovině, se vždy týká pouze jedné sledované veličiny.

Na stabilitu lze usuzovat i z průběhu charakteristiky $g - p_{SG}$. Jak bylo uvedeno při tvorbě této charakteristiky je vyloučen čas. To znamená, že čas nelze v charakteristice přímo odečíst, ale každý z bodů charakteristiky odpovídá jednomu konkrétnímu času. Posouzení stability na základě charakteristiky $g - p_{SG}$ má z hlediska tvorby zdrojového hlasu větší význam než vyhodnocení pouze na základě časových průběhů nebo ve fázové rovině. Tato charakteristika v sobě spojuje dvě sledované veličiny podstatné z hlediska generování zdrojového hlasu podle teorie bublin stlačeného vzduchu [38]. Pokud je stabilní průběh jednotlivých smyček charakteristiky $g - p_{SG}$ (smyčky jsou podobné co do tvaru a velikosti), lze předpokládat i stabilní generování zdrojového hlasu. Z charakteristik $g - p_{SG}$ prezentovaných ve výsledcích (viz: kap. 5.4.8.1) je patrné pro které předepsané tlaky p_{SGS} je výpočtový model stabilní.

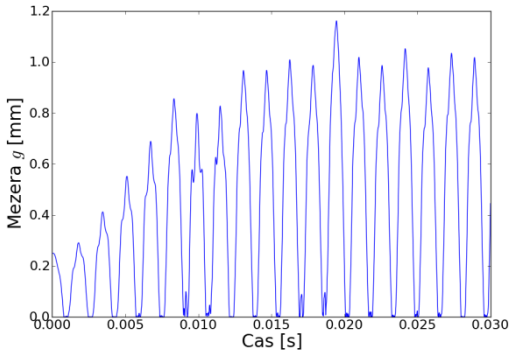
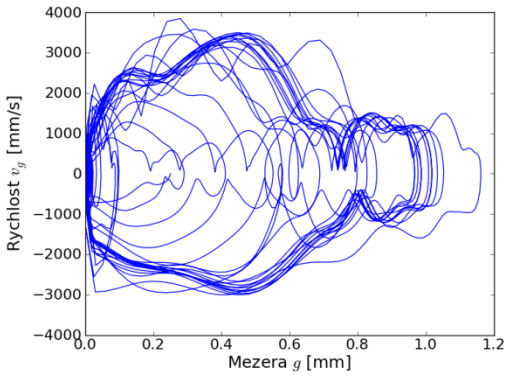
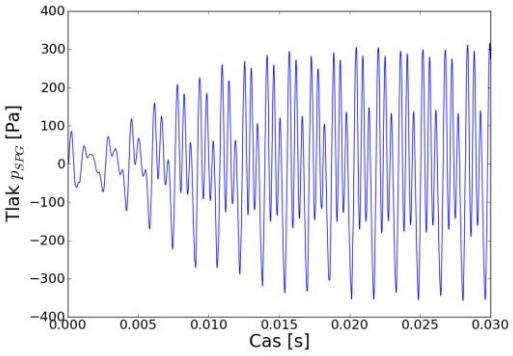
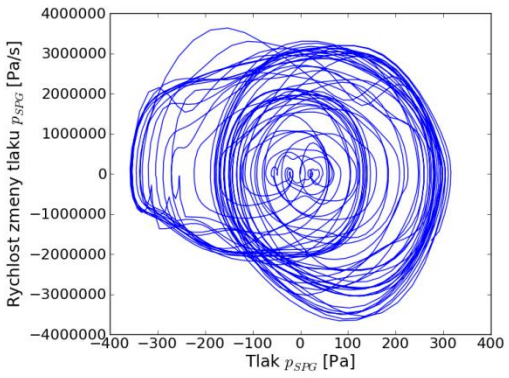
Při určitých konfiguracích modelu plátkového elementu dochází k významnému chování z hlediska stability. V následujících tabulkách jsou jednotlivé zajímavé konfigurace popsány a zhodnocena stabilita zde popsanými metodami.

Tab. 18: Stabilita při $p_{SGS} = 700Pa$ (referenční geometrie)

<table>
<tr><td colspan="3">Popis nastavení výpočtového modelu: - referenční geometrie modelu podle Tab. 17
- střední subglotický tlak $p_{SGS} = 700Pa$</td></tr>
<tr><td></td><td>Časový průběh:</td><td>Fázová rovina:</td></tr>
<tr><td>$g(t)$</td><td> 
</td><td> 
</td></tr>
<tr><td>$p_{SPG}(t)$</td><td> 
</td><td> 
</td></tr>
<tr><td colspan="3">Zhodnocení: - velmi stabilní průběhy
- rychlý rozběh funkce</td></tr>
</table>

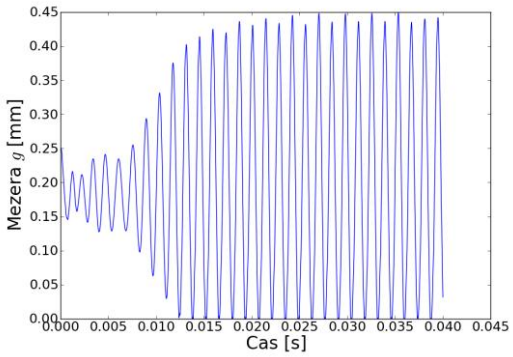
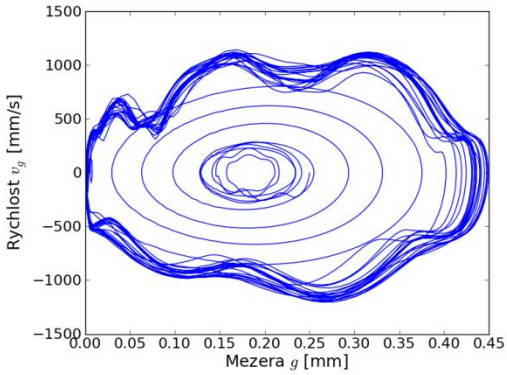
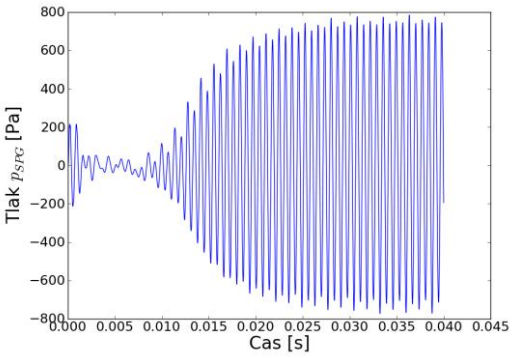
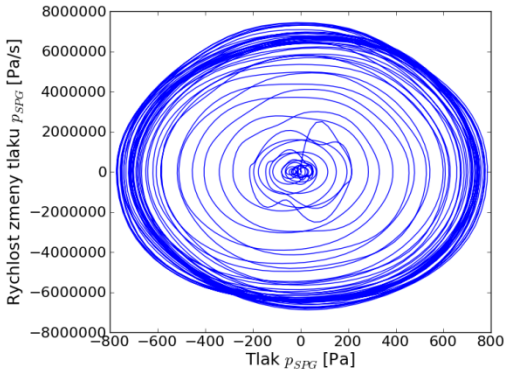
Tab. 19: Stabilita při $p_{SGS} = 300Pa$ (referenční geometrie)

Popis nastavení výpočtového modelu: - referenční geometrie modelu podle Tab. 17
- střední subglotický tlak $p_{SGS} = 300Pa$
- prodloužený simulační čas (na trojnásobek, aby bylo zachyceno stabilní stádium funkce)

	Časový průběh:	Fázová rovina:
$g(t)$		
$p_{SPG}(t)$		

Zhodnocení: - výpočtový model se do stádia stabilní funkce dostává delší dobu
- minimální odskakování plátku od dorazu
- pro $p_{SGS} = 300Pa$ budou v následující kapitole provedeny další výpočty při jiných parametrech modelu

Tab. 20: Stabilita při $p_{SGS} = 1000Pa$ (delší subglotická kavita, Al plátek)

Popis nastavení výpočtového modelu: - oproti referenční geometrii (viz: Tab. 17) je zvětšena délka subglotické kavity na $L_{in} = 100mm$, materiál plátku Al-slitina - prodloužený čas simulace - střední subglotický tlak $p_{SGS} = 1000Pa$		
	Časový průběh:	Fázová rovina:
$g(t)$		
$p_{SPG}(t)$		
Zhodnocení: -delší plynulý rozběh funkce - stabilní funkce -minimální odskakování plátku od dorazu - vysoká hodnota základní frekvence výstupního tlaku p_{SPG}		

