



Vlastní frekvence fyzikálního modelu lidských hlasivek

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Martina Hanzlíková

Vedoucí práce:

doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

Ústav nových technologií a aplikované informatiky



Zadání bakalářské práce

Vlastní frekvence fyzikálního modelu lidských hlasivek

Jméno a příjmení: **Martina Hanzlíková**
Osobní číslo: D17000032
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Zjištění vlastních frekvencí silikonového modelu lidských hlasivek pro různé geometrie.
2. Sestavit a realizovat numerickou simulaci, s jejíž pomocí lze zjistit vliv tvaru a uspořádání vrstev modelu na jeho kmitání při modelování fonace.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Lidský hlas vzniká v hlasivkové štěrbině. Vlivem interakce vydechovaného proudu vzduchu s viskoelastickými tkáněmi hlasivek dochází k rozkmitání hlasivek na základní frekvenci F_0 . Zdrojový akustický signál je dále formován (filtrován) vokálním traktem. Frekvence F_0 je ovlivněna tvarem, rozměrem a hmotností hlasivek a aktivací hlasivkových svalů. Pro studium tohoto děje jsou často používány fyzikální syntetické in-vitro modely, obvykle na bázi silikonových nebo polyuretanových hmot. Jeden z takovýchto modelů je vyvíjen i v ČR na Ústavu termomechaniky AV ČR. Pro další vývoj tohoto modelu a výzkum mechanismů tvorby lidského hlasu by bylo velmi užitečné mít k dispozici numerický model, který by rychle a účinně predikoval jeho vlastní frekvence a tím pádem i základní frekvenci kmitání F_0 .

Výstupem z bakalářské práce bude článek připravený k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- 1) Jak ovlivní vlastní frekvenci změna tvaru modelu hlasivky?
- 2a) Jaký je vliv tloušťky vnější vrstvy silikonového modelu na vlastní frekvence kmitání?
- 2b) O kolik je posunutá základní frekvence F_0 oproti nejnižší vlastní frekvenci modelu bez proudění?

Metoda:

Numerický experiment, experiment

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technikou práce bude příprava numerického modelu v SW Comsol Multiphysics a následná realizace numerické simulace ve frekvenční oblasti – výpočet vlastních frekvencí a tvarů. Vyhodnocení dat bude probíhat ve zmíněném SW Comsol Multiphysics. Součástí práce dále bude účast při měření fyzikálních modelů hlasivek na Ústavu termomechaniky a vyhodnocení dat z experimentu.

Místo a čas realizace výzkumu:

Prosinec 2019 – březen 2020: Ústav termomechaniky AV ČR, v.v.i.

Vzorek:

Syntetický model hlasivek

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50 až 70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

Základní seznam odborné literatury:

- BECKER, Stefan et al. 2009. Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model. *Journal of the Acoustical Society of America*. 125(3), 1351-1361. DOI 10.1121/1.3068444.
- HORÁČEK, Jaromír et al. 2016. Impact Stress in a Self-Oscillating Model of Human Vocal Folds. *Journal of Vibration Engineering & Technologies*. 4(3), 183-190. ISSN 2321-3558.
- KNIESBURGES, Stefan et al. 2013. Influence of Vortical Flow Structures on the Glottal Jet Location in the Supraglottal Region. *Journal of Voice*. 27(5), 531-544. DOI 10.1016/j.jvoice.2013.04.005.
- KNIESBURGES, Stefan et al. 2017. Effect of the ventricular folds in a synthetic larynx model. *Journal of Biomechanics*. 55(4), 128-133. DOI 10.1016/j.jbiomech.2017.02.021.
- LODERMEYER, Alexander et al. 2018. Aeroacoustic analysis of the human phonation process based on a hybrid acoustic PIV approach. *Experiments in Fluids*. 59(1). DOI 10.1007/s00348-017-2469-9.
- NETTER, Frank H. 2016. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPress. ISBN 978-80-264-1176-5.
- PARK, Jong B. a Luc MONGEAU. 2008. Experimental investigation of the influence of a posterior gap on glottal flow and sound. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 124(2), 1171. DOI 10.1121/1.2945116.
- PICKUP, Brian A. a Scott L. THOMSON. 2009. Influence of asymmetric stiffness on the structural and aerodynamic response of synthetic vocal fold models. *Journal of Biomechanics*. 42(14), 2219-2225. DOI 10.1016/j.jbiomech.2009.06.039.
- SYNDERGAARD, Kyle L. et al. 2016. Measuring contact area in synthetic vocal fold replicas using electrical resistance. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 139(4), 2221-2221. DOI 10.1121/1.4950661.
- THOMSON, S. L., L. MONGEAU a S. FRANKEL. 2005. Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds. *Journal of the Acoustical Society of America*. 118(3 Pt 1), 1689-1700. DOI 10.1121/1.2000787.
- TITZE, Ingo R. 2000. *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs: Prentice Hall. ISBN 0-13-717893-X.

Vedoucí práce:

doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.
Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Datum zadání práce:

2. září 2019

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2020

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

V Liberci dne 31. ledna 2020

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

29. dubna 2020

Martina Hanzlíková

Abstrakt

Autor: Martina Hanzlíková

Instituce: FZS – Biomedicínská technika

Název práce: Vlastní frekvence fyzikálního modelu lidských hlasivek

Vedoucí práce: doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

Počet stran: 50

Rok obhajoby: 2020

Anotace: Tato bakalářská práce se zaměřuje na numerickou simulaci vlastních frekvencí a vlastních tvarů kmitání lidských hlasivek. Jejím cílem je vytvoření numerického modelu, jehož prostřednictvím budou výpočty vlastních frekvencí a tvarů uskutečněny. Teoretická část seznamuje čtenáře s anatomii a fyziologií fonačního ústrojí a fyzikální podstatou vzniku lidského hlasu. Experimentální část se zabývá vývojem samotného modelu a jeho výsledky. Výstupem z práce je funkční numerický model hlasivky v softwaru COMSOL Multiphysics.

Klíčová slova: numerický model, základní frekvence, hlasivky, normální mód

Abstract

Author: Martina Hanzlíková

Institution: FZS – Biomedical technology

Title: Eigenfrequencies of a synthetic model of human vocal folds

Supervisor: doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

Pages: 50

Year: 2020

Annotation: This bachelor thesis is focused on numerical simulation of eigenfrequencies and eigenmodes of human vocal folds. The goal of the thesis is the creation of a numerical model based on which the calculations would be realized. In the theoretical part there is an introduction into the anatomy and physiology of human phonatory system and basic physical principles explaining the creation of human voice. The experimental part consists of development of the physical model and its results. The result of the thesis is a functional numerical model constructed in COMSOL Multiphysics.

Keywords: computing model, eigenfrequency, vocal folds, normal mode

Poděkování

Chtěla bych poděkovat doc. Ing. Petru Šidlofovi, Ph.D. za vedení bakalářské práce a odborné rady a připomínky při jejím zpracování. Dále bych také ráda poděkovala Ing. Vojtěchu Radolfovi, Ph.D. a ostatním vědeckým pracovníkům Ústavu termomechaniky AV ČR za poskytnutí cenných informací a ochotu provést mě experimentálním měřením na jejich pracovišti.

Obsah

1	Úvod	13
2	Teoretická část	15
2.1	Anatomie a fyziologie lidského hlasového ústrojí	15
2.1.1	Respirační ústrojí	15
2.1.2	Fonační ústrojí	16
2.1.3	Hlasivky	18
2.1.4	Rezonanční dutiny a artikulační ústrojí vokálního traktu.....	20
2.2	Oscilace lidských hlasivek.....	21
2.2.1	Vlastní mód.....	22
2.3	Přehled fyzikálních modelů hlasivek ve světě	24
2.3.1	Statické modely	24
2.3.2	Externě poháněné modely	25
2.3.3	Samobuzené modely.....	25
3	Experimentální část.....	28
3.1	Geometrie modelu	28
3.2	Použité materiály.....	31
3.2.1	Obal modelu	32
3.2.2	Dutina modelu	32
3.3	Okrajové podmínky.....	33
3.3.1	Vetknutí (Fixed Constraint)	33
3.3.2	Volná hranice (Free boundary)	34
3.3.3	Předepnutí (Prescribed Displacement)	34
3.3.4	Počáteční přetlak (Boundary Load).....	36
3.4	Výsledné vlastní frekvence.....	36
3.4.1	Model A1	37
3.5	Měření na Ústavu termomechaniky AV ČR.....	41
4	Výsledky a diskuze.....	44
5	Závěr.....	46

Seznam obrázků

Obrázek 1: Struktura hrtanu (vlastní obrázek).....	16
Obrázek 2: Transverzální sekce hrtanu v oblasti hlasivek (vlevo) a anteriorně-laterální pohled na struktury hrtanu (vpravo) (vlastní obrázek).....	17
Obrázek 3: Schématický řez měkkými tkáněmi hrtanu (vlastní obrázek).....	18
Obrázek 4: Respirační (vlevo) a fonační (vpravo) postavení hlasivek (vlastní obrázek)	19
Obrázek 5: Schématický řez tkáněmi hlasivky (vlastní obrázek).....	19
Obrázek 6: Schéma rozdílných značení jednotlivých vrstev hlasivky (vlastní obrázek)	20
Obrázek 7: Rezonanční dutiny a artikulační ústrojí v sagitálním řezu (vlastní obrázek)	21
Obrázek 8: Slizniční vlna (vlastní obrázek).....	22
Obrázek 9: Schéma vlastních módů hlasivek, pohled shora (nahore) a zepředu (dole) (vlastní obrázek).....	23
Obrázek 10: Schéma experimentu a rozestavení jeho komponent (Horáček, 2016)	27
Obrázek 11: Silikonové modely hlasivek v silikonovém rámečku (vlevo), výsledný model upnutý v nastavitelném přípravku (vpravo).....	28
Obrázek 12: 2D geometrie v CM (vlevo), 3D geometrie v CM (vpravo).....	29
Obrázek 13: Výpočetní síť modelu	30
Obrázek 14: Podrobná napodobenina rezonančních dutin vokálního traktu (vlevo a uprostřed) a zjednodušený model vokálního traktu (vpravo).....	31
Obrázek 15: Vetknutí modelu.....	33
Obrázek 16: Volná hranice	34
Obrázek 17: Předepnutí modelu.....	35
Obrázek 18: Schématický nákres kontrakce štítohlasivkového svalu (vlevo) a štítoprstencového svalu (vpravo)	36
Obrázek 19: První mód modelu A1, $f_1 = 55,66$ Hz	38
Obrázek 20: Druhý mód modelu A1	39
Obrázek 21: Třetí mód modelu A1	39
Obrázek 22: Čtvrtý mód modelu A1	40
Obrázek 23: Pátý mód modelu A1	40
Obrázek 24: Kontaktní napětí	41
Obrázek 25: Signál z mikrofonu	41
Obrázek 26: Subglotický tlak.....	42
Obrázek 27: Spektrum frekvencí akustického signálu	42

Seznam tabulek

Tabulka 1: Výčet modelů vytvořených v CM a jejich označení.....	37
Tabulka 2: Výsledné vlastní frekvence modelů naplněných vzduchem o třech různých tloušťkách stěny s proměnnými parametry p_0 a d_w	44
Tabulka 3: Výsledné vlastní frekvence modelů s tloušťkou stěny 0,66 mm naplněných vodou a vzduchem s proměnnými parametry p_0 a d_w	45

Seznam použitých zkratk

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
CM	COMSOL Multiphysics
dw	předepnutí
p0	počáteční přetlak
SW	software

1 Úvod

Hlas nás provází v průběhu celého života. Od narození ho instinktivně používáme. I když se v průběhu života člověka jeho hlas přirozeně mění, jeho pomocí stále informace sdělujeme i je získáváme, vyjadřujeme jím emoce. Je naším primárním komunikačním prostředkem.

Lidský hlas je zvuk, který vzniká v hlasivkové štěrbině vlivem interakce vydechovaného proudu vzduchu s viskoelastickými tkáněmi hlasivek. Tak dochází k jejich rozkmitávání na základní frekvenci. Tento jev vede k produkci zvuku, nicméně ne takového, jaký si představíme pod pojmem lidský hlas. Ten je finálně formován průchodem akustického signálu tvořeného hlasivkami vokálním traktem, kde otevřená ústní a nosní dutina slouží jako rezonátor a filtr. Základní frekvence kmitání hlasivek závisí na jejich tvaru, rozměru a hmotnosti, dále také na aktivaci hlasivkových svalů. V tomto komplexním procesu se může vyskytovat řada dysfunkcí. Abychom pochopili jejich původ, je třeba znát nejen anatomii, ale také akustické a další fyzikální děje, ke kterým při fonaci dochází.

Studium hlasu in-vivo je velice náročné a nepříjemné, jelikož je možné pouze při plném vědomí jedince, jenž hlas vydává. Měření v subglotické oblasti je pak často zcela nemožné. Některá zajímavá data byla získána pomocí flexibilního videoendoskopu, avšak kvůli náročnosti provedení není tato metoda běžná. Vyjmuté hrtany lidského původu jakožto další možná varianta jsou k výzkumným účelům z etických důvodů obtížně přístupné. Lze použít také vypreparované psí, ovčí, prasečí nebo jelení hrtany, neboť jejich rozměry i struktura jsou podobné těm lidským (Alipour, Finnegan a Jaiswal, 2013). Živá tkáň ale vykazuje v určitých ohledech jiné chování a výzkum také ovlivňují specifické podmínky jako teplota a vlhkost nejen okolí, ale i tkáně. Proto jsou pro studium tohoto děje často používány fyzikální syntetické in-vitro modely. Ty jsou obvykle na bázi silikonových nebo polyuretanových hmot. Model na této bázi je také vyvíjen na Ústavu termomechaniky AV ČR (Horáček et al., 2016).

Poněvadž je výroba takových modelů časově náročná, bylo by pro jejich další vývoj užitečné vytvořit numerický model, jehož parametry by bylo snadné měnit a jenž by

efektivně predikoval jeho vlastní frekvence, tudíž i základní frekvenci. Vytvoření takového modelu je cílem této bakalářské práce.

2 Teoretická část

Fonace není triviální děj. K jeho porozumění je třeba znát nejenom strukturu orgánů a tkání, které hlas utváří, ale také pochopit základy fyzikálních jevů, které se při fonaci odehrávají. V následujících kapitolách bude pojednáváno o anatomii a fyziologii lidského vokálního traktu, budou představeny základy biomechaniky tkání hrtanu. Bude zde také popsána podstata kmitání tkání hlasivek a nastíněna teorie vlastních tvarů a frekvencí. Cílem této práce je sestavení numerického modelu hlasivky, který bude virtuálním obrazem modelu používaného pro experimenty v Ústavu termomechaniky AV ČR, a tak zde nebude opomenuto ani seznámení s ostatními typy modelů, které byly a jsou ve světě používány.

2.1 Anatomie a fyziologie lidského hlasového ústrojí

Na utváření hlasu se v lidském těle podílí vícero ústrojí. Důležitá je role respiračního aparátu, bez kterého by fonace nebyla možná. Pohovořeno bude též o artikulačním ústrojí a vokálním traktu, které se podílejí na výsledné podobě lidského hlasu a řeči. Nemůže být opomenuta ani důležitost nervového systému, který ale pro svou rozsáhlost a složitost nebude v této práci dále rozebírán. Tato kapitola se bude přednostně zabývat anatomii a fyziologií těch částí lidského hlasového ústrojí, které se nejbližší týkají našeho výzkumu, to znamená struktur hrtanu a jeho měkkých tkání.

2.1.1 Respirační ústrojí

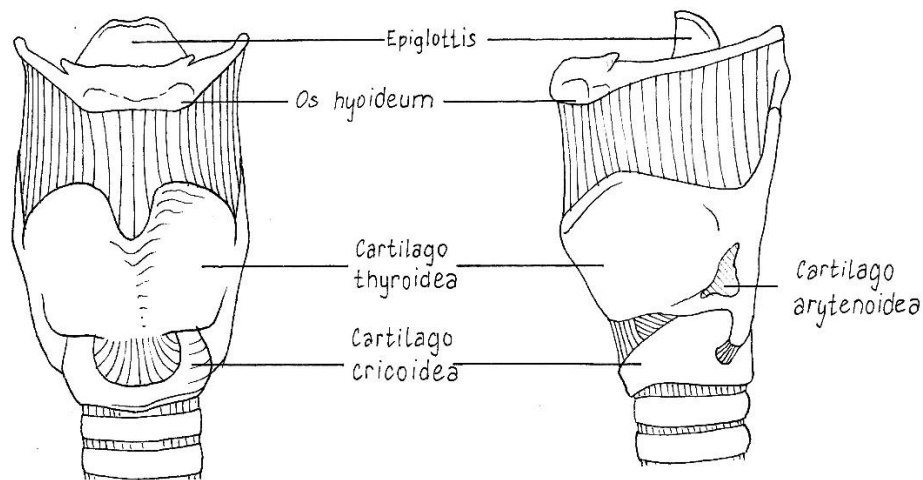
Respirační neboli dýchací ústrojí se skládá z plic, horních a dolních cest dýchacích. Plíce jsou párový orgán, který je uložen v dutině hrudní. Jejich tvar je přizpůsoben tvaru stěny hrudníku a vzhledem k uložení srdce je pravá plíce větší než levá. Jsou vlastním orgánem plicní ventilace, to je výměna plynů mezi organismem a vnějším prostředím (Naňka et al., 2015). Dolní cesty dýchací se dělí na hrtan, průdušnici a průdušky. Průsvit průdušek je proměnlivý vlivem hladkého svalstva řízeného sympatikem, a tak regulují množství vzduchu proudícího do plic. Hrtan je trubicovitý orgán mající respirační a fonační funkci,

podrobněji bude představen v následující kapitole. Horní cesty dýchací sestávají z nosohltanu, dutiny nosní a vedlejších dutin nosních a slouží především k čištění, oteplení a zvlhčení vdechovaného vzduchu. Řeči se účastní především jako rezonanční dutiny a filtr akustického signálu přicházejícího z hrtanu (Rokyta, 2016).

Respirační ústrojí zajišťuje především fyziologické dýchání, jednu ze základních životních funkcí. Poměr délky vdechu a výdechu je při něm asi 2:3 a výdech je dějem pasivním. Důležité je však dýchací ústrojí i z hlediska fonetického. Při řeči se uplatňují i expirační svaly – břišní, vnitřní mezižební svaly a další. Doba vdechu se zkracuje a výdech se prodlužuje až na poměr 1:12. Zároveň se zvětšuje i objem vdechovaného vzduchu asi na trojnásobek běžného objemu (Silbernagl a Despopoulos, 2016).