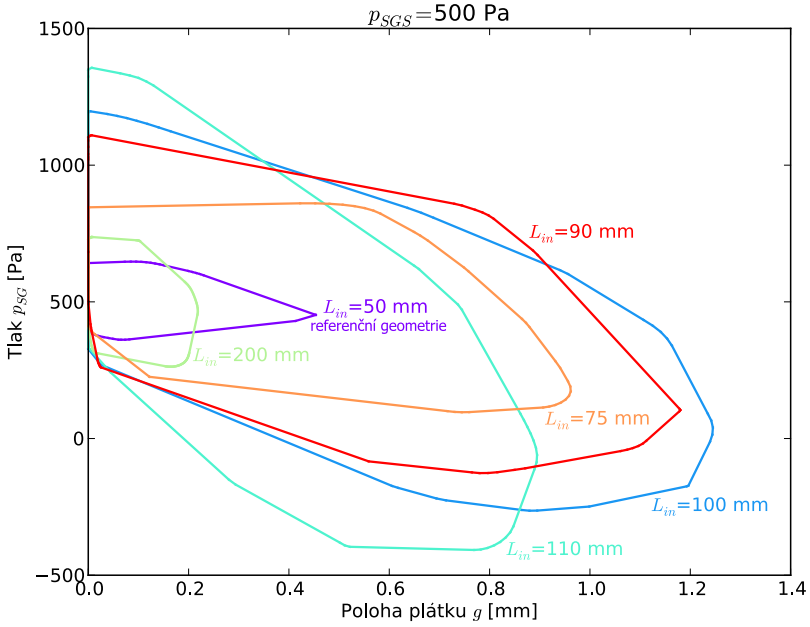
5.4.8.3 Vliv vybraných parametrů na tvar charakteristiky $g - p_{SG}$

- **Vliv délky subglotické kavity**

Tento vliv byl sledován na výpočtovém modelu pro předepsané střední subglotické tlaky $p_{SGS} = 300Pa$ a $p_{SGS} = 500Pa$. Je srovnána charakteristika $g - p_{SG}$ dosažená při výpočtu na referenční geometrii (viz: Tab. 17) s charakteristikami na modifikovaných výpočtových modelech (změny délky L_{in})

Při srovnání charakteristik budou opět srovnávány jejich konvexní obálky (viz: Obr. 70).

Pro střední hodnotu subglotického tlaku $p_{SGS} = 500Pa$ bylo provedeno dalších pět výpočtů kromě výpočtu na referenční geometrii. Jednotlivé výpočty se odlišují délkou subglotického prostoru $L_{in} = (75;\ 90;\ 100; 110; 200)mm$.

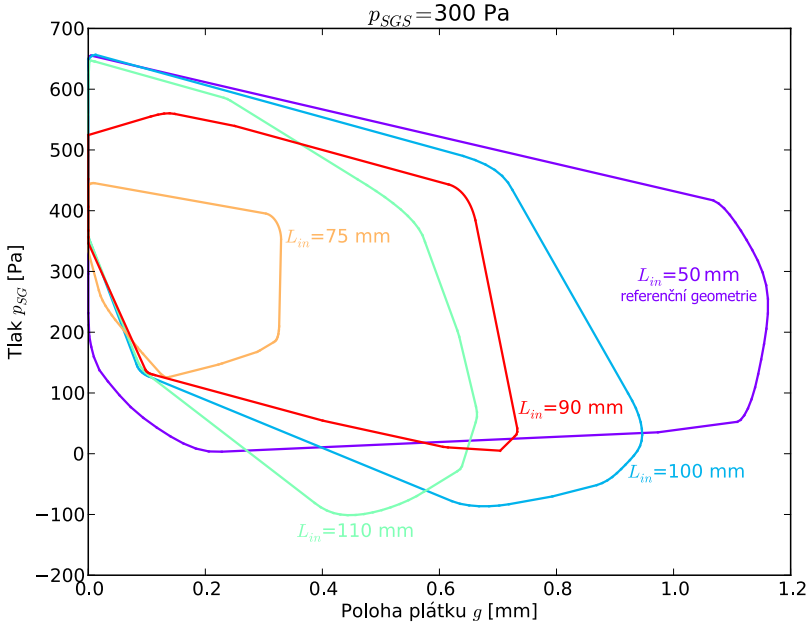


Obr. 74: Konvexní obálky charakteristik $g - p_{SG}$ pro různé délky subglotických kavit (při $p_{SGS} = 500Pa$)

Na Obr. 74 je vidět, že tvar charakteristiky $g - p_{SG}$ se při změně hodnoty středního subglotického tlaku poměrně výrazně mění. Pokud budeme sledovat například plochu charakteristiky (popř. plochu její konvexní obálky), je možné vysledovat rostoucí trend při prodlužování subglotické kavity. Při překročení délky 100mm se začíná sledovaná charakteristika opět zmenšovat.

Podobný vliv je možné sledovat i u jiných rozměrů této charakteristiky. Maximální otevření plátku, rozsah subglotických tlaků, při kterých je plátek uzavřen, případně celkový rozkmit subglotického tlaku. Měnící se maximální otevření plátku se projeví i v hmotnostním toku vzduchu proudícího přes element.

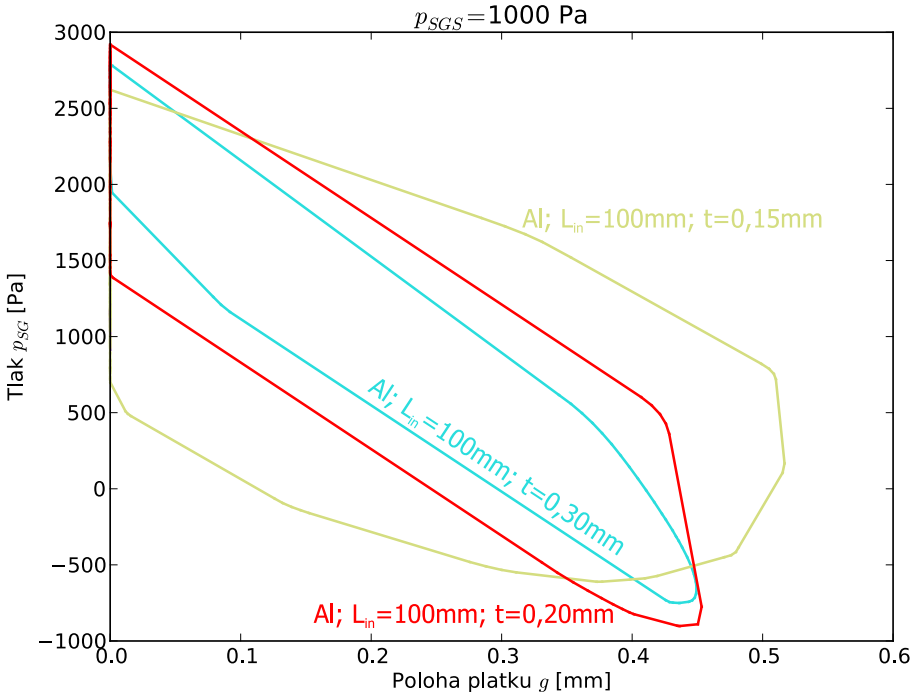
Při předepsaném středním subglotickém tlaku $p_{SGS} = 300Pa$ je vliv na tvar charakteristiky $g - p_{SG}$ podobný. Změny charakteristiky se dějí při jiných délkách subglotické kavity L_{in} (viz: Obr. 75). Už při konfiguraci výpočtového modelu s referenční geometrií je dosaženo poměrně velké charakteristiky $g - p_{SG}$ (srovnání charakteristik při různých středních subglotických tlacích je na Obr. 71). Při zvětšení délky subglotické kavity na $L_{in} = 75mm$ dojde ke zmenšení charakteristiky. Dalším prodlužováním subglotické kavity se charakteristika opět zvětšuje. Maximální a minimální hodnota dosaženého subglotického tlaku se nemění tak výrazně jako plocha charakteristiky. Z porovnání na Obr. 75 je patrné, že maximální dosahovaný subglotický tlak je pro tři modelované varianty ($L_{in} = 50; 100; 110mm$) prakticky totožný. Tohoto maximálního tlaku je dosaženo před dosednutím plátku na doraz.



Obr. 75: Konvexní obálky charakteristik $g - p_{SG}$ pro různé délky subglotických kavit (při $p_{SGS} = 300Pa$)

- **Vliv materiálu a tloušťky plátku**

Vliv změny plátku je sledován při středním subglotickém tlaku $p_{SGS} = 1000Pa$. Oproti referenční geometrii je materiál plátku změněn na Al-slitinu (viz: Tab. 12). Tloušťky plátku jsou voleny z následujících hodnot $t = \{0{,}3; 0{,}2; 0{,}15\}mm$. Srovnání charakteristik $g - p_{SG}$ pro různé tloušťky ukazuje následující obrázek:



Obr. 76: Konvexní obálky charakteristik g-p_SG pro různé plátky (při $p_{SGS} = 1000Pa$)

Při ohybově nejtužším sledovaném plátku ($t = 0{,}3mm$) je konvexní obálka charakteristiky $g - p_{SG}$ úzká. K dosednutí plátku na doraz dochází v poměrně úzkém pásmu subglotického tlaku.