2.1.2 Fonační ústrojí

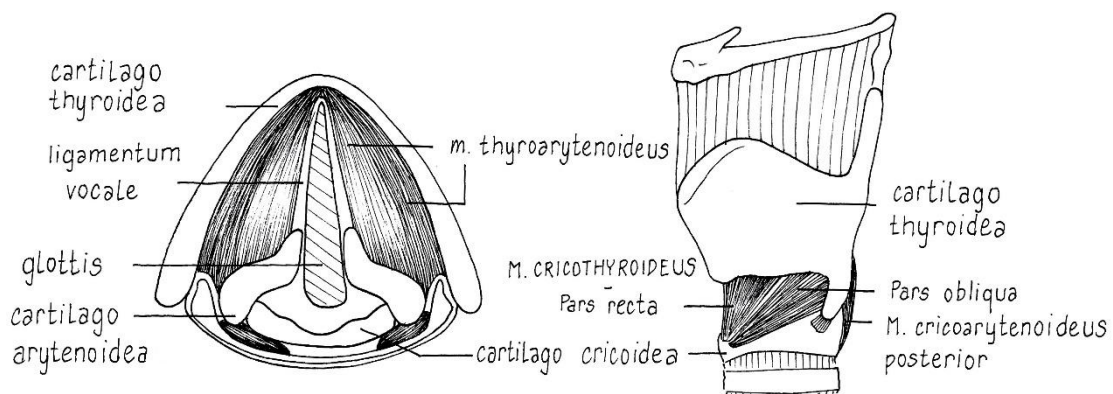
Hlasové ústrojí se nachází v hrtanu. Jeho funkcí je vytvářet zdrojový hlas, který je filtrován a formován průchodem artikulačním ústrojím.



Obrázek 1: Struktura hrtanu (vlastní obrázek)

Hrtan se skládá z chrupavek, jež jsou pohyblivě spojeny svaly a vazy, jak můžeme vidět na obrázku 1. Největší chrupavkou je chrupavka štítná – *cartilago thyroidea*. Ta je kaudálně kloubně spojena prstencoštitným kloubem s chrupavkou prstencovou – *cartilago cricoidea*, která má tvar pečetiho prstenu a ze všech stran obklopuje dýchací

cesty. Dalším kloubním spojením na ní nasedají chrupavky hlasivkové – *cartilagine arytenoideae*. Ty mají tvar trojbokých jehlanů a pro fonaci jsou velice důležité, jelikož na jejich hlasivkový výběžek se upíná hlasivkový vaz – *ligamentum vocale*. Ten je nedílnou součástí orgánu, jenž je zdrojem hlasu, hlasivek. Kloubní spojení hlasivkových chrupavek s chrupavkou prstencovou je velice flexibilní a umožňuje řadu pohybů, jejichž výsledkem je napínání a povolování hlasivek nebo jejich přibližování a oddalování. Chrupavka příklopky hrtanové – *epiglottis* připomíná tvar listu. Je vazivově spojena se štítnou chrupavkou a slouží k uzavírání dýchacích cest při polykání (Titze, 2000).



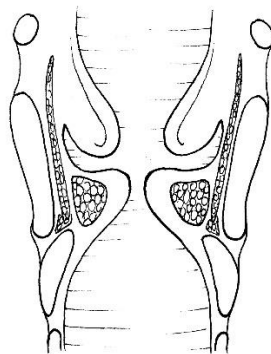
Obrázek 2: Transverzální sekce hrtanu v oblasti hlasivek (vlevo) a anteriorně-laterální pohled na struktury hrtanu (vpravo) (vlastní obrázek)

Pohyb hrtanu zajišťuje příčně pruhované svalstvo. Můžeme ho rozdělit do dvou základních skupin – svaly vnitřní a vnější. Vnější svaly spojují hrtan se strukturami, které ho obklopují, jako je sternum nebo jazyk a napomáhají jeho pohybům například při polykání. Pro pochopení mechanismů procesu fonace je stěžejní skupina svalů vnitřních (Netter, 2016). Štítohlasivkový sval – *musculus thyroarytenoideus*, který lze dobře vidět na obrázku 2 (vlevo), spojuje chrupavku štítnou s chrupavkou hlasivkovou. Spolu s hlasivkovým vazem a sliznicí tvoří vlastní tělo hlasivky. Některé prameny tento sval dále dělí na dvě části, *musculus thyrovocalis* a *thyromuscularis*. Existuje hypotéza, že *muscularis* má úlohu rychlého zkracování hlasivky, zatímco *vocalis* má na starosti jemné ladění tenze mediálních vláken svalu. Jejich současná kontrakce má za následek přitáhnutí hlasivkových chrupavek frontálně, což hlasivku zkrátí a zesílí (Titze, 2000). Štítoprstencový sval – *musculus cricothyroideus* se také dělí na dvě části, z nichž obě

začínají na zevním oblouku prstencové chrupavky a upínají se na dolním okraji ploténky štítné chrupavky. Vertikálněji položená mediální část svalu se nazývá *pars recta*, laterálně uložené šikmé snopce nesou název *pars obliqua*. Při kontrakci štítoprstencového svalu se zvedá prstencová chrupavka a štítná se naklání dopředu, čímž se napínají hlasivkové vazy. Toto napnutí je hlavním mechanismem kontroly výšky tónu. Addukci hlasových vazů a vnitřní rotaci hlasivkové chrupavky má na starosti boční prstencohlasivkový sval – *musculus cricoarytenoideus lateralis*. Příklopku hrtanovou zvedá štítopříklopkový sval – *musculus thyroepiglotticus* (Netter, 2016). Jako jediný ze svalů hrtanu rozevívá hlasivkovou šterbinu zadní prstencohlasivkový sval – *musculus cricoarytenoideus posterior* a udržuje ji otevřenou v respiračním postavení. Na dorzální ploše hlasivek leží svaly hlasivkové příčné a šikmé – *musculus arytenoideus transversus* a *obliquus*, na který navazuje hlasivkopříklopkový sval – *musculus aryepiglotticus* (Titze, 2000).

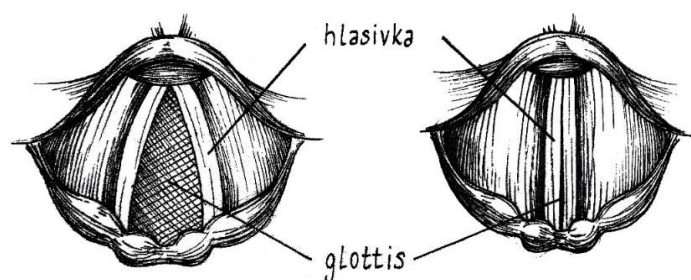
2.1.3 Hlasivky

Hlasivky jsou horizontálně uloženy v nejužší části hrtanu. Nad nimi se nachází po obou stranách ventrikulární řasa, někdy také nazývána nepravým hlasivkovým vazem, od které jsou odděleny hrtanovou výchlípkou (Naňka et al., 2015). Kompletní schéma morfologie měkkých tkání je naznačeno na obrázku 3.

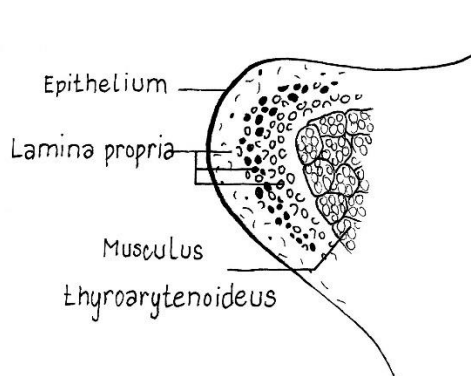


Obrázek 3: Schématický řez měkkými tkáněmi hrtanu (vlastní obrázek)

Jak bylo řečeno v kapitole 2.1.2, vlastní hlasivky jsou párovým orgánem, který je tvořen štíthlasivkovými svaly, hlasivkovými vazy a sliznicí. Štěrbina jimi ohraničená se nazývá *glottis*. Ta má při dýchání podobu rovnoramenného trojúhelníku, její tvar se ale zásadně mění při fonaci, neboť při té dojde k napnutí hlasivek a jejich vzájemnému přiblížení po celé jejich délce. Takto napjaté hlasivky jsou rozechvívány vzduchem, který při výdechu proudí hlasivkovou štěrbinou. Oscilace hlasivek vytváří v horních částech hrtanu proud vzduchu pulsatilního charakteru, a tak vzniká primární lidský hlas. Na obrázku 4 jsou zobrazeny obě polohy hlasivek, fonační i respirační.



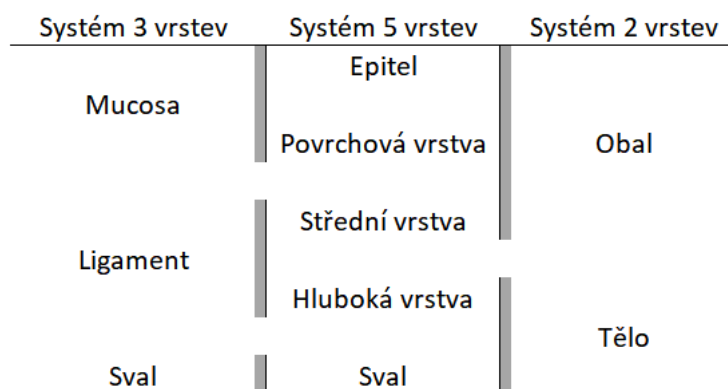
Obrázek 4: Respirační (vlevo) a fonační (vpravo) postavení hlasivek (vlastní obrázek)



Obrázek 5: Schématický řez tkáněmi hlasivky (vlastní obrázek)

Pokud je na hlasivky nahlíženo z histologického hlediska, skládají se z pěti hlavních vrstev. Povrch je tvořen vrstevnatým dlaždicovým epitelem tlustým asi 0,1 mm. Ten tvoří pevné pouzdro, které určuje tvar hlasivek. Pod ním se nachází podslizniční vrstva –

lamina propria. Ta je dělena, jak lze vidět na obrázku 5, na tři vrstvy. Povrchová vrstva se skládá především z neuspořádaných elastinových vláken obklopených intersticiální tekutinou a ve střední části hlasivky je vrstva asi 0,5 mm tlustá. Elastinová vlákna, která můžeme vidět na obrázku 5 schematicky naznačená jako černě vyplněné oválky, jsou speciální skleroproteinovou strukturou a jak už název napovídá, umožňují elastické protažení tkáně (Sato, Hirano a Nakashima, 2000). Střední vrstva také obsahuje elastinová vlákna, zde jsou ovšem z větší části uniformně orientovaná anteriorně-posteriorním směrem (longitudinálně). Vyskytují se zde v malém měřítku také vlákna kolagenní, která elongaci tkáně zabraňují. Ta jsou na obrázku 5 znázorněna nevyplněnými oválky. Hluboká vrstva je složena především z těchto longitudinálně uspořádaných kolagenních vláken a dohromady se střední vrstvou jsou asi jeden až dva milimetry silné. Pátou vrstvou tohoto systému dělení je štítohlasivkový sval (Titze, 2000). Jiné běžně používané označení vrstev je možné vidět na obrázku 6.

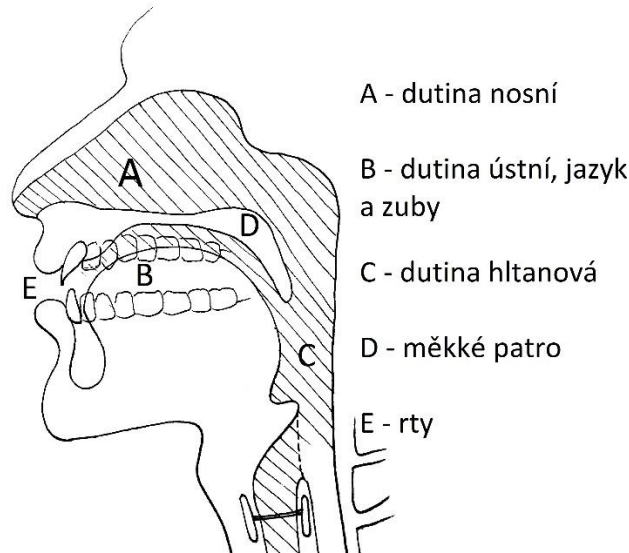


Obrázek 6: Schéma rozdílných značení jednotlivých vrstev hlasivky (vlastní obrázek)

2.1.4 Rezonanční dutiny a artikulační ústrojí vokálního traktu

Soubor dutin nad hrtanem, jimiž prochází akustický signál, čímž dochází k jeho finální úpravě, je nazýván vokálním traktem. Tyto dutiny jsou také označovány jako dutiny rezonanční a mezi hlavní je řazena dutina nosní – *cavum nasi*, dutina ústní – *cavum oris* a dutina hltanová – *pharynx*. Tvar a velikost těchto rezonančních dutin jsou modifikovány artikulačním ústrojím, které bývá označováno také jako mluvidla. Jsou jimi kupříkladu rty, jazyk, měkké patro či čelisti se zuby. Tvar a velikost hltanové dutiny navíc ještě

upravují svaly stěny hltanu. Ty potom dohromady s mluvnidly nastavují uspořádání vokálního traktu pro vyslovení určité hlásky (Netter, 2016). Schématický nákres těchto struktur lze vidět na obrázku 7.



Obrázek 7: Rezonanční dutiny a artikulační ústrojí v sagitálním řezu (vlastní obrázek)

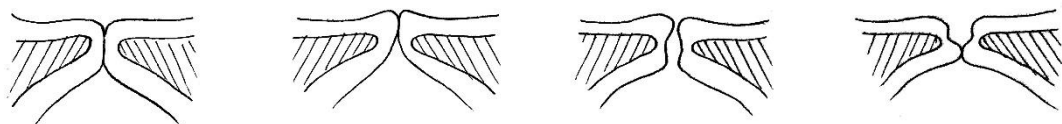
Jak už název napovídá, nosové hlásky, v českém jazyce především *m* a *n*, jsou vyslovovány pomocí nosní dutiny. Při výslovnosti většiny ostatních hlásek je průchod do nosní dutiny uzavřen zvednutím pohyblivého měkkého patra. Dutina ústní se podílí jak na tvorbě souhlásek, tak na produkci samohlásek. Její tvar je díky flexibilitě jazyka a rtů, jež ji ohraničují, velice variabilní. Hltan je trubice, jejíž primární úkol souvisí s posunem sousta při konzumaci potravy. Je zřejmé, že při fonaci tvoří významný rezonanční prostor, který modifikuje akustické vlastnosti vokálního traktu (Krčmová, 2006).

2.2 Oscilace lidských hlasivek

Kmitání neboli oscilace je repetitivní změna nějaké veličiny v čase. Mechanické kmitání je pohyb hmotného bodu nebo tělesa kolem jeho rovnovážné polohy. Podmínkou oscilace je přítomnost oné rovnovážné polohy a síly, která se snaží těleso do této polohy vracet. Běžnými příklady jednoduchých oscilátorů jsou kyvadlo nebo závaží na pružině.

Kmitání může být volné, nucené nebo samobuzené. Volné kmitání nastává v případě, že je tělesu nebo soustavě těles dán prvotní impuls, obvykle prostřednictvím síly, ale žádný další. Toto kmitání bývá tlumené vlivem pasivních odporů jako jsou aerodynamické a hydrodynamické odpory nebo tření vůči podložce. Oscilační pohyb v jejich následku nakonec ustane. Při nuceném kmitání je periodický pohyb opakovaně vynucován vnější silou. Samobuzené kmitání je způsobené vnější silou, která nemá periodický charakter. Tato síla má však schopnost dodávat soustavě energii, která dokáže pokrýt ztráty tlumením a udržet tak soustavu v kmitavém pohybu.

V předchozí kapitole bylo řečeno, že lidský hlas vzniká při výdechu, když proud vzduchu prochází úzkou hlasivkovou štěrbinou mezi napnutými hlasivkami, a tak je rozechvívá. Tento pohyb hlasivek je příkladem samobuzeného kmitání. Sledování pohybu hlasivek na zpomaleném záznamu pořízeném pomocí videofibroskopu ukázalo, že k uniformnímu pohybu jejich tkáně, to znamená pohybu těla společně s obalem hlasivky, dochází velice zřídka. Pozorován bývá pohyb, jenž je zobrazen na obrázku 8 a svým tvarem připomíná vlnu. Podle toho také bývá označován slizniční vlnou. Obal tvořený epitelem a dvěma svrchními vrstvami podslizniční vrstvy je totiž jen volně spojen se spodnějšími vrstvami, a tak se vůči nim může pohybovat relativně nezávisle. Pohyb horní a dolní části hlasivky pak nebývá ve fázi, nýbrž se spodní část pohybuje s předstihem oproti té horní (Titze, 2000).



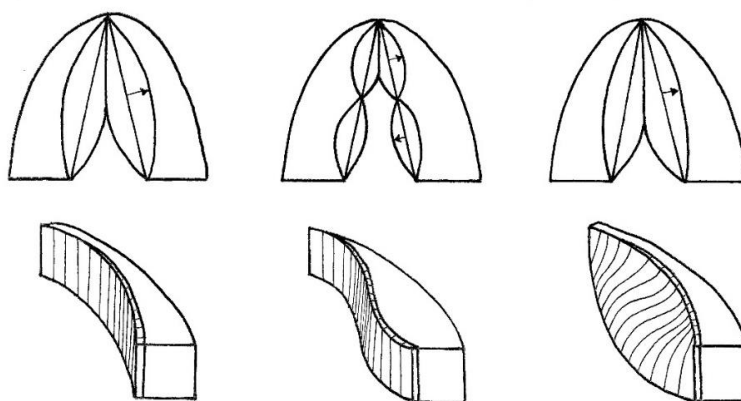
Obrázek 8: Slizniční vlna (vlastní obrázek)

2.2.1 Vlastní mód

Vlastní mód je takový pohyb kmitajícího tělesa, při kterém se všechny jeho body pohybují se shodnou frekvencí a konstantní fází. Pohyb těchto bodů probíhá po sinusoidě. Pro většinu dynamických systémů existuje více než jeden vlastní mód, z nichž každý je charakterizován vlastní frekvencí a vlastním tvarem. Aby bylo možné od sebe

tyto vlastní módy náležící jednomu systému odlišit, zavedlo se jednotné číslování. Pokud je vlastním tvarem kmitajícího systému upevněného na obou koncích polovina vlnové délky sinusoidy, to znamená, že má pouze jedno maximum, nebo minimum, nazývá se potom tento mód prvním. Číslo, kterým se mód značí, poté roste s celočíselnými násobky těchto polovin.