Snižováním ohybové tuhosti plátku (snižuje se i hmotnost plátku) vede k rozšíření charakteristiky. Zároveň se rozšiřuje pásmo subglotického tlaku, při kterém je plátek v kontaktu s dorazem. Šířka tohoto pásma subglotického tlaku je úměrná době uzavření plátkového elementu. Doba uzavření plátku má podle Teorie bublin tlakového vzduchu přímý vliv na generovaný signál (zdrojový hlas). Při delší době uzavření (v poměru k periodě základní frekvence kmitání plátku) dochází ke vzniku výraznějších tlakových pulzů, jejichž expanzí vzniká zdrojový hlas.

5.5 Diskuze dosažených výsledků

Jak experimentální, tak výpočtový model ukázal funkčnost tohoto principu generování zdrojového hlasu. Amplitudo-frekvenční spektra generovaného akustického signálu (zdrojového hlasu) obsahují velký počet vyšších harmonických frekvencí, což je výhodné z hlediska způsobu jakým jsou generovány samohlásky (Teorie Zdroj-filtr). U výpočtového modelu je při zvolené referenční geometrii dosahováno poměrně vysokých hodnot základní frekvence generovaného akustického signálu (zdrojového hlasu).

- **Experimentální model:**

Provedené experimenty na modelu plátkového elementu ukazují na vhodnost jeho použití pro generování umělého zdrojového hlasu. Amplitudo-frekvenční spektrum generovaného signálu vykazuje dostatečné množství vyšších harmonických frekvencí. Změny základní frekvence způsobené měnící se délkou supraglotického prostoru jsou znatelné. Nejedná se ale, v žádném případě, o situaci, ke které dochází u některých typů hudebních nástrojů. Nedochází totiž k tomu, že by se základní frekvence plátkového elementu rovnala vlastní frekvenci připojené kavity.

Vlastností plátkového elementu v konfiguraci -,+ je, že při překročení určité hodnoty středního subglotického tlaku dochází k trvalému uzavření (dosednutí plátku na doraz). Mezní hodnota středního subglotického tlaku, při kterém již dojde k trvalému uzavření je závislá především na ohybové tuhosti plátku a částečně i na poloze dorazu (mezera g_y, případně natočení dorazu).

- **Výpočtový model**:

Na výpočtovém modelu je možné sledovat a porovnávat prvotní stádia funkce modelu plátkového elementu. Doba, kterou trvá stádium rozběhu funkce výpočtového modelu, se mění jak s předepsaným středním subglotickým tlakem, tak s geometrií modelu. Z geometrických parametrů mají vliv především ty, které ovlivňují ohybovou tuhost plátku (materiál plátku, tloušťka a délka plátku). I na experimentálním modelu bylo stádium rozběhu funkce pozorováno a trvalo také velmi krátkou dobu (3-4 periody pohybu plátku).

Z hlediska budoucí uvažované funkce plátkového elementu jako umělé hlasivky je doba rozběhu funkce zanedbatelná.

Stádium rozběhu funkce plynule přechází ve stabilní funkci plátkového elementu. U experimentálního modelu je možné stabilní funkci plátkového elementu udržovat velmi dlouho. Záleží na zdroji stlačeného vzduchu a jeho spotřebě, jak dlouho je stlačený vzduch k dispozici. Výpočtový model, je řešen v časové oblasti. Prodlužování času simulace je v nejpříznivějším případě přímo úměrné celkovému výpočtovému času. Výpočty na modelu s referenční geometrií jsou ve většině případů prováděny do času 0,01s. V případech kdy byla studována stabilita výpočtového modelu při jiných nastaveních parametrů, se čas konce simulace prodlužoval (viz: Tab. 18 až Tab. 20). Přímo z výsledků je dostupných několik period funkce modelu plátkového elementu.
Vliv parametrů výpočtového modelu na jeho chování byl vyhodnocen na základě porovnání charakteristik $g - p_{SGS}$. Uvedená charakteristika je důležitá pokud k popisu tvorby zdrojového hlasu využijeme Teorii bublin tlakového vzduchu [32,36,38]. V kap. 5.1 je uvedeno roztřídění jednotlivých principů generování zdrojového hlasu (zdravé hlasivky, VUT hlasivka, plátkový element) podle pravidel uvedených v [15]. Zde studovaný plátkový element je možné zařadit do kategorie $(-,+)$. Zdravé lidské hlasivky stejně jako VUT hlasivku lze naproti tomu zařadit do kategorie $(+,-)$. Již z rozdílu v tomto zařazení je patrné, že musí existovat i rozdíly v chování mezi zde studovaným plátkovým elementem a zdravými hlasivkami. Tvorba zdrojového hlasu zdravými hlasivkami je popsána v kap.4. Zde bych vyjmenoval základní rozdíly mezi zdravými

hlasivkami (popř. VUT hlasivkou) a plátkovým elementem. Důsledky těchto rozdílů budou rovněž uvedeny.

Zdravé hlasivky ve fonačním nastavení jsou napnuté a vzájemně přitlačené. Naproti tomu plátek plátkového elementu je před začátkem generování zdrojového hlasu nezatížen. Mezi plátkem a dorazem je mezera (g_y). Zvyšování tlaku vzduchu v subglotickém prostoru zatěžuje zdravé hlasivky ze subglotické strany. U plátkového elementu dochází už při minimálním přetlaku v subglotickém prostoru k proudění vzduchu mezerou mezi plátkem a dorazem. Pokud se subglotický tlak nadále zvyšuje zdravé hlasivky se v jistém okamžiku otevřou, vznikne mezera g a vzduch proudí ze subglotického prostoru do prostorů nad hlasivkami. V případě plátkového elementu toto zvýšení tlaku způsobí uzavření mezery mezi plátkem a dorazem. Doposud tento popis vystačil s tímto statickým popisem děje, v případě pohybu zdravých hlasivek nebo plátku v plátkovém elementu jsou děje dynamické a je nutné zahrnout do těchto úvah i dynamické chování. Nyní je třeba vzít v úvahu dynamiku vzduchových sloupců v subglotickém prostoru. V případě fonace zdravých hlasivek po jejich otevření dochází k poklesu tlaku v subglotickém prostoru a hlasivky se opět začínají uzavírat. Je zde vidět vliv dynamiky vzduchového sloupce. Jistou dobu trvá, než se na spodní straně hlasivek opět vytvoří tlak dostatečný pro otevření hlasivek. V případě, že by před hlasivkami byl umístěn zdroj vzduchu, který by na tento pokles byl schopen okamžitě zareagovat, hlasivky by se již neuzavřely. Lze to simulovat například na VUT hlasivce pokud se zatíží dostatečně velkým subglotickým tlakem zůstane pootevřená dokud tento tlak působí. U plátkového elementu je tomu právě naopak. Pokud nedojde k poklesu subglotického tlaku působícího na plátek, zůstane tento uzavřený. U plátkového elementu je tedy potřeba také zabezpečit tuto „měkkost“ zdroje vzduchu. Toho lze dosáhnout, pokud je před plátkovým elementem umístěna dostatečně dlouhá vzduchová kavita. Pokud tato kavita není přítomna, lze na experimentálním modelu plátkového elementu ukázat, že při určitém středním subglotickém tlaku dojde k trvalému uzavření plátkového elementu (což je nežádoucí).

Popis funkce zdravých hlasivek a plátkového elementu pomocí charakteristiky $g - p_{SG}$ má proto své odlišnosti. Tyto vyplývají z popisu v předchozím odstavci. U zdravých hlasivek, případně VUT hlasivky, je tvorba této charakteristiky popsána v [38] a schematicky je charakteristika na Obr. 17. Orientace této charakteristiky je po směru hodinových ručiček. V případě plátkového elementu je důvod uzavření plátku zcela opačný, než u zdravých hlasivek. Z tohoto důvodu je orientace charakteristiky $g - p_{SG}$ opačná (proti směru hodinových ručiček).

Vliv středního subglotického tlaku na tvar charakteristiky $g - p_{SG}$ je na výpočtovém modelu poměrně významný (viz: Obr. 71). Především pro některé hodnoty středního subglotického tlaku ($p_{SGS} = 300; 800\ Pa$) dochází k výraznější změně velikosti sledované charakteristiky. Protože výpočtový model se skládá ze dvou propojených dynamických modelů (interakčně propojené modely vzduchové kavity a plátku), musí být změna velikosti této charakteristiky důsledkem kombinace dynamických vlastností jednotlivých modelů. Pro zmiňované hodnoty středních subglotických tlaků dochází na výpočtovém modelu i ke zvýšení hmotnostního toku vzduchu proudícího modelem plátkového elementu. Tyto výsledky korespondují s tím, že při těchto středních subglotických tlacích plátek kmitá s větší amplitudou a tudíž mezerou g protéká větší hmotnostní tok vzduchu. Tato situace je způsobena vzájemným „naladěním“ dynamického chování obou dílčích modelů.

Obdobně se tomu děje u výpočtového modelu při změnách délek subglotické kavity. Plocha charakteristiky se opět mění stejně jako hmotnostní tok vzduchu přes plátkový element. Při určitých délkách subglotického prostoru má plátek větší výchylky.

6 Výstupy dosavadní práce

6.1 Podpůrné programy

Při práci s experimentálním a výpočtovým modelem bylo vytvořeno několik scriptů (programů využívajících funkcí konkrétního programovacího jazyka, pro který je script napsán). Použité prostředí, pro které jsou skripty vytvořeny, jsou především Octave, Python, MatLAB. V počátcích řešení této problematiky byl využíván komerční program MatLAB. Pozdější úlohy byly řešeny pomocí volně dostupných prostředí GNU Octave a Python.

Zatímco předchozí uvedená programovací prostředí jsou univerzálně použitelná pro širokou škálu technický i netechnických úloh, v systému ANSYS existuje samostatné programovací prostředí (API – Application Programming Interface). Jedná se o jazyk APDL (ANSYS programable design language). APDL vychází z programovacího jazyka FORTRAN (celý výpočetní systém ANSYS APDL je z velké části naprogramován právě v tomto jazyce). Nové části systému ANSYS (Workbench, Mechanical, CFX, Fluent) používají jiná API, většinou založená na jazyce Python nebo JavaScript

- **Programová podpora experimentálního měření na modelu plátkového elementu:**

Signál zachycený měřícím mikrofonem je digitalizován v A/D převodníku a data uložena v digitální podobě v paměti PC. Data jsou uložena v podobě sloupcových vektorů s konstantním časovým krokem. Pro dávkové zpracování těchto signálů do podoby amplitudo-frekvenčního spektra byl vytvořen script *spektra.m* (*spektra.py* pro použití v Python-u).

Script vytvoří pro všechny vybrané soubory se záznamem akustického tlaku změřeného mikrofonem, amplitudo-frekvenční spektra a tyto uloží v pracovním adresáři jako rastrový nebo vektorový obrázek. A-F spektra jsou určena pomocí rychlé Fourierovi transformace (FFT). Každý ze souborů určených ke zpracování je načten, změřené hodnoty jsou korigovány podle kalibračního měření (kalibrace 1000Hz, 94dB ~ SPL=1Pa). Vypočteno frekvenční spektrum. Pokud je záznam měření dostatečně dlouhý, je možné využít možnosti výpočtu průměrovaného frekvenčního spektra. V tomto případě je celý signál rozložen na několik překrývajících se částí, pro každou část je určeno A-F spektrum a výsledné spektrum je dáno průměrem těchto dílčích spekter. Uživatel má možnost předepsat aplikaci okna na signál před každým určením spektra. Jsou dostupná všechna, ve zpracování signálu, běžně používaná okna.

- **Programová podpora při zpracovaní výsledků výpočtových modelů:**

Během výpočtu jsou průběžně ukládány výsledky jednotlivých časových kroků do výsledkových souborů (*.rfl, *.rst). Výsledkové soubory systému ANSYS jsou binární soubory s přesně popsanou strukturou [2]. Základním způsobem, jakým jsou výsledkové soubory používány, je vyhodnocení výsledků po ukončení řešení přímo v systému ANSYS. Protože řešení výpočtového modelu trvá řádově hodiny, je vhodné mít již během výpočtu informace o dosažených výsledcích. Po každém vyřešeném časovém kroku jsou do textového souboru vypsány posuvy špičky plátku, tlak v subglotickém prostoru před plátkem a tlak supraglotickém prostoru za plátkem.

Pomocí scriptu *tlak_mezera.py* je možné vykreslit závislosti g(t), $p_{SG}(t)$ a při vyloučení času i charakteristiku $g - p_{SG}$. Vykreslení těchto průběhů pomáhá například v situaci, kdy je řešen výpočtový model s různým nastavením a u některé z variant dojde od určitého času k trvalému dosednutí plátku na doraz. Takovýto výpočet může být ukončen.

Informace o průběhu řešení jsou zapisovány i samotnými řešiči do tzv.: diagnostických souborů řešiče. Z takovéhoto souboru ukládaného při řešení proudění ve vzduchových kavitách je možné získat informace o časovém průběhu hmotnostních toků na vstupu a výstupu z modelu. K tomuto účelu je určen script pro jazyk Python: *mass_flow.py*. Po spuštění script prochází soubor *.pfl a

hledá v něm informace o hmotnostních tocích. Následně tyto závislosti vykreslí do grafu a časové závislosti lze dále zpracovávat.

Celý výpočtový model je sestaven a jeho běh řízen několika skripty v jazyku APDL. Parametry modelu (rozměry materiálové vlastnosti, p_{SGS}) jsou zadány uživatelem jako vstupní parametry a následná tvorba geometrie, sítě, zadání okrajových podmínek a zatížení jsou plně popsány ve scriptu. Stejně tak nastavení výpočtu a samotné řešení jednotlivých časových kroků a interakce mezi modely plátku a vzduchových kavit. I v oblasti vyhodnocení a výpisu výsledků je využito scriptů pro jazyk APDL.

V rámci experimentálních měření v předmětu *Vibrace a hluk* bylo také k zpracování a prezentaci naměřených dat využito prostředí MATLAB.
Byly prováděny následující experimenty:

- měření lidského zdrojového hlasu (určení základní frekvence hlasu)
- samohlásky šeptem a nahlas (frekvenční spektrum, srovnání rozdílných mluvčích)
- spektrální vlastnosti vzduchových kavit (jednoduché kavity a jejich amplitudo-frekvenční spektra, porovnání s analytickými výpočty)

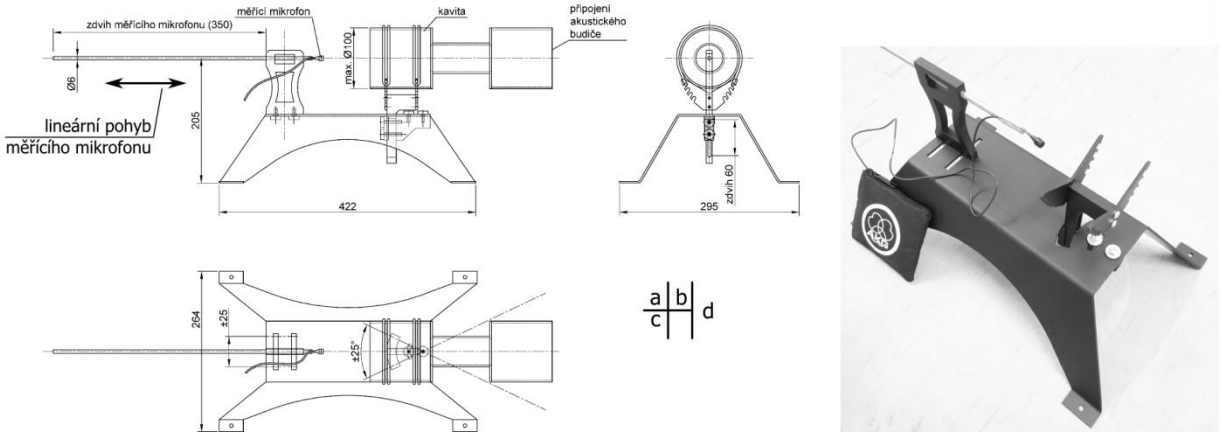
6.2 Experimentální modely

Při řešení problematiky generování náhradního zdrojového hlasu bylo vyrobeno několik experimentálních modelů.

Jednalo se o prvotní modely plátkového elementu [60], na nichž bylo experimentálně ověřováno chování plátkového elementu v konfiguraci $(-+)$[15]. Postupně se shromažďovaly požadavky na experimentální model. Následně byl navržen a vyroben stávající experimentální model (viz: kap. 5.3.1). Na modelu je možné provádět řadu experimentů (viz: kap. 5.3.3).

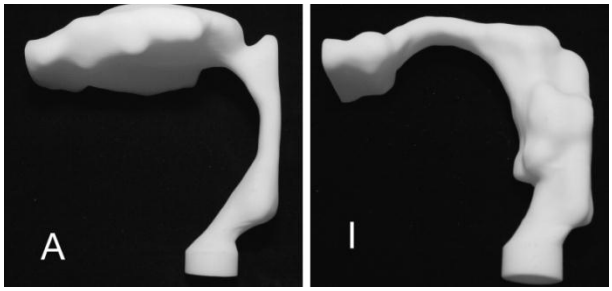
Jinou skupinu používaných experimentálních modelů tvoří modely vzduchových kavit. Tyto modely jsou určeny především pro výuku v předmětu *Vibrace a hluk*. Jsou využitelné i při experimentech s plátkovým elementem. Jedná se jednak o válcové kavity (konstantního a měnícího se průřezu), ale také modely vokálního traktu pro samohlásku A a I, případně o laditelný hranolový model vokálního traktu.