Pro kmitání tkání hlasivek jsou důležité především dva stupně volnosti, které popisují translační pohyb po horizontální a vertikální ose. Pokud je pozornost zaměřena na anteriorně-posteriorní rovinu, teoreticky na ní může existovat nekonečné množství vlastních módů. Z pozorování ale vyplývá, že pouze některé z nich jsou pro kmitání hlasivek významné. Nejčastěji pozorovaný je v této rovině totiž právě první mód, ve kterém dochází k maximální výchylce ve středu hlasivky a s klesající vzdáleností od kraje hlasivky klesá i výchylka, jak je možné vidět na obrázku 9 vlevo. Druhý mód, pro nějž je typický uzel uprostřed délky hlasivky, to je bod, který nekmitá vůbec, je méně častý. Pro kompletní představu kmitání hlasivek je ale nutné zahrnout do této úvahy vertikální rovinu, na které se oscilace také odehrává. Jak bylo uvedeno v předchozí kapitole, spodní část hlasivky se pohybuje s předstihem před horní částí. Tento případ je prezentován na obrázku 9 vpravo (Titze, 2000).



Obrázek 9: Schéma vlastních módů hlasivek, pohled shora (nahore) a zepředu (dole) (vlastní obrázek)

2.3 Přehled fyzikálních modelů hlasivek ve světě

Studium lidského hlasu na umělých modelech započalo mnoho let zpátky. Snaha začít hlas studovat právě pomocí umělých modelů ústila z potřeby dostupnějšího a stálějšího materiálu, než jakým byla vyjmutá lidská nebo zvířecí tkáň. Už v roce 1957 vydal van der Berg studii, která pojednávala o statickém modelu vokálního traktu a ve které vyšetřoval Bernoulliho efekt v glotální oblasti (van der Berg, Zanatema a Doornenbal, 1957). Od té doby bylo zkonstruováno bezpočet modelů, na nichž se měřila různá data spojená s fonací.

Modely, které zde budou prezentovány, lze rozdělit do tří hlavních skupin. Do první skupiny jsou řazeny statické modely s pevnými stěnami, jejichž geometrie je většinou oproti realitě zvětšena. Ty jsou používány především pro měření v oblasti aerodynamiky. V druhé skupině nalezneme modely, jejichž výroba byla započata na konci dvacátého století, které se periodicky pohybovaly díky vnějšímu pohonu. Jejich studium zpřístupnilo kupříkladu nové poznatky o toku vzduchu v supraglotálních prostorách. Do třetí skupiny spadá například i v této práci často zmiňovaný model z Ústavu termomechaniky. Reprezentuje modely, které fungují na principu samobuzeného kmitání. Článek, který pojednává o umělých modelech hlasivek ve světě a ve kterém je užito toto dělení na tři skupiny, napsal ve spolupráci s dalšími autory Kniesburges (Kniesburges et al., 2011).

2.3.1 Statické modely

Nejstaršími modely jsou právě modely statické. Jelikož jsou tyto modely nepohyblivé, veličiny, které jsou při experimentech s nimi měřeny, odpovídají vždy jen jedné fázi fonačního cyklu. To znamená, že geometrie vždy kopíruje pouze jedno možné postavení hlasivek. Většinou bývají tyto modely sestrojovány za účelem studia aerodynamiky glotálního prostoru. Daný objem vzduchu je proto hnán kanálem, který je tvarován podobně jako lidský hrtan, především jeho hlasivková oblast. Na stěnách tohoto kanálu je pak pomocí manometrových čidel měřen tlak. Pro názornost experimentu bývají tyto geometrie mnohonásobně zvětšeny. Akustické vlastnosti nebývají pomocí těchto modelů zkoumány z očividného důvodu, neboť primárním zdrojem hlasu je oscilace hlasivek, která není u statických modelů možná (Kniesburges et al., 2011). Pro příklad

může být uveden Schererův model realistických rozměrů, na kterém byl zkoumán vliv různých transglotických tlaků na tok vzduchu modelem (Scherer, Titze a Curtis, 1983).

2.3.2 Externě poháněné modely

Cílem externě poháněných modelů je charakterizovat tok vzduchu glotální štěrbinou nebo například poskytnout data pro výpočetní modely. Tuto skupinu lze dělit dále na dvě kategorie, totiž na modely pohybující se uniformně a neuniformně.

Uniformně pohybující se modely jsou takové, jejichž část reprezentující hlasivku se pohybuje celá translačním způsobem. Tento pohyb zjednodušeně simuluje medio-laterální pohyb hlasivek při jejich oscilaci. Máloučet modely byly vytvořeny s dvěma pohyblivými hlasivkami, běžnější je konfigurace, ve které se hýbe pouze jedna strana. Deverge et al. prováděli měření na mechanickém modelu, jehož jedna hlasivka byla mediálně posouvána pomocí elektromotoru s frekvencí 5 Hz až 35 Hz. Na protější statické hlasivce byl umístěn tlakový senzor (Deverge et al., 2003).

Druhou kategorií jsou neuniformně pohybující se modely. Při jejich pohybu se nemění pouze velikost řezu hlasivkovou štěrbinou, nýbrž také jeho tvar. Důležitou vlastností těchto typů modelů je, že dokážou střídavě produkovat konvergentní a divergentní způsob pohybu, který je typický pro lidské hlasivky (Kniesburges et al., 2011). Jeden takový model sestrojil Triep (Triep, Brücker a Schröder, 2005).

2.3.3 Samobuzené modely

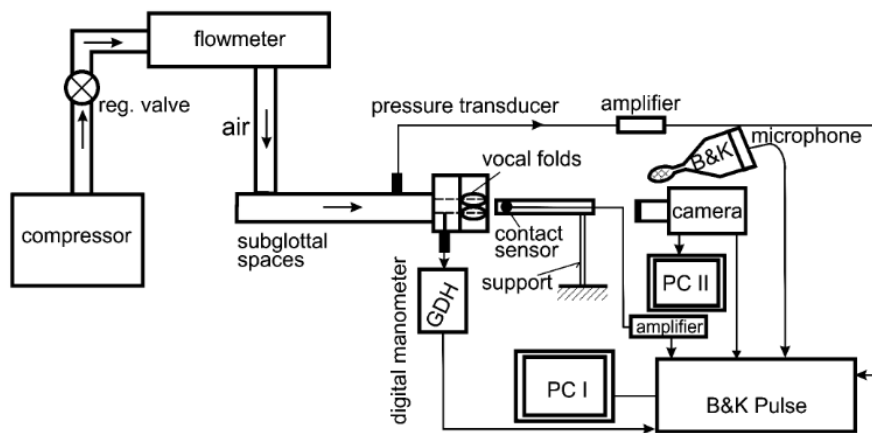
Experimentální přístupy popsané dříve v této kapitole se téměř výhradně zaměřovaly na měření orientovaná na aerodynamiku, protože jsou natolik zjednodušené, že pozorování akustických jevů u nich není možné. Proto bylo třeba vyvinout jiný, pokročilejší typ modelu. Takový, který by svým chováním věrněji simuloval funkci lidských hlasivek. Začaly se tedy vyvíjet elastické modely schopné samobuzené oscilace, které jsou sice stále zjednodušené, nicméně se svými parametry a schopností kmitat přibližují lidským hlasivkám. Řadí se mezi ně jednodušší membránové modely, které fungují na principu rozechvívání tenké membrány pomocí proudu vzduchu, ale také složitější modely

s větším důrazem kladeným na přesnější geometrii, ať už se jedná o jednovrstevné nebo mnohovrstevné řešení.

V devadesátých letech dvacátého století používal Pelorson zjednodušený model, který sestával ze dvou pružných hadic plněných vodou, tak bylo docíleno tlakování modelu zevnitř (Pelorson et al., 1994). Průlom nastal v roce 2005, když Thomson a Mongeau vyvinuli první silikonový model ve tvaru hlasivky (Thomson a Mongeau, 2005). Jejich koncept se stal inspirací i pro další výzkumné skupiny, například pro Stefana Kniesburgese z univerzity v Erlangenu, který pomocí tohoto modelu měřil proudění vzduchu v okolí hlasivek (Kniesburgese et al., 2013). Ve svém dalším experimentu bral v potaz také vliv ventrikulárních řas (Kniesburgese et al., 2017). Podobným modelem se zabýval i Lodermeier, který měřil proudění v okolí hlasivek metodou PIV (Lodermeier et al., 2018). Vliv asymetrické tuhosti hlasivek zkoumal Pickup na dvouvrstevném silikonovém modelu (Pickup a Thomson, 2009). Experimentovalo se také s jednostrannými oscilacemi na čtyřikrát zvětšeném silikonovém modelu (Šidlof et al., 2011).

Model, který se používá na Ústavu termomechaniky u nás v České republice také spadá do této skupiny. Samotný silikonový model se skládá ze dvou dutých odlitků hlasivek přilepených ve vzájemném opozičním postavení k silikonovému rámečku. Geometrie tohoto silikonového modelu je podrobněji popsána v experimentální části práce, jelikož je jí inspirován náš numerický prototyp. Tento model je upevněn k trubici, jež je připojena ke zdroji stlačeného vzduchu. Spolu suplují fyziologickou funkci průdušnice, plic, bránice a ostatních výdechových svalů, když skrz odlitky hlasivek ženou proud vzduchu od prahové hodnoty pro fonaci až k 0,6 l/s pod tlakem až 2,3 kPa. Obě tyto veličiny jsou při fonaci fyziologicky přítomny ve stejném rozsahu hodnot. K experimentu patří v neposlední řadě i měřící technika. V trubici, která přivádí vzduch k modelu, je průtokoměrem měřen jeho průtok. V těsné blízkosti odlitků je speciálně vyvinutý senzor měřící subglotický tlak. Pro snímání vibrací byl použit počítač, na který byla připojena vysokorychlostní kamera s frekvencí 2500 snímků za sekundu. Aby bylo osvětlení scény dostatečné k natáčení, byly na model namířeny dva osvětlovače s výkonem 500 W, které však svítily pouze v omezených časových intervalech, aby se zamezilo ohřívání modelu a následného zkreslení výsledků. Mezi silikonové hlasivky byl vsunut miniaturní tlakový senzor, který měří kontaktní napětí způsobené nárazy hlasivek na sebe. Dvacet centimetrů od hlasivek byl umístěn měřící mikrofon pro snímání

akustického signálu (Horáček et al., 2016). Schéma této konfigurace je ukázáno na obrázku 10.



Obrázek 10: Schéma experimentu a rozstavení jeho komponent (Horáček, 2016)

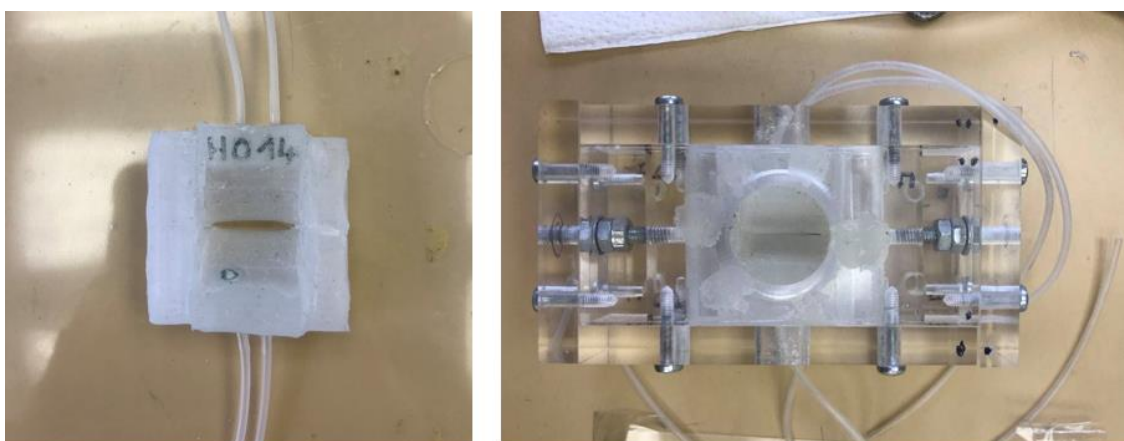
3 Experimentální část

Hlavním cílem této práce bylo zjištění vlastních frekvencí a tvarů silikonového modelu lidských hlasivek. Bylo tak učiněno pomocí softwaru COMSOL Multiphysics (dále jen CM), ve kterém byl sestaven numerický model a následně byly realizovány numerické simulace, na jejichž základě byl zjištěn vliv tvaru modelu na jeho kmitání.

Důležitou součástí experimentální části byla také návštěva Ústavu termomechaniky AV ČR a provedení měření s několika dostupnými modely a konfiguracemi.

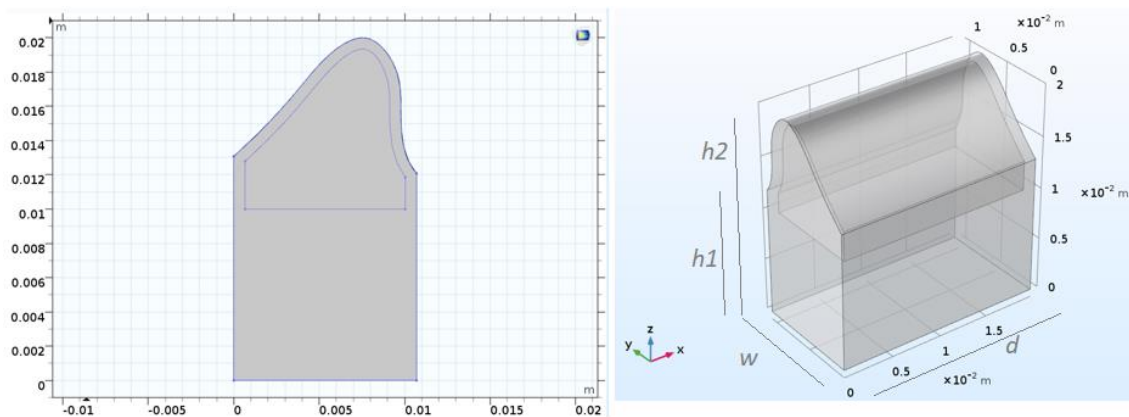
3.1 Geometrie modelu

Nejprve bylo nutné ve zmíněném softwaru sestavit geometrii modelu, která odpovídá reálným silikonovým odlitkům, jež jsou používány v Ústavu termomechaniky AV ČR při experimentálním výzkumu jejich kmitání. Pro tento experiment jsou používány dva odlitky hlasivek ve vzájemně opozičním postavení, podobně jako je tomu fyziologicky v lidském hrtanu při fonaci. Tyto modely jsou zality v rámečku ze stejného silikonového materiálu a poté upevněny ve speciálním aparátu, jak je vidět na obrázku 11. Pro naše účely bylo postačující vymodelovat v CM pouze jednu hlasivku, neboť výsledné vlastní frekvence a tvary by byly pro složitější model s dvěma hlasivkami stejné.



Obrázek 11: Silikonové modely hlasivek v silikonovém rámečku (vlevo), výsledný model upnutý v nastavitelném přípravku (vpravo)

Základní geometrie modelu byla převzata z nákresu odlévací formy, který nám byl poskytnut, a rozměry modelu, jež řádově odpovídají fyziologickým mírám hlasivek, byly zadány. Protože poskytnutý nákres nebyl ve vhodném měřítku, bylo nutné zjistit souřadnice křivky, která reprezentuje řez modelem hlasivky, prostřednictvím freewaru odečítajícího souřadnice z obrazovky počítače. Poté bylo třeba přepočíst tyto souřadnice, aby odpovídaly zadané velikosti výsledného tělesa. Následně byly tyto vypočtené souřadnice proloženy interpolační křivkou, a tak byla získána horní hrana 3D modelu. Vnitřní křivka byla získána pomocí trigonometrického výpočtu, neboť CM nemá funkci ekvidistanty. Základnou tělesa je kvádr, jehož rozměry odpovídají poskytnutým údajům. Výsledné 2D a 3D geometrie jsou vyobrazeny na obrázku 12.

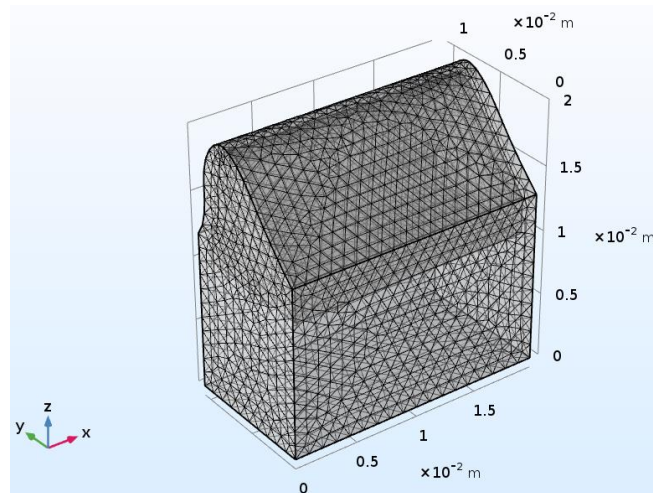


Obrázek 12: 2D geometrie v CM (vlevo), 3D geometrie v CM (vpravo)

Vnější rozměry modelu zůstávají pro všechny varianty, které budou představeny v nadcházejících kapitolách, stejné a dají se přirovnat k velikosti hlasivky lidské. Použité parametry jsou následující: šířka $w = 10,7$ mm, výška $h_1 = 10$ mm, výška $h_2 = 20$ mm, hloubka $d = 20$ mm. Velikost vnitřní dutiny se v jednotlivých modelech liší, tloušťka silikonové stěny je tedy napříč modely proměnlivá, je však v každém modelu konstantní, a vnitřní povrch tak svým tvarem kopíruje ten vnější. Závislost výsledných frekvencí na tloušťce stěny hlasivky byla testována na třech různých rozměrech: tloušťka $t_1 = 0,66$ mm, $t_2 = 0,79$ mm a $t_3 = 0,92$ mm.

Na obrázku 13 je vyobrazena výpočetní síť modelu. Metoda konečných prvků rozděluje model na malé geometricky jednoduché tvary, v našem případě čtyřstěny. Pro každý takový malý element je použita sada polynomických funkcí, pomocí nichž program aproximuje deformaci objektu v každém směru souřadného systému. Nastavení této

výpočetní síť determinuje velikost elementů a tím i rozlišení sítě. Vliv má poté toto nastavení na přesnost výsledků. Čím menší elementy jsou zvoleny, tím je výpočet přesnější. Zároveň je ale časově náročnější a vyžaduje větší využití paměti počítače. Námi zvolená výpočetní síť obsahuje 30150 elementů.