Na modelech válcových kavit je možné studentům předmětu *Vibrace a hluk* názornou metodou předvést vlastní tvary kmitu vzduchových sloupců. Jsou patrné změny vlastních frekvencí se změnou délky kavity. Pro usnadnění těchto měření a zlepšení jejich opakovatelnosti byl vyroben univerzální držák kavit. Pomocí tohoto držáku lze s měřícím mikrofonem lineárně posouvat a měřit akustický tlak v různých místech uvnitř kavity. Tvar a použití držáku ilustruje Obr. 77.



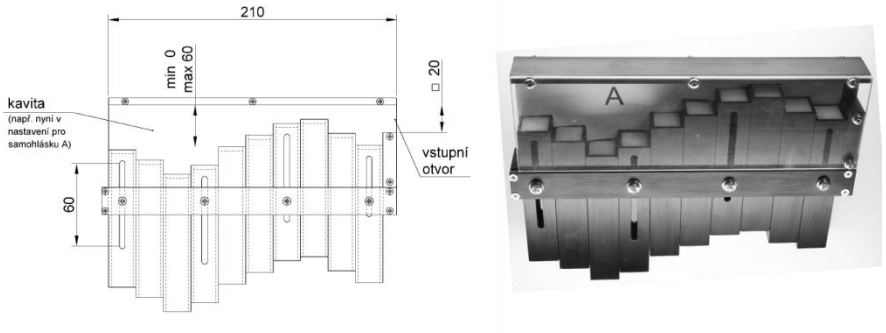
Obr. 77: Držák kavit s lineárním pohybem mikrofonu

Na základě geometrie dostupné pro výpočtové modální analýzy vokálních traktů (viz: kap. 4.1.1) byly vytvořeny podklady pro výrobu vokálních traktů pro samohlásky A a I metodou Rapid Prototyping [59]. Modely jsou vyrobeny jako skořepiny obklopující vzduchovou kavitu dané samohlásky. Z hlediska funkce je důležitá právě vnitřní kavita těchto modelů. Ta odpovídá geometrii získané počítačovou tomografií při dříve řešeném grantu GAČR. Vyrobené modely jsou na následujícím obrázku:



Obr. 78: Modely vokálního traktu pro samohlásky A a I

Zjednodušení z hlediska tvarové složitosti při zachování srovnatelných spektrálních vlastností představují zjednodušené modely vokálního traktu [3,4]. Pro ukázku studentům byl zvolen laditelný hranolový model vokálního traktu (viz: Obr. 79). Požadovaná samohláska je nastavena změnou polohy deseti nezávislých hranolů. Nastavením hranolů se uvnitř modelu vytvoří vzduchová kavita, u které jsou měřeny spektrální vlastnosti. Nastavení jednotlivých hranolů pro danou samohlásku bylo zpřesněno na výpočtovém optimalizačním modelu. Zdrojem energie může být jednak umělý zdrojový hlas, nebo elektro-akustický měnič (reproduktor).



Obr. 79: Laditelný hranolový vokální trakt

7 pokračování práce v budoucnu

7.1 Konstrukce hlasové náhrady – úkol pro tým specialistů

Jak je uvedeno v úvodu [58] není konstrukce hlasové protézy cílem této práce. Konstrukce a především aplikace této protézy je provázena řadou biomedicínských a etických problémů. Experimenty s hlasovými protézami není možné z etických důvodů provádět libovolně a vždy by při takovýchto experimentech měl být přítomen lékař. Experimentům *in vivo* by vždy z hlediska bezpečnosti měly předcházet experimenty simulující tyto podmínky. Hlasová protéza musí spolehlivě fungovat v těchto simulovaných podmínkách a měla by se prokázat dostatečná životnost.

Při konstrukci hlasové protézy - umělé hlasivky, je možné vycházet z nejméně dvou principů fungování této protézy. Jednak může být protéza vytvořena pro externí buzení vokálního traktu, podobně jako v případě VUT hlasivky [29]. Druhá možnost je konstrukce umělé hlasivky tak, aby bylo možné ji bezpečně vložit do tracheo-esophageální punkce. Druhý přístup, i když s jiným principem tvorby zdrojového hlasu, je popsán například v [8, 9]. Jedná se o hlasotvorné elementy přímo integrované do zpětného ventilu vloženého v tracheo-esophageální punkci.

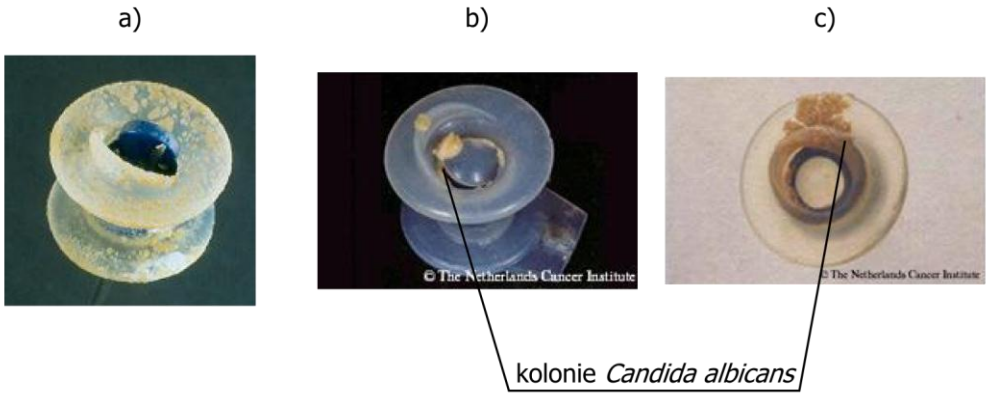
U obou těchto konstrukčních provedení lze za zdroj stlačeného vzduchu předpokládat pacientovi plíce. Dodávaný vzduch má tedy přibližně teplotu lidského těla a poměrně vysokou vlhkost. Vlhkost vodní páry obsažené ve vydechovaném vzduchu se přirozeně sráží na místech s nižší teplotou, případně tam, kde dochází k nárůstu tlaku (zvýšení teploty rosného bodu). Pokud k této kondenzaci dojde, vzniklý kondenzát je složen převážně z vody (protože kondenzuje především vodní pára).

Vydechovaný vzduch (a tedy i kondenzát) obsahuje ovšem i stopová množství jiných látek a částic. Chemické složení a vlastnosti těchto kondenzátů je zkoumáno v rámci některých metod lékařské diagnostiky [61]. Důležité vlastností plicního kondenzátu z hlediska konstrukce umělé hlasivky jsou ty, které mohou působit na životnost a funkci hlasové protézy (především zásaditost způsobující degradaci materiálu protézy). V [61] byla u zdravých lidí naměřena hodnota $pH\ 7{,}70 \pm 0{,}49$. To znamená mírně zásadité prostředí podobné ostatním tělním tekutinám (krev $pH\ 7{,}5$; sliny $pH\ 6{,}5 - 7{,}5$). Při konstrukci umělé hlasivky je tedy potřeba vybírat materiály, které budou tomuto prostředí odolné. Vybraný materiál musí být tedy biokompatibilní. To znamená nejen odolnost proti degradaci v tělním prostředí, ale zároveň záruku toho, že se z hlasové protézy nebudou uvolňovat pro tělo nebezpečné případně alergenní látky. Nebezpečnost pro lidský organizmus lze sledovat z různých úhlů. Každopádně biokompatibilní materiály nesmí být toxické, karcinogenní, nesmí způsobovat poruchy srážlivosti krve a jiné reakce, které zhoršují komfort používání protézy nebo dokonce ohrožují lidský život. Pro návrh a výběr biokompatibilního materiálu je výhodná asistence materiálového specialisty specializovaného na medicínské aplikace.

Agresivní prostředí není jediné, co kondenzující vlhkost vydechovaného vzduchu zapříčiňuje. Pokud se na funkčních částech umělé hlasivky vytvoří vrstva tohoto kondenzátu, může výrazně ovlivnit činnost umělé hlasivky. Důvodů je více. Kondenzát, ulpívající na pohybujících se částech, mění jejich hmotnost a tím jejich dynamické vlastnosti (především u pohybujících se částí s velkou plochou, ale malou hmotností, může být tento efekt velmi výrazný). Kondenzát ulpívající na površích a síly, vyvolané povrchovým napětím v kondenzátu, mohou rovněž zhoršit dynamické vlastnosti umělé hlasivky. Dynamika těchto povlaků z kondenzátu je popisována například v [16,63]. Vhodnou povrchovou úpravou (povlaky, chemická úprava povrchu) je u materiálů přicházejících do styku s kondenzátem, možné ovlivnit smáčivost povrchů. Touto úpravou se mění hodnota tzv. krajového úhlu. Na povrchu se nevytvoří celistvá vrstva

kondenzátu, ale kondenzát se formuje do tvaru diskrétních kapiček. Zároveň je při nižší smáčivosti povrchu usnadněn pohyb kondenzátu po povrchu, což způsobí průběžné, samovolné odstraňování kondenzátu z povrchu.

Dalším problémem, který je potřeba řešit při návrhu materiálu, je tvorba bakteriálních či plísňových plaků na površích umělé hlasivky. Tyto jevy jsou popsány u jednocestných ventilů vkládaných do tracheo-esophageální punkce [12,39]. Vznik těchto plaků jistě částečně souvisí s chováním kondenzátu na povrchu umělé hlasivky. Nejčastější je rozmnožení jednobuněčných hub z čeledi kvasinkovitých, konkrétně *Candida albicans*. Tyto jednobuněčné organismy jsou v těle člověka běžně přítomny. Rozmnožují se ve vlhkém prostředí. Běžně jejich množství reguluje normální funkce imunitního systému. Příhodné podmínky pro jejich množení umožní vznik rozsáhlejších napadení invazivní mnohobuněčnou vláknitou formou této houby. Napadení jednocestného tracheo-esophageálního ventilu Provox koloniemi *Candida albicans* je ukázáno na následujícím obrázku:



Obr. 80: Jednocestné ventily Provox s rozvinutými koloniemi Candida albicans [54]

Na Obr. 80a je patrný růst kolonií téměř po celé ploše jednocestného ventilu. Při bližším pohledu je patrné, že klapka jednocestného ventilu není v tomto případě napadena tolik jako ostatní plochy ventilu.

Obrana proti těmto povlakům a koloniím je dvojího druhu. Jednak pomůže vhodný materiál, ze kterého je protéza vyrobena. Je ale nutné provádět i pravidelnou hygienu protézy. S udržováním hygieny (většinou prováděna pomocí speciálních kartáčků) je nutné počítat i při návrhu nové umělé hlasivky, a konstrukci tomu přizpůsobit.

Při konstrukci umělé hlasivky je samozřejmě nutné řídit se i požadavky použité výrobní technologie. Například jednocestné ventily do tracheo-esophageální punkce jsou vyráběny technologií vícekomponentního odlévání plastické hmoty.

Další problematika, která musí být řešena během návrhu umělé hlasivky, je způsob jakým bude používána během promluvy pacienta s touto umělou hlasivkou. Jak je popsáno v kap. 4 je možné (a vhodné) lidskou řeč rozčlenit z fonetického hlediska na menší části. Toto členění se mírně liší podle toho, jestli se jedná o expresivní nebo receptivní složku řeči. Zde budeme preferovat rozčlenění podle toho, jak se řeč vytváří. Promluvu, jako na sebe navazující akustické signály, můžeme rozdělit na jednotlivé věty. Věty dále na úseky promluvy. A tyto úseky na slabiky. Slabika je z akustického hlediska dohromady vyslovovanou částí promluvy. Slabiku lze rozložit na elementárnější prvek, což je hláska. Bylo uvedeno, že existují dva základní druhy hlásek - samohlásky a souhlásky. Samohlásky většinou tvoří jádro slabiky, které je obklopeno souhláskami. V českém jazyce (a i ve většině ostatních široce používaných světových jazyků) jsou

samohlásky vyslovované nahlas vždy znělé – tzn.: na vzniku jejich akustické podoby se aktivně podílejí hlasivky tvorbou zdrojového hlasu. U souhlásek existuje skupina, která je vyslovována zněle a skupina neznělých souhlásek.

Z tohoto popisu je patrné, že během tvorby řeči pomocí umělé hlasivky se musejí střídat úseky, kdy hlasivka generuje zdrojový hlas (řečník chce vyslovit znělou hlásku) a úseky vyslovování neznělých hlásek, kdy je tvorba zdrojového hlasu nežádoucí. Ke vzniku neznělých hlásek je potřebný proud vzduchu proudící vokálním traktem a vytvářející příslušné akustické signály (šumy, vibrace jazyka,…). Úseky se zdrojovým hlasem a bez něj se střídají v poměrně vysokém tempu. V rámci slabiky na sebe jednotlivé hlásky plynule navazují. Konstrukci umělé hlasivky je tomu nutné přizpůsobit. Mluvčí musí mít možnost ovlivnit, zda jím vydechovaný proud vzduchu z plic bude umělou hlasivkou modifikován na zdrojový hlas nebo bude do supraglotického prostoru vpuštěn nemodifikovaný a bude se podílet na vzniku neznělé hlásky.

Problematika výšky a hlasitosti hlasu je také nezanedbatelná. Zdravý mluvčí je pomocí těchto parametrů schopen sdělit například svou náladu, emoce, popřípadě jinak zvýraznit význam své promluvy. Toto se samozřejmě neděje pouze na úrovni zdrojového hlasu, ale je to ovlivněno i způsobem artikulace. Pokud by se u umělé hlasivky konstrukčním provedením dosáhlo možnosti nezávisle měnit hlasitost a výšku zdrojového hlasu (nejlépe i v průběhu promluvy - dynamicky), mělo by to jistě vliv na přirozenější vyznění generovaného hlasu.

7.2 Využití výpočtových simulací interakce v technické praxi

Ve strojírenství se vyskytuje řada problémů, u kterých je nutné zahrnout interakce mezi tekutinou a pevným tělesem. V některých případech postačuje pouze jednosměrný model interakce, v jiných případech je nutné využít obousměrné interakce. Obecně interakční úlohy nejsou omezeny počtem interagujících fyzikálních prostředí.

Více než dvou interagujících fyzikálních prostředí je většinou využíváno při simulacích elektrotechnických zařízení. Často se jedná o úlohy propojující elektrické, magnetické, teplotní a fluidní fyzikální prostředí. Existují speciální programy, případně rozšíření běžně používaných programů, které jsou schopné tyto vícefyzikální (multiphysics) problémy řešit.

Zde si situace vyžadovala řešení dvou fyzikálních prostředí (proudění ve vzduchových kavitách a deformace plátku). Propojení bylo obousměrné (viz: kap. 5.4.6). Interakční úlohy mezi tekutinou a strukturou jsou v technické praxi často přítomny. Ne všechny způsoby interakce je vždy možné do výpočtových modelů zahrnout. Překážkou je většinou výpočtová náročnost, která se projeví v ceně řešené simulace. Případně nemusí být dostatečně popsáno chování některého z fyzikálních prostředí (neumíme ho řešit).

Nejčastěji používané interakce (podle názoru autora) jsou v technické (strojírenské) praxi tyto:

- **Přenos tepla mezi proudícím médiem a strukturální částí.** Navazující strukturální výpočet od zatížení teplotními dilatacemi. Přenos tepla, může probíhat ve značně odlišných podmínkách, což se projeví v různě velkých tepelných tocích tekutina-těleso. Odlišnost podmínek způsobuje především charakter proudění (volná konvekce, nucená konvekce, turbulentnost proudění) popřípadě změny stavu média (tuhnutí - tání, vypařování - kondenzace). Většinou jsou deformace způsobené teplotními dilatacemi řádově odlišné (menší) od ostatních rozměrů modelu a proto postačuje jednosměrný model interakce. Samozřejmě existují i úlohy tohoto typu kde musí být model interakce obousměrný (velké deformace vlivem teplotních dilatací, ztráty deformační stability, generování tepla uvnitř strukturální části v důsledku deformace). Velmi často se tyto

interakční úlohy řeší v energetice nebo obecně tam, kde se vyskytují velká zatížení od teplotních dilatací.

- **Zatížení silovými účinky proudícího média.** Tam, kde je proudící médium nuceno ke změně směru proudění, musí na médium působit síla, která tuto změnu směru vyvolá. Jako důsledek zákona akce a reakce působí silově samozřejmě i médium na část, která ho nutí měnit směr proudění. Určení silových účinků probíhá na základě aerodynamického nebo hydrodynamického výpočtu. Na rozhraní mezi médiem a strukturální části jsou odečteny tlaky a těmito zatížena strukturální část modelu. Jiným způsobem určení sil vyvolaných proudícím médiem a působících na některou strukturální část, je využití zákona zachování hybnosti. Pokud není splněna rovnost hybností, je tento rozdíl doplněn impulzem vnější síly. Pro tuto metodu založenou na zákonu zachování hybnosti je ovšem stále nutné znát alespoň základní parametry proudícího média. O použitém modelu interakce opět rozhoduje velikost deformací vyvolaných silovým zatížením. Pokud tyto deformace podstatně ovlivňují charakter proudění (což může vést ke změně zatěžujících sil) je nutné zahrnout obousměrný model interakce.

Ne vždy zahrnutí obousměrného modelu interakce musí nutně znamenat řešení v časové oblasti, jako v případě výpočtového modelu plátkového elementu (viz: kap. 5.4). Existují případy modelů, kde je pomocí obousměrné interakce dopočítána statická poloha některé poddajné strukturální části.