Obrázek 13: Výpočetní síť modelu

Stavba našeho numerického modelu věrně zachycuje geometrii odlitků z Ústavu termomechaniky téměř ve všech ohledech, oproti lidským hlasívkám jsou však oba tyto prototypy velice zjednodušené. Proto je příhodné závěrem této kapitoly o geometrii učinit krátké srovnání paralel i odlišností těchto modelů a jejich předlohy, totiž lidských hlasivek. Tělo modelu reprezentuje hlasivku, podstavec slouží pro jeho ukotvení, které je realizováno nastavením okrajových podmínek a napodobuje napnutí hlasivky napříč hrtanem. Zatímco hlasivky obsahují několik typů tkání, modely jsou tvořeny pouze dvěma komponentami – obalem a vnitřní dutinou, která je naplněna buď vzduchem, nebo vodou. Svrchní vrstva materiálu, která se v našem výpočetním modelu pohybuje v rozmezí tlouštěk od 0,66 do 0,92 mm, svou velikostí odpovídá mucose, vrstvě hlasivky třívrstevného systému dělení, která je tvořena epitelem a povrchovou vrstvou podslizniční vrstvy, jak je popsáno v části práce zabývající se histologií hlasivek. Ačkoli je snaha používat materiály, které svými mechanickými vlastnostmi co nejvěrněji kopírují vlastnosti živých tkání, některé jejich charakteristiky jsou výrazně odlišné. Příkladem může být izotropie materiálu odlitků, která je netypická pro živé tkáně. Izotropie je totiž

vlastnost, která se vyznačuje nezávislostí vlastností materiálu na směru. Anizotropické mechanické vlastnosti jsou charakteristické pro kosterní svaly. Ty jsou v obou modelech nahrazeny onou vyplněnou dutinou. Jejich funkci napínání hlasivek zastupují okrajové podmínky, stěží napodobitelná je však kupříkladu specifická schopnost svalů, kterou je izometrická kontrakce, při níž zůstává délka svalu stejná, napětí v něm se při ní ale zvětšuje.

Nutné je závěrem zmínit očividný rozdíl mezi modelem virtuálním a fyzickým, kterým je užití různých prototypů respiračního i artikulačního ústrojí při experimentech na Ústavu termomechaniky, jež lze vidět na obrázku 14. V našem počítačovém modelu tyto části zohledněny nejsou, jelikož jeho účelem nejsou výpočty zabývající se samobuzeným kmitáním vlivem proudícího vzduchu, při němž hrají subglotické a supraglotické rezonance určitou roli. Naším cílem je výpočet vlastních frekvencí a vlastních tvarů modelu hlasivek, při němž okolní struktury nehrají žádnou roli.



Obrázek 14: Podrobná napodobenina rezonančních dutin vokálního traktu (vlevo a uprostřed) a zjednodušený model vokálního traktu (vpravo)

3.2 Použité materiály

Poté, co byla zhotovena geometrie modelu, bylo nutné správně nadefinovat materiály, ze kterých náš model sestojen.

3.2.1 Obal modelu

V průběhu dlouholetého výzkumu na Ústavu termomechaniky bylo otestováno několik syntetických materiálů na silikonové bázi, z nichž se modely odlévají. Pro naši numerickou simulaci byly stěžejní především tři materiálové konstanty těchto silikonů. Hustota materiálu ρ determinuje hmotnost modelu a tím i výslednou vlastní frekvenci. Youngův modul, jinak označován také jako modul pružnosti v tahu, vypovídá o míře deformace materiálu při aplikaci určitého napětí a bývá značen písmenem E . Poissonovo číslo je bezrozměrná veličina vyjadřující poměr relativního zúžení ku relativnímu prodloužení tělesa při jeho namáhání tahem. Obvykle nabývá hodnot od 0 do 0,5. Nestlačitelné materiály jako jsou gumy a pryže nabývají nejvyšší hodnoty Poissonova čísla, to znamená, že jejich poměrná deformace v příčném směru, to je směru kolmém na směr namáhání, je nezanedbatelná.

Aktuálně jsou pro experimenty používány 3 silikonové hmoty – Ecoflex 00-10, Ecoflex 00-50 a Dragonskin. Všechny tyto hmoty jsou zástupci velmi měkkých silikonů. Pro náš numerický model byl vybrán Ecoflex 00-10, protože nám byly poskytnuty výsledky měření, u kterého byly použity modely odlité právě z něj. Jeho parametry jsou následující: hustota $\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$, Youngův modul $E = 82737,1 \text{ Pa}$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,48$. Podrobnou specifikaci materiálu je možné najít [zde](#)¹.

3.2.2 Dutina modelu

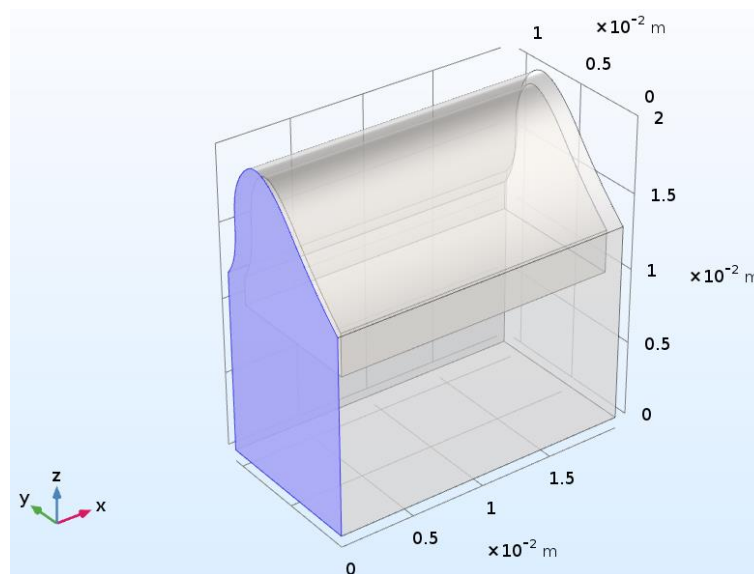
Dutina modelů je při měření vyplněna buď vzduchem, nebo vodou. Oba tyto materiály bylo nutné nahradit vhodnou entitou, protože chování tekutin popisují zcela odlišné parciální diferenciální rovnice než elastické kontinuum, a výpočet vlastních frekvencí pro takový sdružený problém představuje velmi komplikovaný problém. Vzhledem k tomu, že hustota vzduchu je zanedbatelná oproti silikonu, lze při výpočtu vlastních frekvencí dutiny naplněné vzduchem hmotnost vzduchu zanedbat. Voda byla nahrazena nestlačitelným elastickým kontinuem s velmi malým modulem pružnosti, to znamená, že $\rho = 997 \text{ kg/m}^3$, $E = 0,1 \text{ Pa}$ a $\mu = 0,49999$.

¹ https://www.smooth-on.com/tb/files/ECOFLEX_SERIES_TB.pdf

3.3 Okrajové podmínky

Pro řešení parciálních diferenciálních rovnic popisujících elastické kontinuum je nezbytné správné stanovení okrajových podmínek.

3.3.1 Vetknutí (Fixed Constraint)

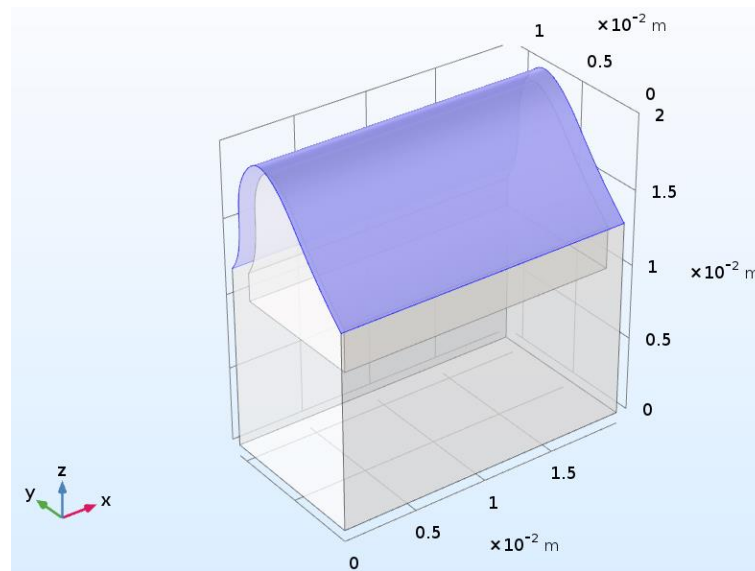


Obrázek 15: Vetknutí modelu

Vetknutí je druh vazby, která odebírá všechny stupně volnosti. Za stupně volnosti se v mechanice považují možné směry translace nebo rotace, jimiž se bod nebo těleso můžou pohybovat. Vetknutí znemožňuje jak posun po všech osách, tak otáčení kolem nich. To znamená, že v našem případě odebírá šest stupňů volnosti. Jak už bylo řečeno výše, toto omezení pohybu numerického modelu simuluje vlepení odlitků hlasivek do silikonového rámečku, v němž jsou poté upnuty do plastového aparátu. Analogicky je také možné přirovnat i fyziologické postavení hlasivek v hrtanu k této okrajové podmínce, kde je upnutí hlasivkového vazů na hlasivkový výběžek stejnojmenné chrupavky reprezentováno právě vetknutím jedné vertikální stěny našeho modelu. Vetknutí zbylé stěny a podstavy, které je graficky znázorněno na obrázku 15, v našem modelu zastupuje uchycení lidské hlasivky na chrupavce štítné.

3.3.2 Volná hranice (Free boundary)

Na obrázku 16 je znázorněna volná hranice. Je to povrch modelu, který se může v prostoru volně pohybovat. Proto jsou také ve výsledných vlastních tvarech na této ploše viditelné největší deformace.



Obrázek 16: Volná hranice

3.3.3 Předepnutí (Prescribed Displacement)

Dalším krokem, který bylo nutné učinit před zahájením výpočtu vlastních frekvencí, bylo nastavení předepnutí našeho výpočetního modelu. Napětí je spolu s délkou hlasivky základním faktorem ovlivňujícím výšku tónu, jenž je hlasovým ústrojím generován. Vliv předepnutí tělesa na frekvenci kmitání je nejsnadnější demonstrovat na ladění strun strunných nástrojů, které se provádí pomocí otáčení ladících klíček nástroje, což způsobuje utahování nebo povolování struny. Čím větší je napětí ve struně, tím je její tón, tedy i frekvence, vyšší.

Předepnutí modelu je v laboratoři Ústavu termomechaniky realizováno pomocí šroubů, kterými se rámeček syntetických hlasivek natahuje. Jelikož se nastavení těchto šroubů a s ním i předepnutí modelu v průběhu jednotlivých měření mění a ladí tak, aby bylo docíleno požadovaného akustického signálu, není často známa jeho přesná hodnota.

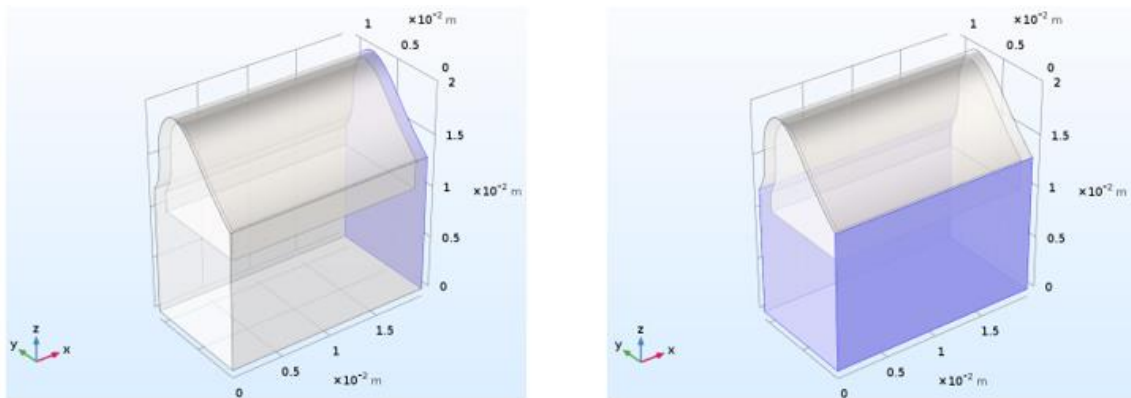
Je sice známo, že výsledná frekvence s předepnutím roste, bylo by ale také záhodno tento vliv kvantifikovat. Bylo tedy žádoucí otestovat náš model pro několik různých hodnot dw . To je předepsaný posun pravé zadní stěny ve směru osy x . Stěna, které se tento posun týká, je znázorněna na obrázku 17 vlevo. Označíme-li tzv. posunutí ve směru os symboly u, v, w , tak na hranici vyznačené na obrázku 17 vlevo platí:

$$u = dw \quad (1)$$

a na hranicích z obrázku 17 vpravo platí:

$$u = dw * x/d \quad (2)$$

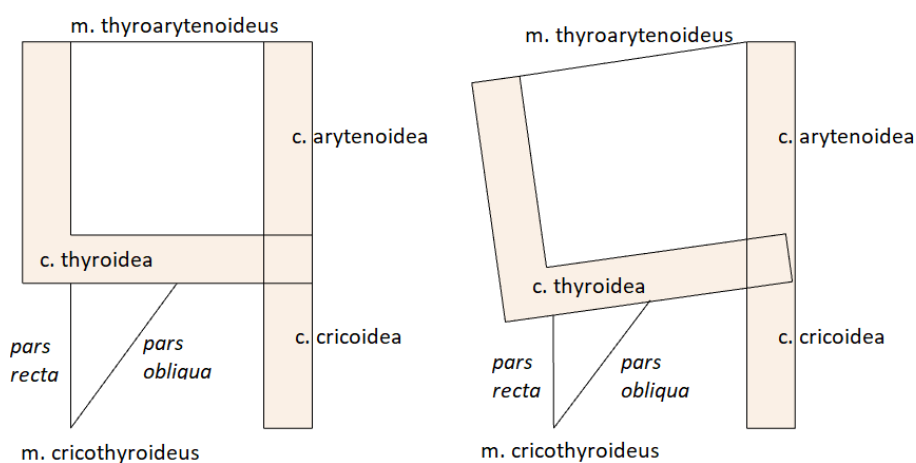
Konkrétně byly použity tyto čtyři reprezentativní hodnoty předepnutí: $dw_1 = 0$ mm, $dw_2 = 0,33$ mm, $dw_3 = 0,67$ mm a $dw_4 = 1$ mm.



Obrázek 17: Předepnutí modelu

Tak, jako slouží šrouby k předepnutí modelu, tak je napínání lidských hlasivek výsledkem práce svalů. K úspěšnému pochopení tohoto procesu je nezbytné znát anatomickou strukturu hrtanu, která byla popsána v teoretické části práce. Samotné tělo hlasivky je tvořeno sliznicí, hlasivkovým vazem a štítohlasivkovým svalem, jehož kontrakce má za následek zkrácení hlasivky. Jeho antagonistou je sval štítoprstencový.

Při jeho práci se štítná chrupavka naklání dopředu, čímž je hlasivka k ní upnutá natahována. Pro snadnější představu může posloužit schematický obrázek 18.



Obrázek 18: Schématický nákres kontrakce štíthlasivkového svalu (vlevo) a štítoprstencového svalu (vpravo)

3.3.4 Počáteční přetlak (Boundary Load)

Další veličinou, která je při měření v laboratoři variabilní, je počáteční přetlak, který značíme p_0 . Tlak je ve fyzikálním modelu nastaven pomocí injekční stříkačky napojené na silikonovou hadičku, jež je součástí modelu, do dutiny odlitku (viz obrázek 11 vlevo). Běžně používané hodnoty tohoto přetlaku se pohybují v rozmezí od 0 do 3 Pa. Pro náš výpočet byly použity tyto hodnoty: $p_{01} = 0$ Pa, $p_{02} = 1$ Pa, $p_{03} = 2$ Pa a $p_{04} = 3$ Pa.

3.4 Výsledné vlastní frekvence

Poté, co byla vytvořena geometrie modelu, nastaveny okrajové podmínky a specifikovány materiály, ze kterých se náš numerický model skládá, byly zahájeny samotné výpočty vlastních frekvencí pro jednotlivé varianty základního modelu. Tyto varianty, jak už bylo řečeno v předchozích částech práce, se liší nejprve svou geometrií, konkrétně tloušťkou silikonové stěny. Základní tloušťka 0,66 mm byla převzata z originálních odlitků. Tloušťky 0,79 mm a 0,92 mm jsou o 20 % a o 40 % silnější. Pro předepnutí modelu byly použity čtyři různé hodnoty: $dw_1 = 0$ mm, $dw_2 = 0,33$ mm, $dw_3 = 0,67$ mm

a $dw_4 = 1$ mm. Počáteční přetlak byl nastaven od 0 Pa do 3 Pa s krokem 1 Pa. Vlastní frekvence byly též počítány zvlášť pro modely naplněné vzduchem a modely, jejichž dutina obsahuje vodu. Přehled všech variant je uveden v tabulce 1.

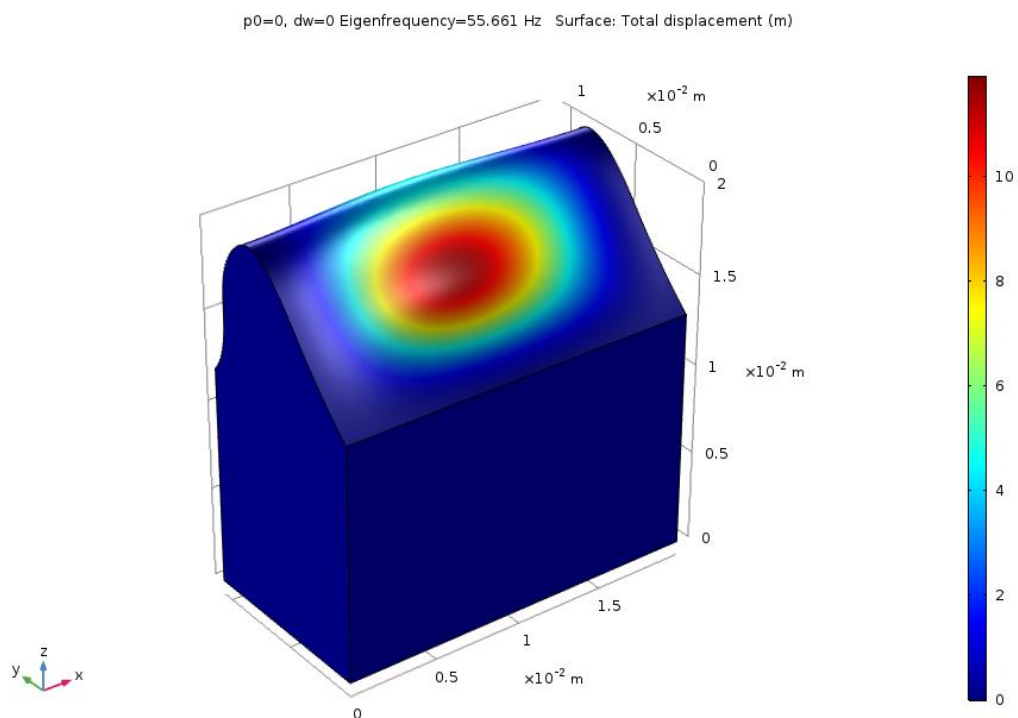
Vzduch																	
Přetlak	p0 [mbar]	0	0	0	0	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3
Předepnutí	dw [mm]	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1
Tloušťka 1	0,66 [mm]	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	A14	A15	A16
Tloušťka 2	0,79 [mm]	A17	A18	A19	A20	A21	A22	A23	A24	A25	A26	A27	A28	A29	A30	A31	A32
Tloušťka 3	0,92 [mm]	A33	A34	A35	A36	A37	A38	A39	A40	A41	A42	A43	A44	A45	A46	A47	A48
Voda																	
Přetlak	p0 [mbar]	0	0	0	0	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3
Předepnutí	dw [mm]	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1	0	0,33	0,67	1
Tloušťka 1	0,66 [mm]	W1	W2	W3	W4	W5	W6	W7	W8	W9	W10	W11	W12	W13	W14	W15	W16

Tabulka 1: Výčet modelů vytvořených v CM a jejich označení

Jak lze vidět v tabulce 1, výsledných variant, pro které byly výpočty realizovány, je v součtu šedesát čtyři. Proto zde nebudou důkladně rozebrány všechny výsledky, pouze ty reprezentativní a informačně hodnotné. Všechny výsledky a jejich grafické vyobrazení jsou k nalezení v přílohách práce.