Existují také odlišné přístupy k jednosměrnému modelu interakce. Jeden z přístupů lze popsat na případě vlastního kmitání strukturální části modelu, které je podporováno periodickými ději, které se odehrávají v médiu. Problematiku odstranění tohoto kmitání lze řešit i takto:

- výpočtově, popřípadě experimentálně, určit frekvenci (spektrum frekvencí) způsobující buzení strukturální části

- na modelu strukturální části navrhnout takové úpravy, aby odezva (například napjatost) na budící spektrum byla minimální (popřípadě se významně snížila).

V tomto případě nejsou modely přímo propojeny, ale jsou zde zapojeny znalosti výpočtáře a konstruktéra řešícího tento problém a úpravy.

8 Závěr

Hledání vhodného principu generování umělého hlasu se vždy skládá z více etap. Je vhodné navázat a inspirovat se tím, jak je hlas tvořen u zdravého člověka. Zásadní je z hlediska fyzikální podstaty tvorby hlasu respektovaná Teorie zdroj-filtr [13]. Díky této teorii je možné na akustickou část tvorby jednotlivých menších částí hlasového projevu pohlížet jako na filtrování hlasivkami vytvořeného zdrojového hlasu (v případě znělých samohlásek).

Po totální laryngektomii pacienti ztrácí zdrojový hlas a stává se pro ně problematické komunikovat řečí. Ve většině případů se lékaři snaží po této operaci provádět hlasovou rehabilitaci. Jsou popsány a analyzovány některé z dnes nejčastěji používaných metod hlasové rehabilitace. Vznik zdravého zdrojového hlasu (fonaci) je možné popsat jednak kvalitativně na základě učiněných pozorování, ale také kvantitativně. Teorie fonace se v čase vyvíjely a dnes je preferována především Myoelasto-aerodynamická teorie fonace. Teorie bublin tlakového vzduchu byla formulována později a k popisu fonace využívá oproti myoelasto-aerodynamické teorii jiných veličin.

Na pracovišti ÚMTMB FSI VUT Brno v minulosti vzniklo několik návrhů a experimentálních modelů umělých hlasivek založených na Teorii bublin tlakového vzduchu. Jedná se typy, které jsou součástí patentovaného zařízení k externímu buzení vokálního traktu (všechny v konfiguraci +,- dle [15], viz: kap. 5.1). Pro pokračování ve zkoumání tvorby zdrojového hlasu byl vybrán plátkový element (v konfiguraci -,+).

Jak experimentální, tak výpočtový model plátkového elementu umožňují snadnou změnu některých rozměrů modelu a parametrů vstupního proudu vzduchu. S ohledem na teorii bublin tlakového vzduchu je sledován především subglotický tlak a jeho transformace na zdrojový hlas.

Základní věc požadovaná po generovaném akustickém signálu, pokud má být použitý jako zdrojový hlas, je složení jeho A-F spektra. Tento požadavek plátkový element splňuje. Výpočtový model vykazuje vyšší hodnoty základních frekvencí generovaného signálu. Některé z hodnot základních frekvencí dosahovaných na výpočtovém modelu by nebyly vhodné pro vybuzení hlásek.

Přirozenou funkcí plátkového elementu v konfiguraci -,+ je zablokování funkce při dosažení určitého středního subglotického tlaku. Hodnota tohoto mezního tlaku se mění v závislosti na ohybové tuhosti plátku a dynamických vlastnostech subglotické vzduchové kavity.

Výpočtový model by bylo pro budoucí využití třeba „rekonstruovat“. Tím se rozumí zapojit při jeho tvorbě modernější výpočetní prostředky (dosud je model vzduchových kavit řešen pomocí ANSYS-Flotran). Řešení takovýchto interakčních úloh řešených po částech (partitioned solution) umožňuje v dnešní době propojit specializované řešiče (CFX, Fluent – pro řešení proudění, ANSYS – pro řešení deformací struktury).

Větší potenciál v dalším zkoumání vidím ve studiu experimentálních modelů a vytváření podmínek blízkým podmínkám, při kterých by byl plátkový element použitý jako umělá hlasivka (viz: kap. 7.1). Vyřešení problémů (materiálových, výrobních, …) na experimentálních modelech umožní případnou rychlejší výrobu skutečné umělé hlasivky pro *in vivo* testy. Toto testování (*in vivo*) je ovšem nemyslitelné bez účasti lékařů v řešitelském týmu.

Seznam použité literatury

[1]	Adrian, R.J.: *Particle-Imaging Techniques for Experimental Fluid Mechanics*. Annual review of fluid mechanics, 1991, Vol. 23, p. 261-304
[2]	ANSYS, Inc.: ANSYS 14.0 Help, dodáno s programem
[3]	Arai, T.: *The replication of Chiba and Kajiyama's mechanical modelof the human vocal cavity*, Journal of the Phonetic Society of Japan, 2001,Vol. 5, p. 31-38
[4]	Arai, T; Maeda, E.; Umeda, N.: *Education in Acoustics using Umeda and Teranishi's mechanical model of the human vocal tract*, Proc. Autumn Meet. Acoust. Soc. Jpn., 2003, Vol. 1, p. 341-342, (Japonsky – anglický popis modelu na: http://www.splab.ee.sophia.ac.jp/Vocal_Tract_Model/index-e.htm)
[5]	Brepta, R.; Půst, L.; Turek, F.: *Mechanické kmitání* – technický průvodce 71, Sobotáles, Praha, 1994
[6]	Brown, D.H., Hilgers, F.J.; Irish, J.C.; Balm, A.J.: Postlaryngectomy voice rehabilitation: state of the art at the millennium, World J Surg., 2003, Vol 27, p.824-831
[7]	Cooley, J.W.; Tukey J.W.: *An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series*, Math. Computing, 1965, Vol. 19, p. 297-301
[8]	De Vries, M.P.; Van der Plaats, M.; Schutte, H.K., Verkerke, G.J.: Voice-producing prosthesis PCT/NL1999/000221, World intellectual patent organisation, 1999, Ženeva, Švýcarsko
[9]	De Vries, M.P.; Van der Plaats, M.; Van der Torn, H.; Mahieu, F.; Schutte, H.K., Verkerke, G.J.: *Design and in vitro testing of voice-producing element for laryngektomized patients*, Int. Journal of Artificial Organs, 2000, Vol. 23, p. 462-472
[10]	Degroote, J.; Bathe, K.J.; Vierendeels, J.: *Performance of a new partitioned procedure versus a monolithic procedure in fluid–structure interaction*, Computers & Structures, Vol. 87, 2009, p. 793-801
[11]	Delogu, C.; Conte, S.; Sementina, C.: *Cognitive factors in the evaluation of synthetic speech*, Speech Communication, 1998, Vol. 24, p. 153-168
[12]	Everaert, E.P.; Mahieu, H.F.: A new method for in vivo evaluation of biofilms on surface-modified silicone rubber voice prostheses, Eur. Arch. Otolaryngology, 1997, Vol. 254, p. 261-263
[13]	Fant, G.: Acoustic theory of speech production. 2nd edition, Hague, 1960
[14]	Fant, G.; Liljencrants, J.; Lin, Q.: *A four-parameter model of glottal flow*, Speech Transmission Laboratory-Quarterly Progress and Status Reports (STL-QPSR), 1985, Vol. 26, p. 1-13
[15]	Fletcher, N.H.: *Autonomous vibration of simple pressure-controlled valves in gas flows*, Journal of the Acoustical Society of America, 1978, Vol. 63, p. 1559-1565
[16]	Hazel, A.L.; Heil, M.: *Surface-tension-induced buckling of liquid-lined elastic tubes: a model for pulmonary airway closure*, Proc. R. Soc. A , 2005, Vol. 461 p. 1847-1868
[17]	Helmholtz, H.L.F.; Ellis, A.J.: *On the sensation of tone as a physiological basis for teory of music*, 3. Vydání, 1895, Longmans Green, Londýn-New York
[18]	Hron, J.; Mádlík, M.: *Fluid-structure interaction with applications in 117iomechanice*, Nonlinear Analysis: Real World Applications, 2007, Vol. 8, p. 1431-1458
[19]	Hrůza, V.: Modelování funkce hlasivek pomocí MKP, Disertační práce, VUT FSI, Brno, 2007
[20]	Hunter, J.D.: *Matplotlib: A 2D Graphics Environment*, Computing in Science & Engineering, Vol. 9, 2007, p. 90-95
[21]	Iain, R.; Murray, I.R.; Arnott, J.L.: *Applying an analysis of acted vocal emotions to improve the simulation of synthetic speech*, Computer Speech & Language, 2008, Vol. 22, p. 107-129
[22]	Ivo Žemlička, Česká republika, http://www.zemlickai.cz
[23]	LEJSKA, M.: *Poruchy verbální komunikace a foniatrie*, Brno, 2003

[24]	Matug, M.; Vašek, M.; Mišun, V.; Navrátil, P.; Civín, A.; Řehák, K. *Analysis of influence of vocal fold – vocal tract models connection by using FEM*. Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference, Svratka, 2011, p. 391 – 394
[25]	Matug, M.; Vašek, M.; Mišun, V.; Navrátil, P.; Řehák, K.; Civín, A.: *Computational model of voice producting element in terms of varying inlet pressure*. 13th Conference Applied mechanics 2011, Velké Bílovice, 2011, p. 143 – 146
[26]	Miani, C.; Bellomo, A.; Bertino, G.; Staffieri, A.; Carello, M.; Belforte, G.: Dynamic behaviour of the Provox and Staffieru prostheses for voice rehabilitation following total laryngectomy, Eur. Arch. Otolaryngology, 1998, Vol. 255, p.143-148
[27]	Mišun, V., a kolektiv: *Charakteristiky umělých hlasivek*, Interakce a zpětné vazby, Praha, Česká republika, 2004
[28]	Mišun, V.: *Definition of the vocal folds function model*, Interakce a zpětné vazby, Praha, Česká republika, 2001
[29]	Mišun, V.: Equipment for source voice generation PCT/CZ2004/000041, World intellectual patent organisation, 2004, Ženeva, Švýcarsko
[30]	Mišun, V.: *External excitation of the vocal tract after laryngectomy*, Proc. of MAVEBA, Firenze, Italy, 2003
[31]	Mišun, V.: *Modelling of the vocal folds function*, Proc. of EMBEC, Vienna, Austria, 2002
[32]	Mišun, V.: *New principle of the vocal folds function*, Proc. Inter. Conf. Advances in quantitative laryngology and speech research, Hamburg, Germany, 2003
[33]	Mišun, V.: *Tajemství lidského hlasu*, VUTIUM Brno, Brno, 2010
[34]	Mišun, V.: *Vocal folds function modelling by means of the principle of compressed air bubble*, Proc. of ICVPB, Denver, USA, 2002
[35]	Mišun, V.; Dohnal, P.; Hrůza, V.; Janovský, P.; Švancara, P.; Valenta, J.; Urban, F.: *Experimentální analýza umělých hlasivek*, Proc. of International acoustic konference, Kočovce, Slovenská republika, 2004
[36]	Mišun, V.; Přikryl, K.: *The source voice generation on the basis of the „compressed air buble" principle*, International konference on voice physiology and biomechanice, Marseille, France, 2004
[37]	Mišun, V.; Přikryl, K.; Hrůza, V.: *Simulace pohybu hlasivek ve 2D*, Proc. of International acoustic konference, Kočovce, Slovenská republika, 2005
[38]	Mišun, V.; Švancara, P.; Vašek, M.: *Experimental analysis of the characteristics of atificial vocal folds*, Journal of voice, 2011, Vol. 25, p. 308-318
[39]	Neu, T.R.; Van der Mei, H.C.; Busscher, H.J.; Dijk, F.; Verkerke, G.J.: *Biodeterioration of medical-grade silicone rubber used for voice prostheses: a SEM study*, Biomaterials, 1993,Vol. 14, p. 459-464
[40]	NumPy developers, NumPy package for Python, www.numpy.org
[41]	Palková, Z.: *Fonetika a fonologie češtiny s obecným úvodem do problematiky oboru*, 1.vyd., Karolinumm, Praha, 1994
[42]	PETR, J.: *Mluvnice češtiny: vysokoškolaká učebnice pro studenty filoz.a pedag.fak.stud.oboru č.73-21-8 a č.76-12-8 aprobace český jazyk*, 1.vyd., Academia, Praha, 1986
[43]	Plaats, A.; Schutte, H.K.; van der Eerden, F.J.M.; de Vries, M.P.; Mahieu, H.F.; Verkerke, G.J.: An In-vitro Test Set-Up for Evaluation of a Voice-Producing Element Under Physiologic Acoustic Conditions, Annals of Biomedical Engineering, 2006, Vol. 34, p. 893-900
[44]	Python developers, Python language, www.python.org
[45]	Rothenberg, M.: *Acoustic interaction between the glottal source and the vocal tract*, Vocal fold physiology, 1980, U. of Tokyo Press, p. 305-328

[46]	Rothenberg, M.; Miller, D.; Molitor, R.; Leffingwell, D.: *The control of air flow during loud soprano singing*, Journal of voice, 1987, Vol. 1, p. 262-268
[47]	SciPy developers, SciPy package for Python, www.scipy.org
[48]	SERVONA GmbH, Germany, http://www.servona.com
[49]	Settles, G.S.: *Schlieren and Shadowgraph Techniques: Visualizing Phenomena in Transparent Media*, Springer, 2001
[50]	Schroeder, M.R.: *A brief history of synthetic speech*, Speech Communication, 1993, Vol. 13, p. 231-237
[51]	Sovák, M.: Kmitání hlasivek ve světle laryngostroboskopie, Praha, 1945
[52]	Šidlof, P.; Doaré, O.: Cadot, O., Chaigne, A.: *Measurement of flow separation in a human vocal folds model*, Experiments in Fluids, 2011, Vol. 51 (1), p. 123-136
[53]	Švec, J.G.; Shutte, H.K.: Videokimography: High-speed line scanning of vocal fold vibration, Journal of voice, 1996, Vol. 10, p. 201-205
[54]	The Netherlands Cancer Institute, Netherlands, http://www.provoxweb.info
[55]	Titze, I.R.: *The myoelastic aerodynamic theory of phonation*. Denver. National Center for Voice and Speech. 2006.
[56]	UltraVoice Ltd., USA, http://www.ultravoice.com
[57]	van den Berg, J.: Myoelastic-Aerodynamic theory of voice production, Journal of speech and hearing research, 1958, Vol. 1, p. 227-224
[58]	Vašek, M.: *Generování zdrojového hlasu umělými hlasivkami – plátkový hlasový element*, Pojednání ke státní doktorské zkoušce, 2010, FSI VUT Brno
[59]	Vašek, M.; Mišun, V.: *Experimentální ověření spektrálních vlastností umělých vokálních traktů*, In Zborník referátov z XIII. Medzinarodného akustického seminára. Kočovce, 2008, p. 117 – 120
[60]	Vašek, M.; Mišun, V.: *Interakce jazýčkového elementu a navazujících kavit*, Interakce a zpětné vazby, Praha, Česká republika, 2007
[61]	Vaughan, J.; Ngamtrakulpanit, L.; Pajewski, T.N.; Turner, R.; Nguyen, T.A.; Smith, A.; Urban, P.; Hom, S.; Gaston, B.; Hunt, J.: *Exhaled breath condensate pH is a robust and reproducible assay of airway acidity*., Eur Respir J., 2003; Vol. 22, p. 889-894
[62]	Ventura, S.M.R.; Freitas, D.R.S.; Tavares, J.M.R.S.: *Toward Dynamic Magnetic Resonance Imaging of the Vocal Tract During Speech Production*, Journal of Voice, 2011,Vol. 25, p. 511-518
[63]	White, J.P.; Heil, M.: *Three-dimensional instabilities of liquid-lined elastic tubes: A thin-film fluid-structure interaction model*, Phys. Fluids , 2005, Vol. 17
[64]	Zijlstra, D.J.; Mahieu, H.F.; Van Lith-Bijl, J.T.; Schutte, H.K.: *Aerodinamic properties of the low resistence Groningen button*, Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 1991, Vol. 117, p. 657-661

Použité zkratky a symboly

Zkratka, symbol	Význam
A/D	Analogově digitální (převodník)
A-F	Amplitudo-frekvenční (spektrum)
CCD	Charge-coupled device; elektronická součástka (čip) pro snímání obrazové informace
CFD	Computational fluid dynamics (Výpočtové řešení dynamiky tekutin)
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor; technologie výroby integrovaných obvodů včetně čipů snímajících obraz, taktéž označení těchto obrazových snímačů
CNS	Centrální nervový systém
f_0, f_{01}	Základní frekvence zdrojového hlasu
F_1, F_2,...	Frekvence formantů samohlásek
FEM	Finite element method (metoda konečných prvků)
FFT	Fast Fourier transform (Rychlá Fourierova transformace)
FSI	Fakulta strojního inženýrství
g	Mezera glottis; u plátkového elementu mezera mezi plátkem a dorazem
HDPE	High density polyethylen
LF	Liljencrants – Fant
MKP	Metoda konečných prvků
ORL	Otorhinolaryngologie; lékařský obor (ušní-nosní-krční)
p_{SG}	Subglotický tlak; tlak pod hlasivkami (před plátkovým elementem)
p_{SGS}	Střední subglotický tlak; střední hodnota tlaku pod hlasivkami (před plátkovým elementem)
p_{SPG}	Supraglotický tlak; tlak nad hlasivkami (za plátkovým elementem)
PE	Polyethylen; plastická hmota
PIV	Particle image velocimetry; měřící metoda založená na sledování pohybu částic rozptýlených ve sledovaném médiu
PS	Polystyren; plastická hmota
PVC	Polyvinylchlorid; plastická hmota
TE	Tracheo-esophageální, trachea – dýchací trubice; esophagus – jícen
U_g	Objemová rychlost v mezihlasivkové šťerbině
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
VUT	Vysoké učení technické Brno