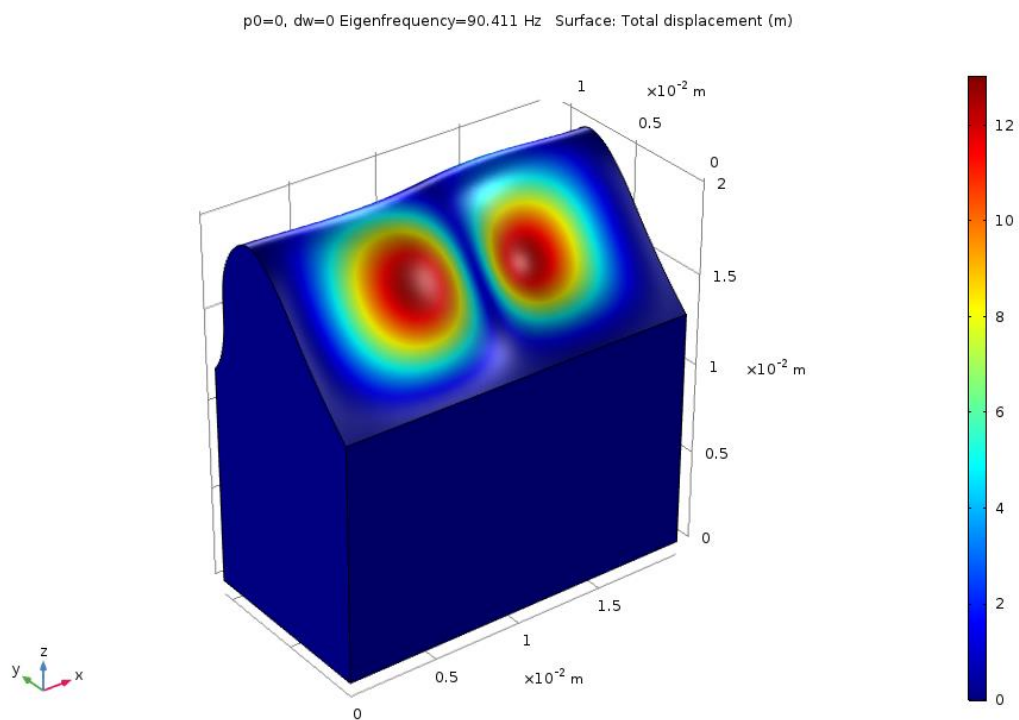
3.4.1 Model A1

Na obrázku 19 je vyobrazen výsledný vlastní tvar prvního módu modelu A1. Tento model zde bude sloužit jako reprezentativní vzorek pro modely plněné vzduchem, jelikož ostatní modely této kategorie vykazují podobné chování v oblastech vlastních frekvencí a tvarů. Jeho vlastní frekvence $f_1 = 55,66$ Hz, to je nejnižší frekvence, na které tento model osciluje bez přítomnosti proudění vzduchu. Vpravo lze vidět barevnou stupnici deformace. Ta popisuje relativní velikost výchylky daného místa při kmitání – při výpočtu vlastních módů je absolutní velikost normalizovaná a nemá žádný význam. Červeně jsou tak značena místa s největší výchylkou, modře s nejmenší. V kapitole 2.2, která pojednávala o oscilaci lidských hlasivek a jejich vlastních módech, bylo řečeno, že typickým prvním módem kmitajícího 2D systému ukotveného po obou stranách je tvar poloviny vlnové délky sinusoidy. Náš model je vyhotoven ve 3D podobě, pokud jím ovšem bude veden řez, bude patrný přesně takový tvar.

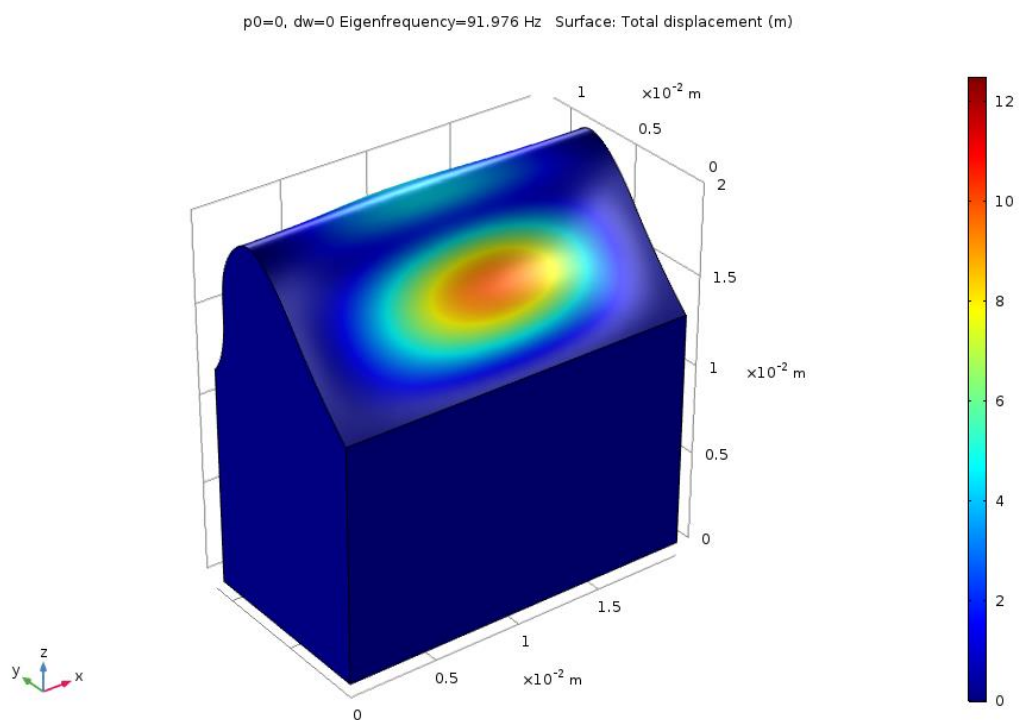


Obrázek 19: První mód modelu A1, $f_1 = 55,66$ Hz

Na následujících obrázcích 20 a 21 jsou vyobrazeny další módy modelu A1, konkrétně druhý a třetí. Jejich frekvence jsou: $f_1 = 90,41$ Hz, $f_2 = 91,93$ Hz. Při oscilaci modelu v jeho druhém módu můžeme na řezu pozorovat již celou vlnovou délku sinusovky. Ve 3D geometrii to znamená, že je levá část modelu v jednom určitém čase vychýlena v dopředném směru, zatímco levá část se pohybuje směrem dozadu.



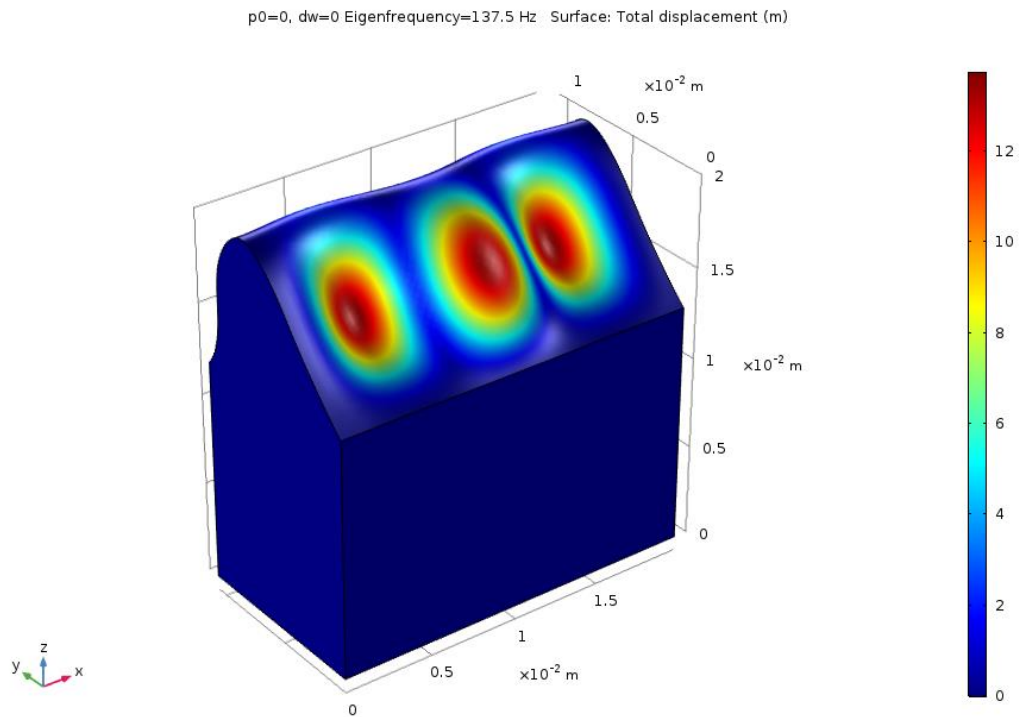
Obrázek 20: Druhý mód modelu A1



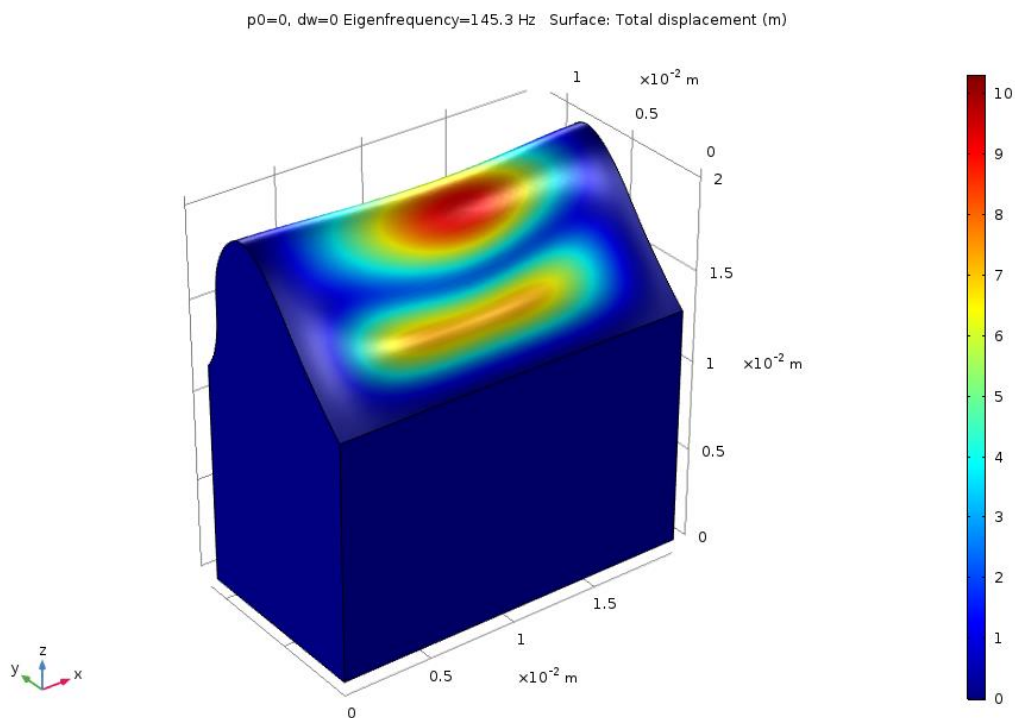
Obrázek 21: Třetí mód modelu A1

Pokud je na obrázky 19, 20, 21, 22, 23 a normální módy na nich vyobrazené nahlíženo s pozorností, je v tvarech jejich kmitání patrný jistý vzorec. Například čtvrtý mód modelu

A1 se na řezu vyznačuje tvarem jedné a půl vlnové délky sinusovky. To je trojnásobkem poloviční vlnové délky, která se nachází při kmitání v prvním módu, stejně jako je celá vlnová délka v druhém módu dvojnásobkem.



Obrázek 22: Čtvrtý mód modelu A1

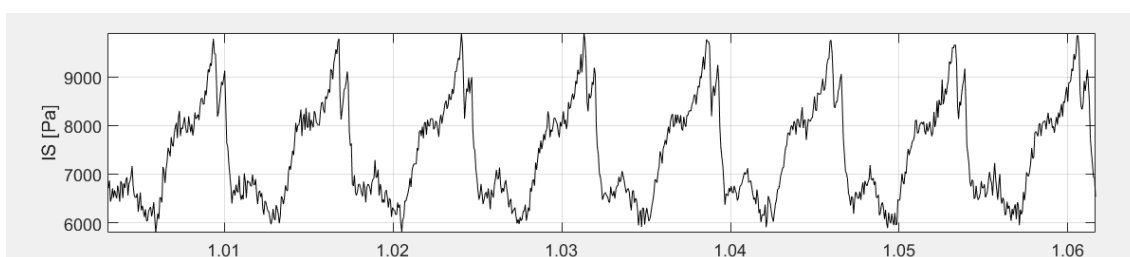


Obrázek 23: Pátý mód modelu A1

3.5 Měření na Ústavu termomechaniky AV ČR

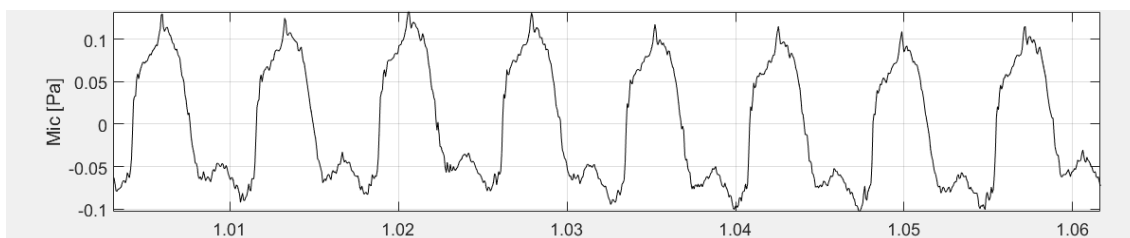
Součástí této práce byla i návštěva Ústavu termomechaniky a provedení měření. Měření bylo provedeno na modelu hlasivek plněných vodou a vyrobených z materiálu Ecoflex 00-10, jeho specifikaci lze nalézt v kapitole 3.2.1.

Vzhledem k tomu, že bylo při měření, jehož výsledky máme k dispozici, měřeno také kontaktní napětí hlasivek, byl střední tlak v hlasivce nastaven na poměrně vysokou hodnotu 2,5 kPa. Průběh kontaktního napětí v čase je vyobrazen na obrázku 24. Jeho vrcholy dosahují hodnot až 10 kPa.



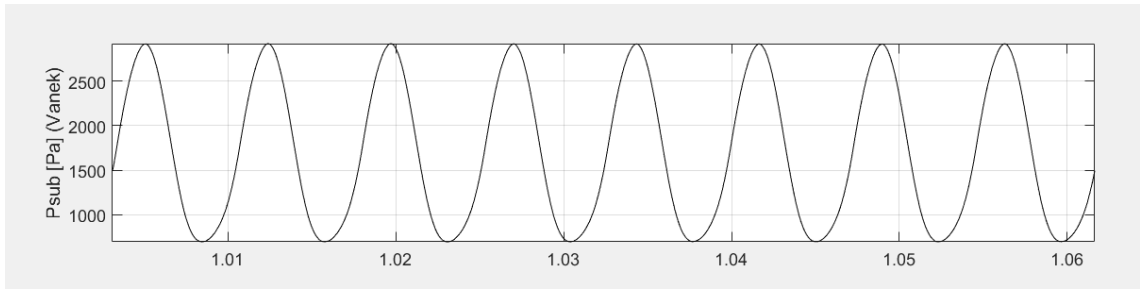
Obrázek 24: Kontaktní napětí

Akustický signál, který byl kmitajícím modelem produkován, byl snímán pomocí mikrofonu, jehož vzdálenost od modelu byla 30 cm a jeho časový průběh lze pozorovat na obrázku 25.



Obrázek 25: Signál z mikrofonu

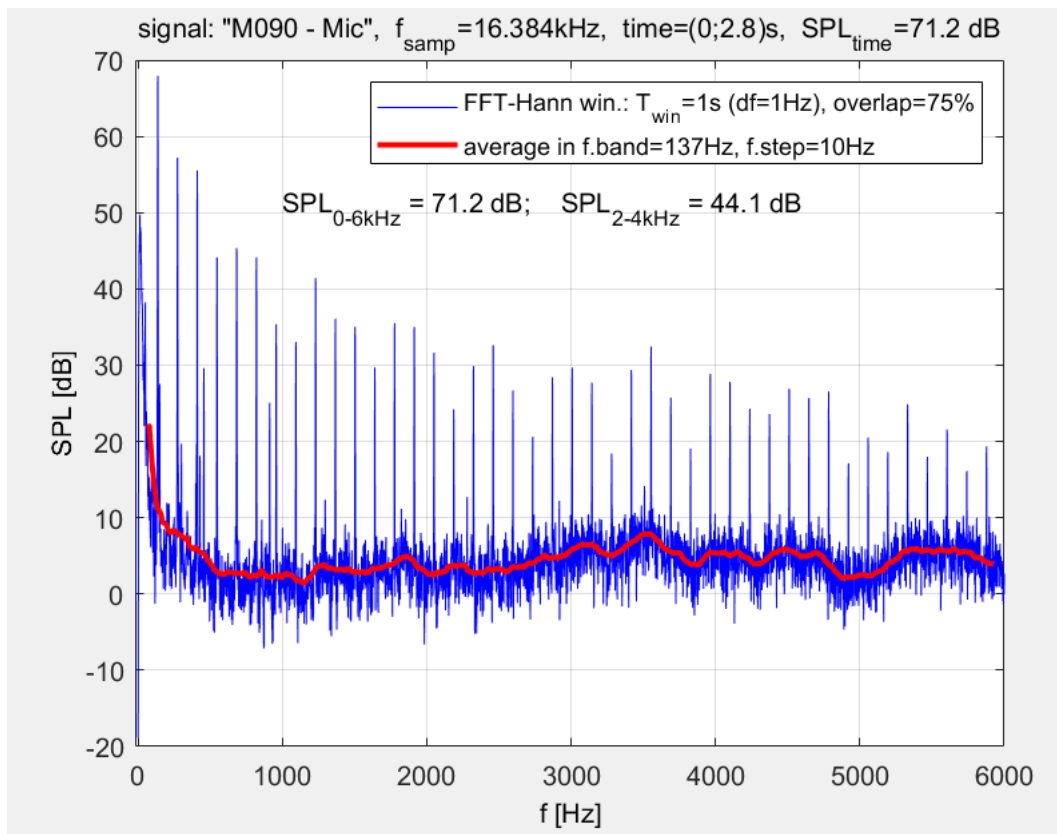
Na obrázku 26 lze vidět výsledky měření subglotického tlaku, který je měřen speciálním čidlem umístěným v těsné blízkosti modelu v trubici, kterou je přiváděn proud vzduchu k modelu. Subglotický tlak je v čase proměnný vlivem otevírání a uzavírání hlasivkové štěrbině a jeho hodnoty se při tomto měření pohybovaly mezi 500 a 3000 Pa. Střední subglotický tlak byl při tomto měření 1700 Pa.



Obrázek 26: Subglotický tlak

Proudění bylo zajišťováno pomocí zdroje stlačeného vzduchu, který pomocí hadice žene vzduch k modelu. Ve zmíněné hadici je průtok měřen průtokoměrem. Při tomto měření byl naměřen průtok 0,25 l/s.

Na obrázku 27 je zobrazeno spektrum frekvencí akustického signálu. Jsou na něm vyobrazeny všechny frekvence v signálu obsažené v intervalu od 0 do 6000 Hz. Nejvýznamnější frekvence, kterou lze v levé části obrázku vidět jakožto nejvyšší vrchol, má hodnotu 137 Hz a je frekvencí základní. Ta odpovídá frekvenci, s jakou model kmitá.



Obrázek 27: Spektrum frekvencí akustického signálu

Tato data jsou získána z měření, které svou konfigurací přesně neodpovídá našim variantám numerického modelu. Vzhledem ke kontinuálnímu vývoji experimentu se nám ovšem nepodařilo získat data s parametry podobnějšími těm našim. Zásadním rozdílem je tak vnitřní tlak modelu. Pro náš numerický model byly uvažovány hodnoty od 0 do 3 mbar, zatímco v tomto měření byl kvůli měření kontaktního napětí mezi hlasivkami zvolen tlak 2,5 kPa.

4 Výsledky a diskuze

V tabulce 2 jsou uvedeny výsledné vlastní frekvence modelů naplněných vzduchem. Levá část tabulky obsahuje proměnné parametry, konkrétně počáteční přetlak p_0 a předepnutí dw . V pravé části tabulky se nachází hodnota nejnižší vlastní frekvence pro všechny kombinace testovaných p_0 a dw pro tři rozdílné tloušťky stěny. Grafická vyobrazení těchto výsledků a vlastních tvarů jsou k nalezení v přílohách.

Ecoflex 10		0,66 mm	0,79 mm	0,92 mm
p_0 [mbar]	dw [mm]	f [Hz]	f [Hz]	f [Hz]
0	0	55,661	64,847	73,58
0	0,33	71,462	79,082	86,59
0	0,66	93,137	99,539	105,98
0	1	116,35	122,07	127,82
1	0	173,59	134,97	117,47
1	0,33	174,81	137,34	121,08
1	0,66	179,61	144,81	130,71
1	1	187,26	156,08	144,37
2	0	263,73	196,34	161,27
2	0,33	262,75	195,9	161,52
2	0,66	264,07	198,62	165,99
2	1	267,45	204,13	174,13
3	0	341,95	249,3	200,02
3	0,33	339,91	247,62	198,77
3	0,66	339,69	248,31	200,63
3	1	341,16	251,2	205,36

Tabulka 2: Výsledné vlastní frekvence modelů naplněných vzduchem o třech různých tloušťkách stěny s proměnnými parametry p_0 a dw

Pokud je vyhodnocován vliv tloušťky stěny modelu, očekávaný trend lze v tabulce vidět v prvních čtyřech řádcích u výsledků modelů, jejichž počáteční přetlak nabýval nulové hodnoty. Hodnota vlastní frekvence roste napříč těmito modely spolu s rostoucí tloušťkou stěny. U ostatních modelů, jejichž počáteční přetlak je nenulový, je tento trend naopak klesající. Nejvyšší hodnoty tak dosahuje model s tloušťkou 0,66 mm, počátečním přetlakem 3 mbar a předepnutím 1 mm.

Jsou-li výsledky hodnoceny na základě proměnlivého počátečního přetlaku, vlastní frekvence modelů prudce roste se stoupajícím p_0 . Méně výraznou rostoucí tendenci vykazuje i vliv předepnutí. Podobný fenomén, jaký lze vidět u předepnutí a počátečního

přetlaku, lze pozorovat také u lidských hlasivek. Pokud je při fonaci kontrahovaný štítoprstencový sval, štítná chrupavka je jím nakloněna anteriorně-kaudálním směrem. Štítohlasivkový sval, který tvoří tělo hlasivky a je na nakloněnou štítnou chrupavku upnut, se potom v důsledku tohoto náklonu prodlouží a napětí v něm se zvýší. S vyšším napětím tak vzroste frekvence kmitání hlasivek a tím i akustického signálu, který vytvářejí (Titze, 2000).

p0 [mbar]	dw [mm]	voda	vzduch
0	0	19,95	55,661
0	0,33	24,35	71,462
0	0,67	34,37	93,137
0	1	42,21	116,35
1	0	17,81	173,59
1	0,33	19,67	174,81
1	0,67	16,98	179,61
1	1	37,74	187,26
2	0	16,04	263,73
2	0,33	19,19	262,75
2	0,67	19,43	264,07
2	1	11,56	267,45
3	0	15,48	341,95
3	0,33	18,36	339,91
3	0,67	19,3	339,69
3	1	17,43	341,16

Tabulka 3: Výsledné vlastní frekvence modelů s tloušťkou stěny 0,66 mm naplněných vodou a vzduchem s proměnnými parametry p_0 a dw

V tabulce 3 lze vidět srovnání vlastních frekvencí modelů naplněných vzduchem a modelů naplněných vodou. Hodnoty vlastních frekvencí modelů naplněných vodou se pohybují nezanedbatelně níž než vlastní frekvence modelů naplněných vzduchem. Předpokladem je, že modely naplněné vodou jsou těžší než modely o stejné velikosti naplněné vzduchem. Poukázáno potom může být na podobnost s vlivem hmotnosti závaží na kmitající pružinu, na které je připevněné. Základní frekvence klesá spolu s rostoucí hmotností závaží. Vztah popisující tento jev je následující:

$$F_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3)$$

5 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo vytvoření numerického modelu hlasivky, který by rychle a účinně predikoval vlastní frekvence a vlastní tvary. Frekvence samobuzených kmitů bývají blízko frekvencím vlastním, pokud jsou tedy známy vlastní frekvence modelu, je možné očekávat samobuzené kmitání na podobných hodnotách. Dále bylo žádoucí pomocí tohoto modelu zjistit vliv různých variant geometrie a dalších proměnných parametrů na výsledné vlastní frekvence a otestovat tak jeho funkci.

V teoretické části práce byla popsána anatomie a fyziologie lidského dýchacího a hlasového ústrojí, jejichž součástí jsou hlasivky, orgán, který je zodpovědný za vznik primárního hlasu. Byla zde také nastíněna teorie kmitání lidských hlasivek, frekvence tohoto kmitání a vlastní tvary. Závěrem této části práce byly představeny modely hlasového aparátu, které byly a jsou vyvíjeny různými výzkumnými skupinami.

Experimentální část práce začíná popisem stavby geometrie v softwaru COMSOL Multiphysics, ve kterém je realizován náš numerický model. Pokračuje výčtem materiálů, které byly použity, a vysvětluje nastavení okrajových podmínek, jejichž správnost je pro funkčnost modelu stěžejní. Jsou zde uvedeny výsledky experimentu a jejich zhodnocení.

Výstupem práce je funkční numerický model, který může být nadále využíván k predikci kmitání fyzických modelů při experimentech.

Seznam použité literatury

ALIPOUR, F., E. M. FINNEGAN a S. JAISWAL. 2013. Phonatory Characteristics of the Excised Human Larynx in Comparison to other Species. *J Voice*. **27**(4), 441–447. DOI 10.1016/j.jvoice.2013.03.013.

DEVERGE, M. et al. Influence of Collision on the flow through in-vitro rigid models of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **114**(6), 3354–3362. DOI 10.1121/1.1625933.

HORÁČEK, Jaromír et al. 2016. Impact Stress in a Self-Oscillating Model of Human Vocal Folds. *Journal of Vibration Engineering & Technologies*. **4**(3), 183–190. ISSN 2321-3558.

KNIESBURGES, Stefan et al. 2011. In Vitro Experimental Investigation of Voice Production. *Current Bioinformatics*. **2011**(6), 305–322. DOI 10.2174/157489311796904637.

KNIESBURGES, Stefan et al. 2013. Influence of Vortical Flow Structures on the Glottal Jet Location in the Supraglottal Region. *Journal of Voice*. **27**(5), 531–544. DOI 10.1016/j.jvoice.2013.04.005.

KNIESBURGES, Stefan et al. 2017. Effect of the ventricular folds in a synthetic larynx model. *Journal of Biomechanics*. **55**(4), 128–133. DOI 10.1016/j.jbiomech.2017.02.021.

KRČMOVÁ, Marie. 2006. *Úvod do fonetiky a fonologie pro bohemisty*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 80-7368-213-3.

LODERMEYER, Alexander et al. 2018. Aeroacoustic analysis of the human phonation process based on a hybrid acoustic PIV approach. *Experiments in Fluids*. **59**(1). DOI 10.1007/s00348-017-2469-9.

NAŇKA, Ondřej et al. 2015. *Přehled anatomie*. Třetí vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-206-0.

NETTER, Frank H. 2016. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPress. ISBN 978-80-264-1176-5.

- PELORSON, Xavier et al. 1994. Theoretical and experimental study of quasisteady-flow separation within the glottis during phonation. Application to a modified two-mass model. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **96**(6), 3416-3431. DOI 10.1121/1.411449.
- PICKUP, Brian A. a Scott L. THOMSON. 2009. Influence of asymmetric stiffness on the structural and aerodynamic response of synthetic vocal fold models. *Journal of Biomechanics*. **42**(14), 2219–2225. DOI 10.1016/j.jbiomech.2009.06.039.
- ROKYTA, Richard. 2016. *Fyziologie*. Třetí vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-238-1.
- SATO, K., M. HIRANO a T. NAKASHIMA. 2000. Comparative histology of the muculae flavae of the vocal folds. *The annals of otology, rhinology and laryngology*. **109**(2), 136-140. DOI 10.1177/000348940010900205.
- SCHERER, R. C., I. R. TITZE a JF CURTIS. 1983. Pressure-flow relationships in two models of the larynx having rectangular glottal shapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **73**(2), 668-676. DOI 10.1121/1.388959.
- SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. 2016. *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing, a.s. ISBN 978-80-247-7.
- ŠIDLOF, Petr et al. 2011. Measurement of flow separation in a human vocal folds model. *Experiments in Fluids*. **51**(1), 123–136. DOI 10.1007/s00348-010-1031-9.
- THOMSON, S. L., L. MONGEAU a S. FRANKEL. 2005. Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds. *Journal of the Acoustical Society of America*. **118**(3 Pt 1), 1689-1700. DOI 10.1121/1.2000787.
- TITZE, Ingo R. 2000. *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs: Prentice Hall. ISBN 0-13-717893-X.
- TRIEP, M., C. BRÜCKER a W. SCHRÖDER. 2005. High-speed PIV measurements of the flow downstream of a dynamic mechanical model of the human vocal folds. *Experiments in Fluids*. **39**(2), 232-245. DOI 10.1007/s00348-005-1015-3.

VAN DER BERG, J., J. T. ZANATEMA a P. DOORNENBAL. 1957. On the air resistance and the bernoulli effect of the human larynx. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **29**(5), 626-631. DOI 10.1121/1.1908987.

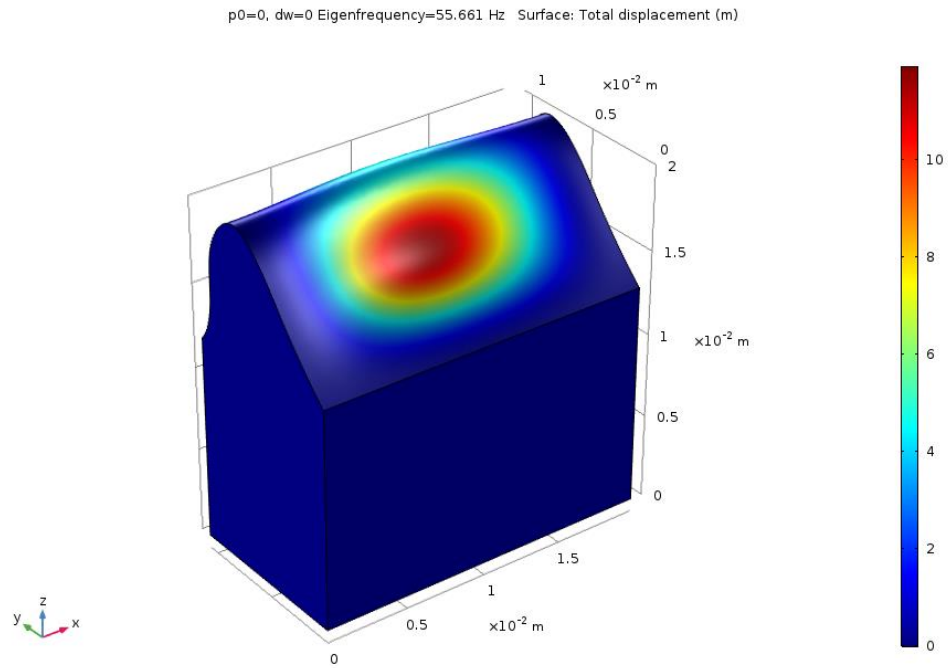
Seznam příloh

Příloha A – Vlastní tvary a frekvence pro první mód kmitání u všech variant modelů

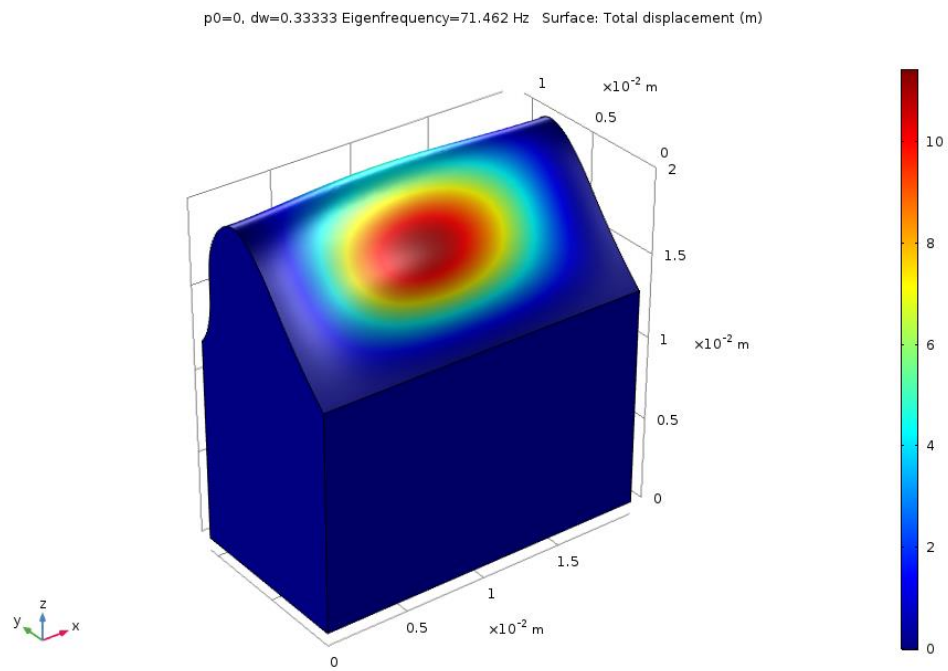
Příloha B – Příložené CD

- text bakalářské práce

A Vlastní tvary a frekvence pro první mód kmitání u všech variant modelů

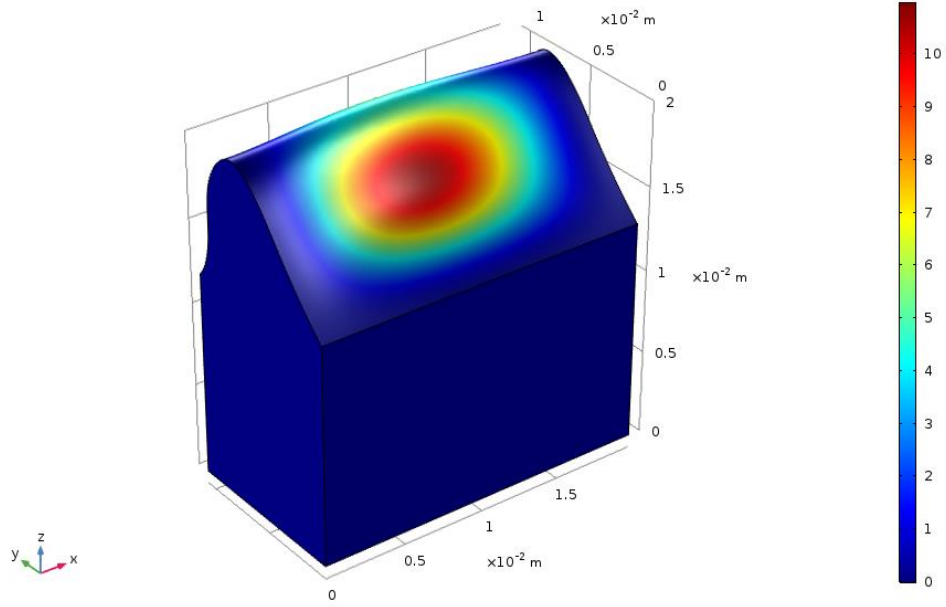


Obrázek 1: Model A1



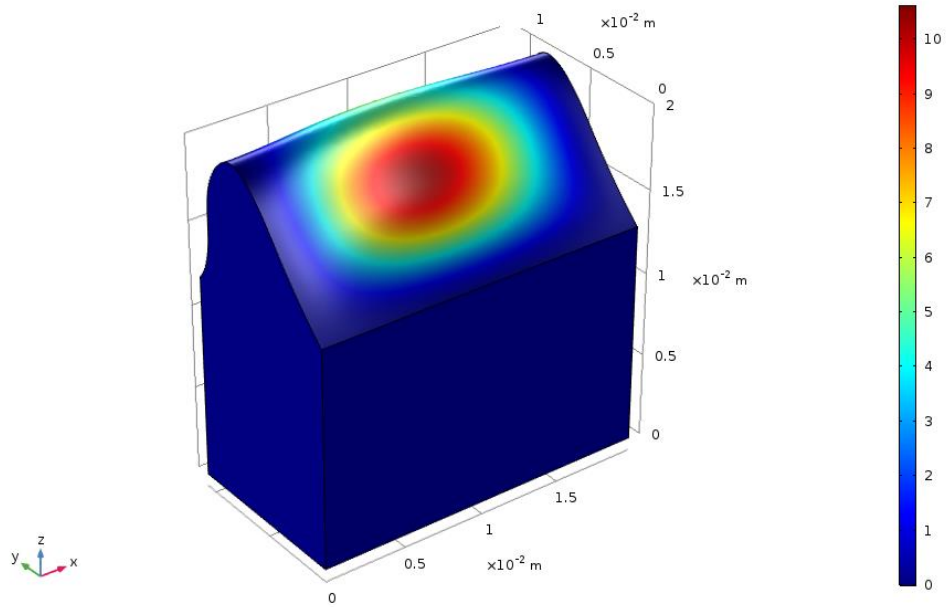
Obrázek 2: Model A2

p0=0, dw=0.66667 Eigenfrequency=93.137 Hz Surface: Total displacement (m)

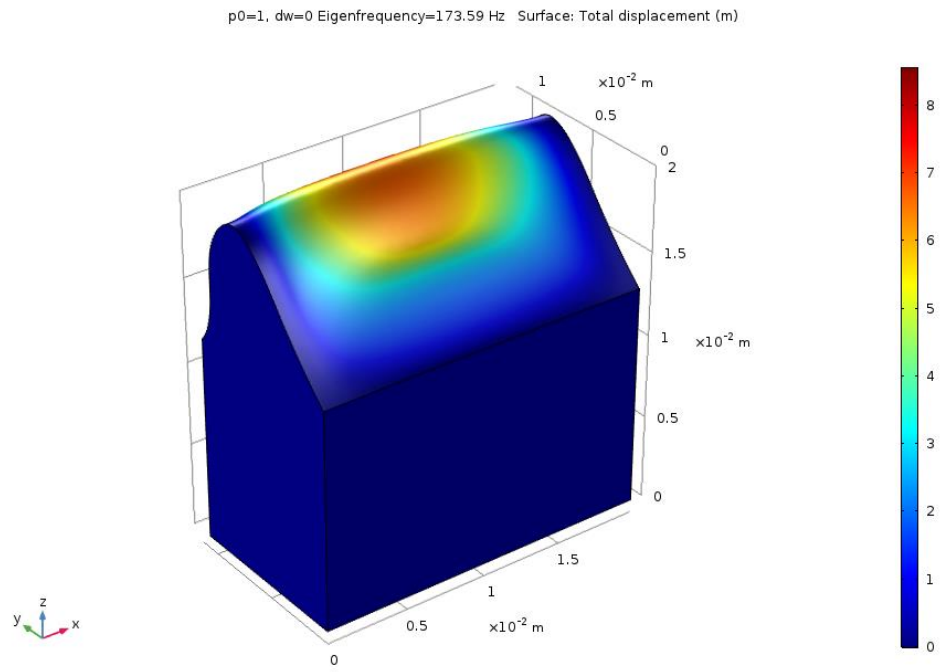


Obrázek 3: Model A3

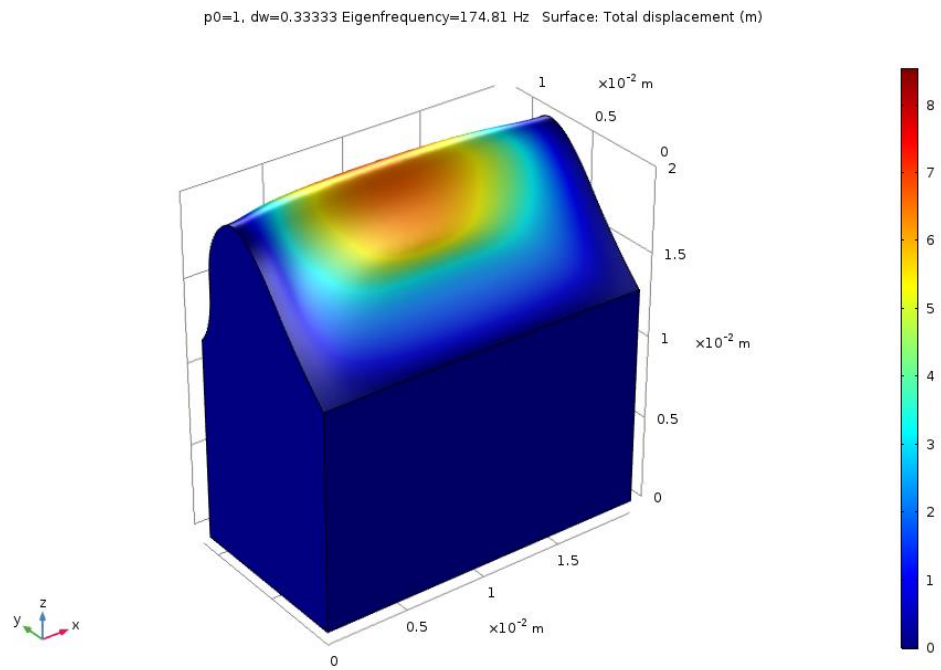
p0=0, dw=1 Eigenfrequency=116.35 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 4: Model A4

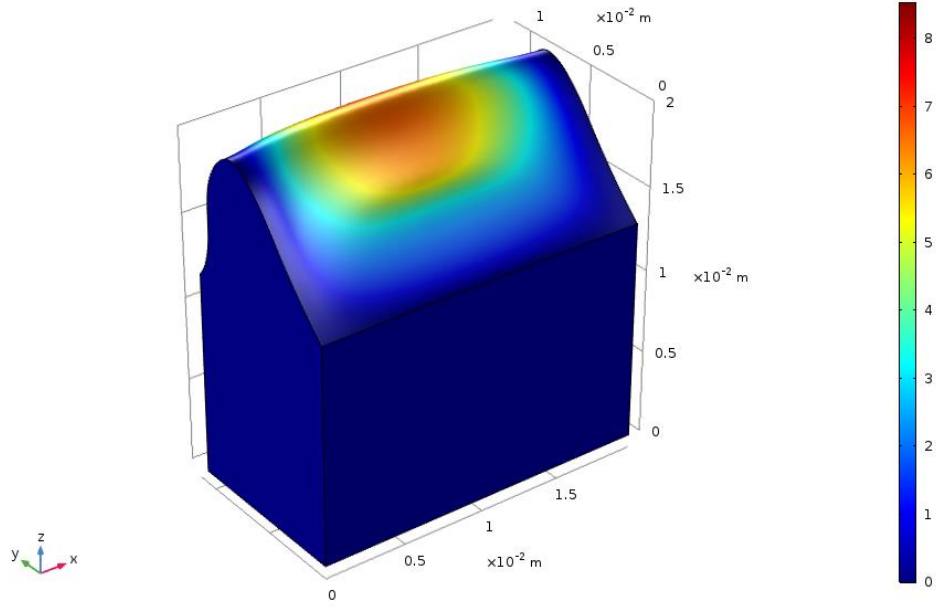


Obrázek 5: Model A5



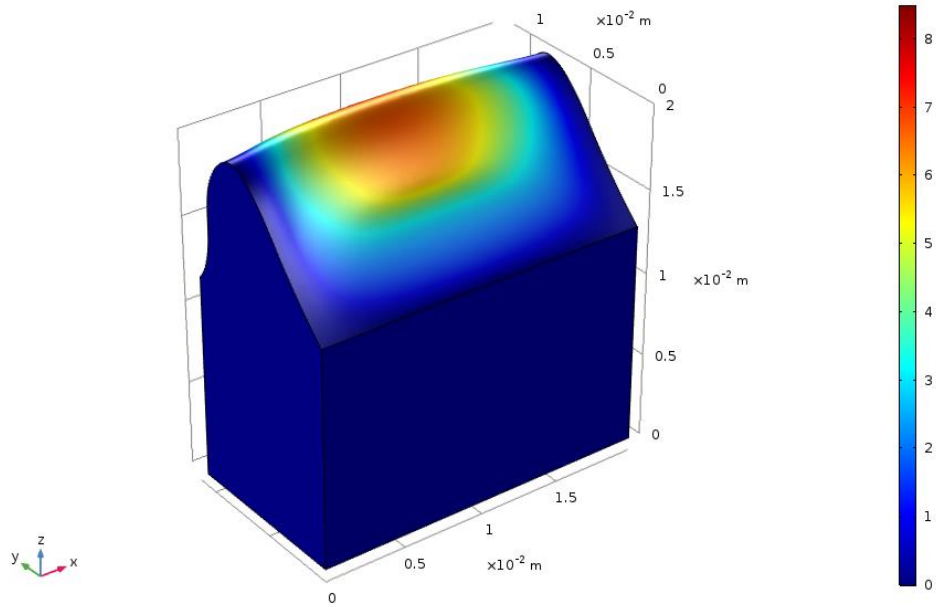
Obrázek 6: Model A6

p0=1, dw=0.66667 Eigenfrequency=179.61 Hz Surface: Total displacement (m)

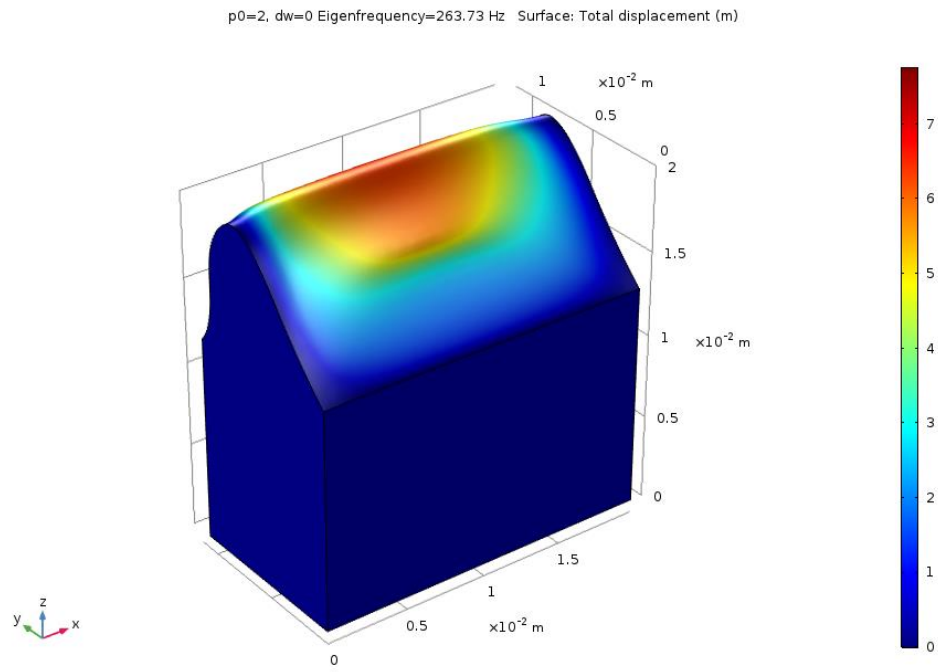


Obrázek 7: Model A7

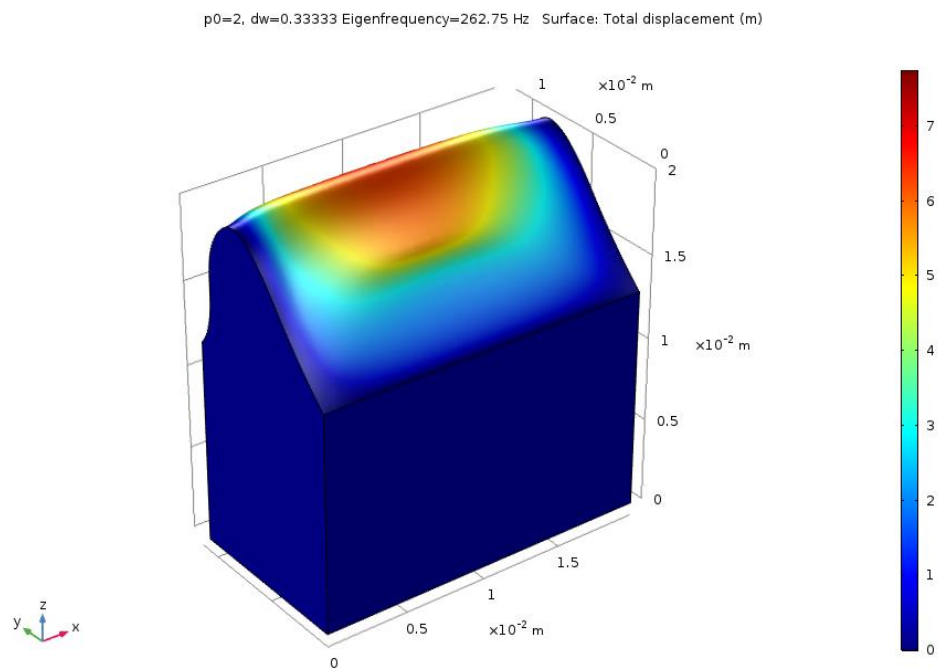
p0=1, dw=1 Eigenfrequency=187.26 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 8: Model A8

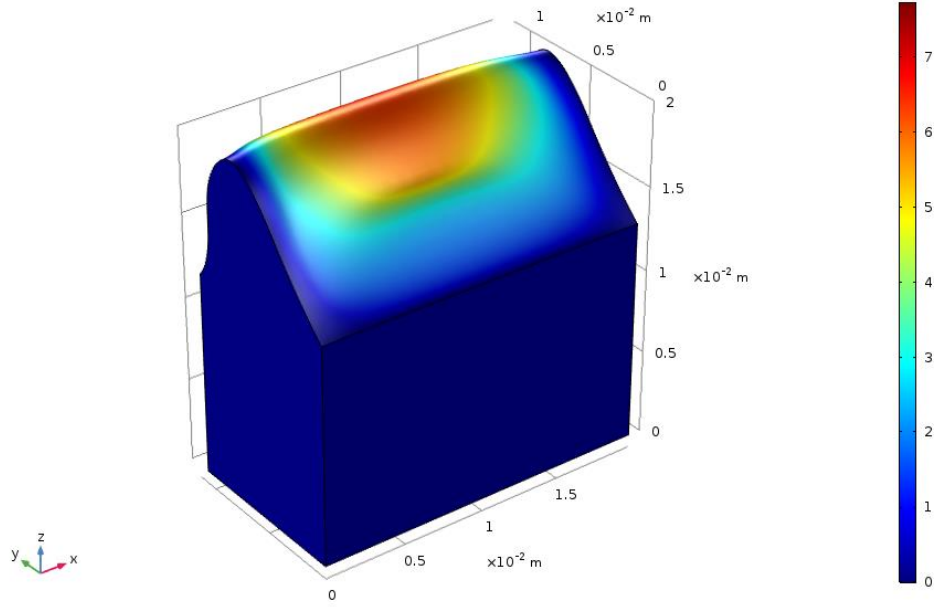


Obrázek 9: Model A9



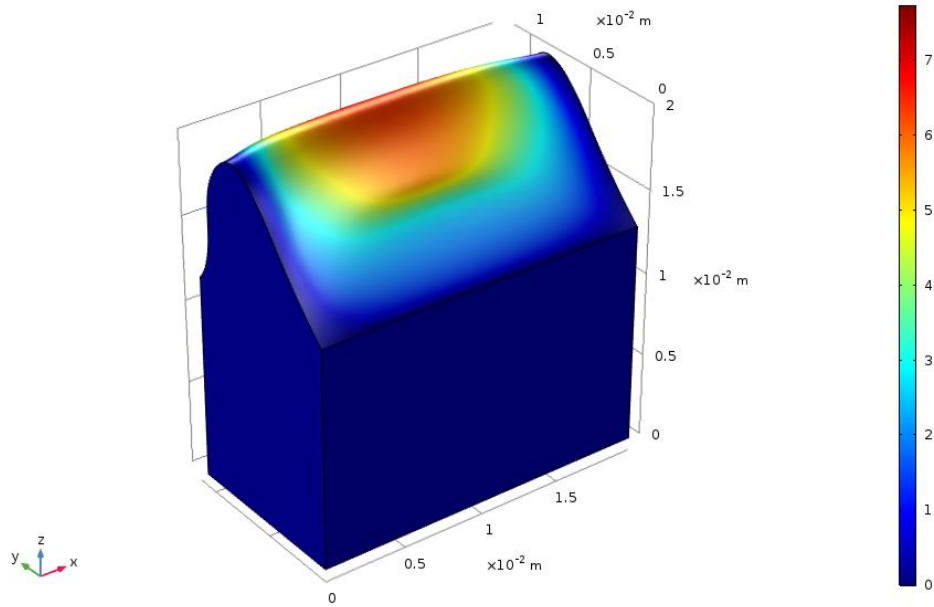
Obrázek 10: Model A10

p0=2, dw=0.66667 Eigenfrequency=264.07 Hz Surface: Total displacement (m)

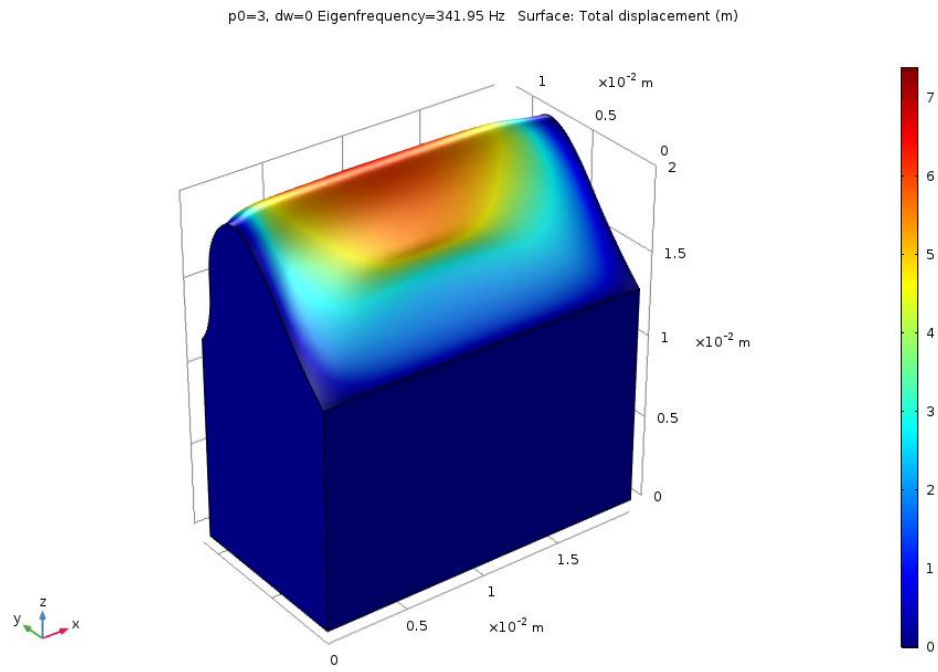


Obrázek 11: Model A11

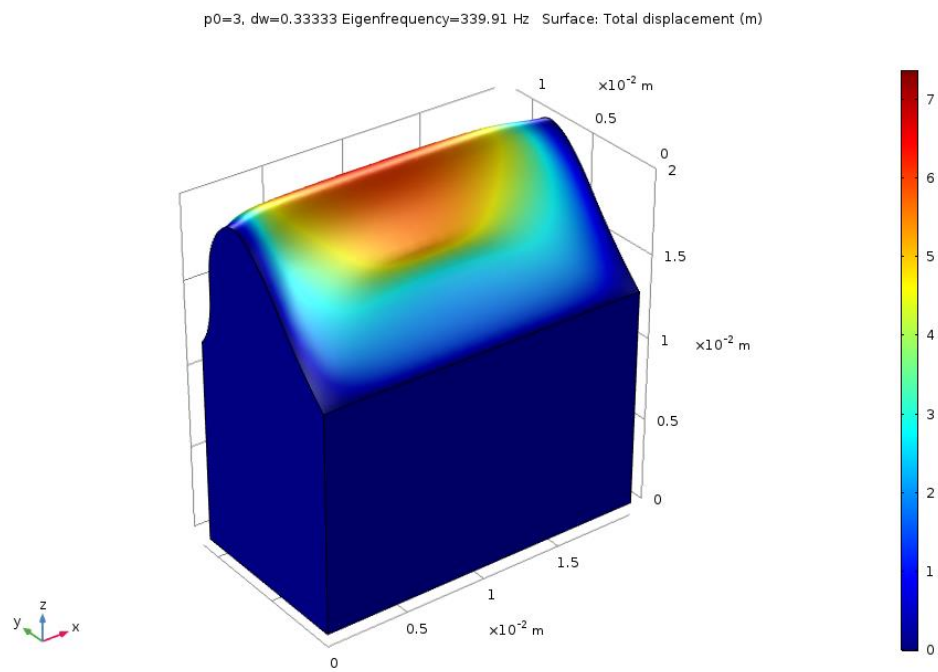
p0=2, dw=1 Eigenfrequency=267.45 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 12: Model A12

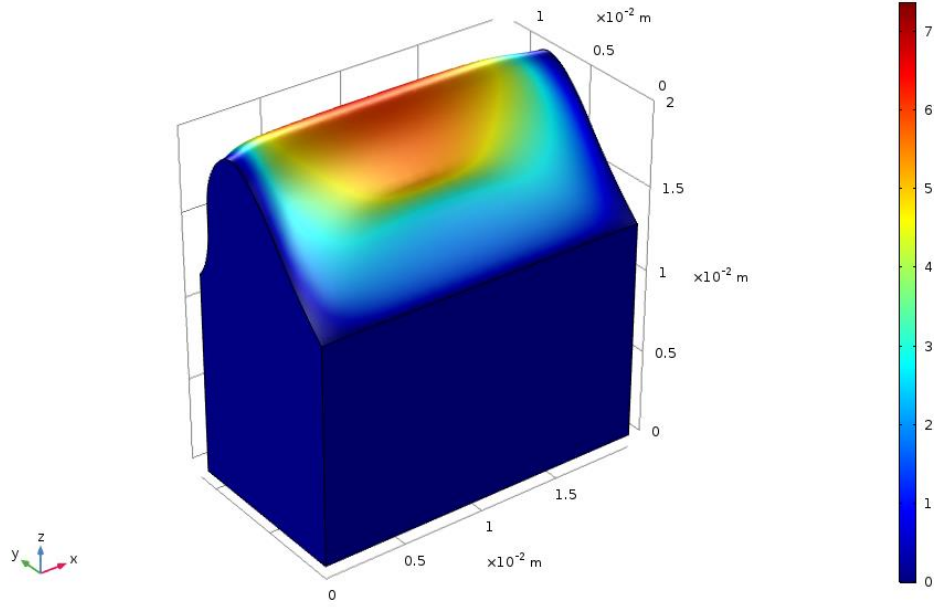


Obrázek 13: Model A13



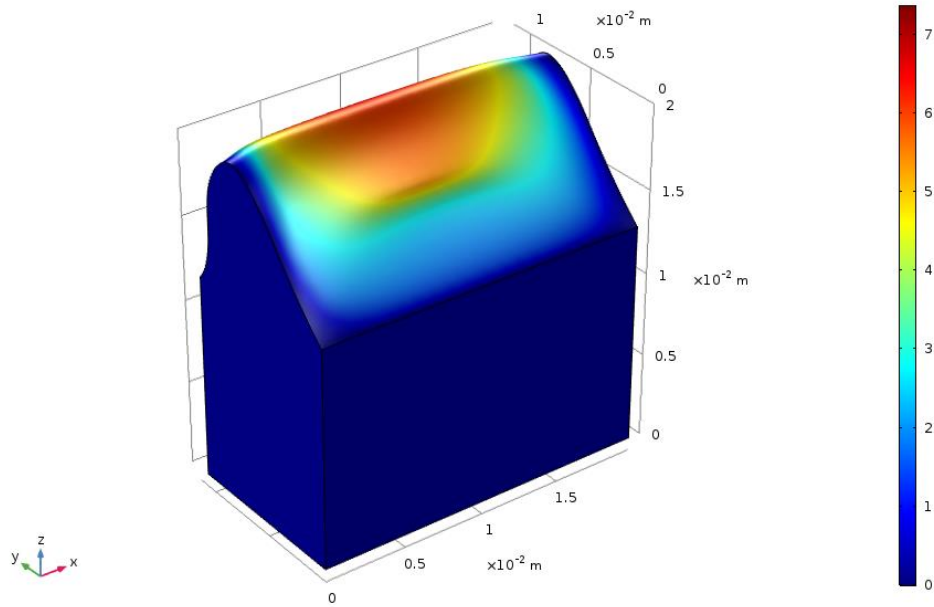
Obrázek 14: Model A14

p0=3, dw=0.33333 Eigenfrequency=339.91 Hz Surface: Total displacement (m)



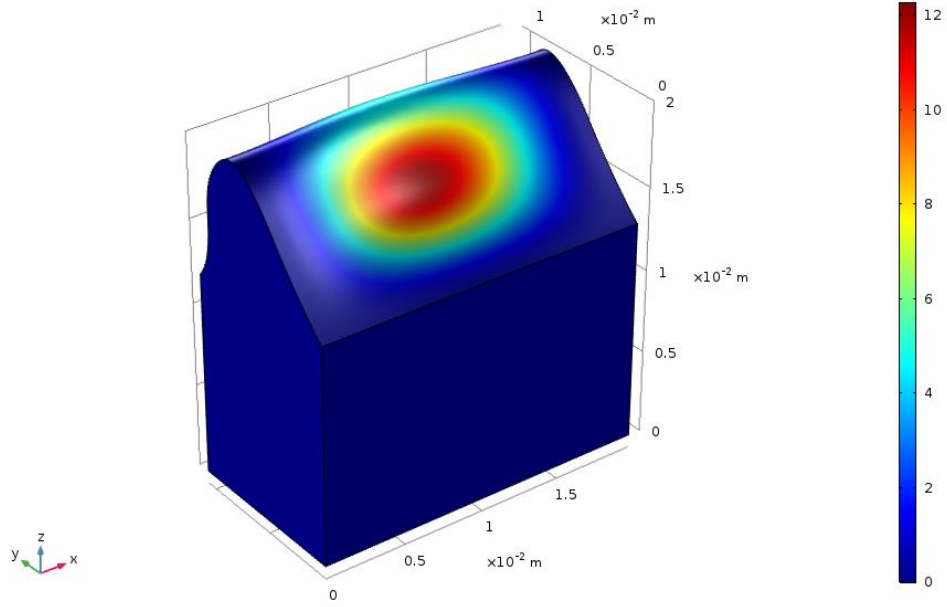
Obrázek 15: Model A15

p0=3, dw=1 Eigenfrequency=341.16 Hz Surface: Total displacement (m)



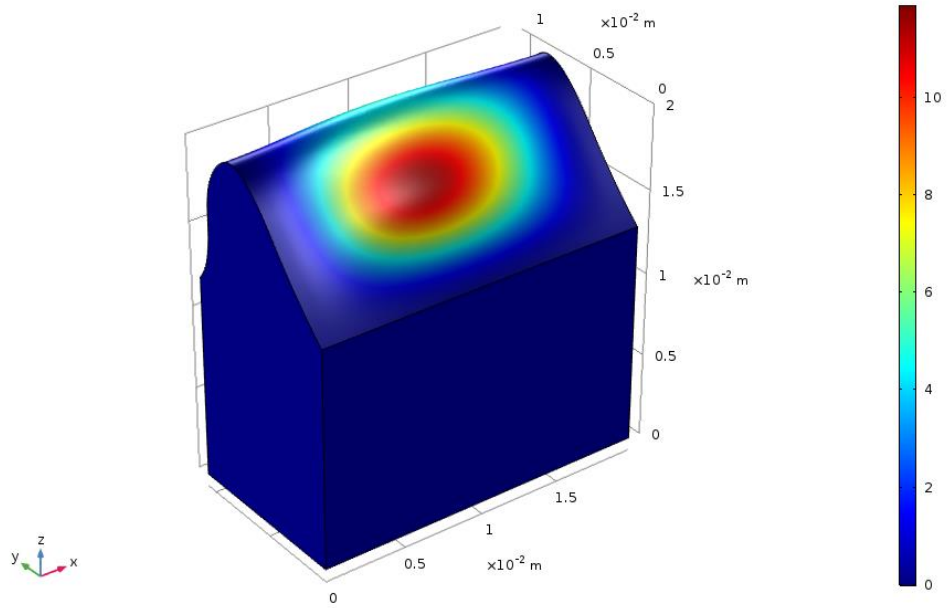
Obrázek 16: Model A16

$p_0=0$, $dw=0$ Eigenfrequency=64.847 Hz Surface: Total displacement (m)



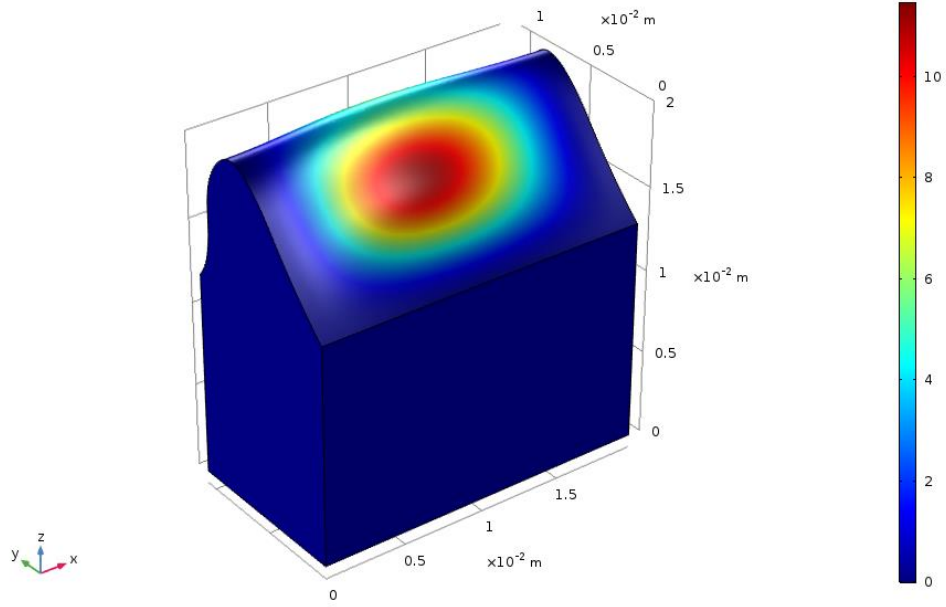
Obrázek 17: Model A17

$p_0=0$, $dw=0.33333$ Eigenfrequency=79.082 Hz Surface: Total displacement (m)



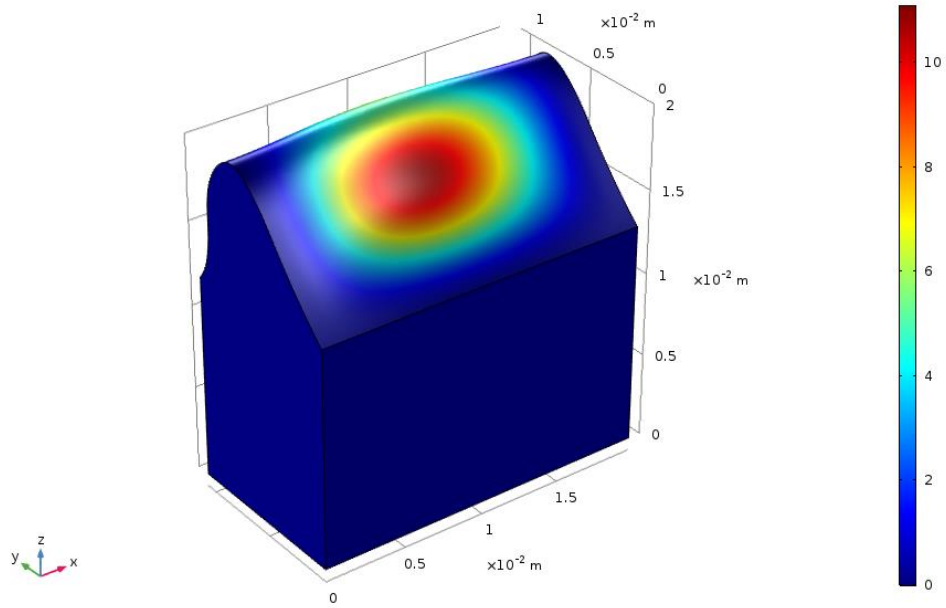
Obrázek 18: Model A18

p0=0, dw=0.66667 Eigenfrequency=99.539 Hz Surface: Total displacement (m)



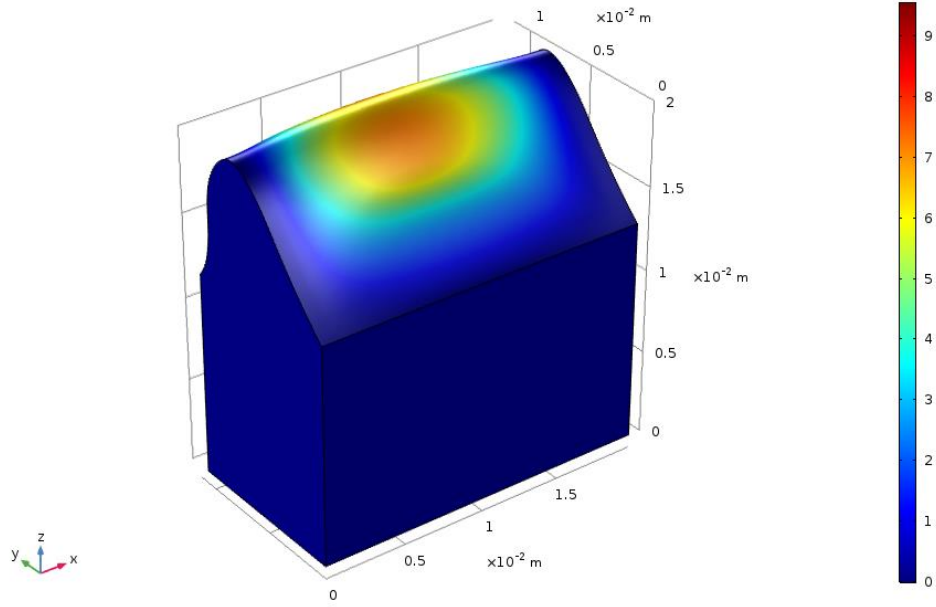
Obrázek 19: Model A19

p0=0, dw=1 Eigenfrequency=122.07 Hz Surface: Total displacement (m)



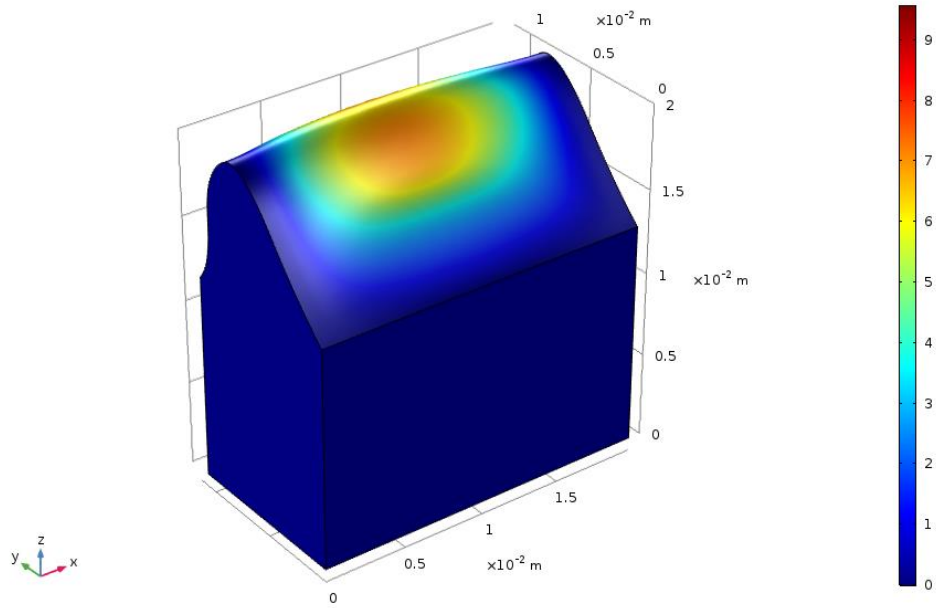
Obrázek 20: Model A20

p0=1, dw=0 Eigenfrequency=134.97 Hz Surface: Total displacement (m)



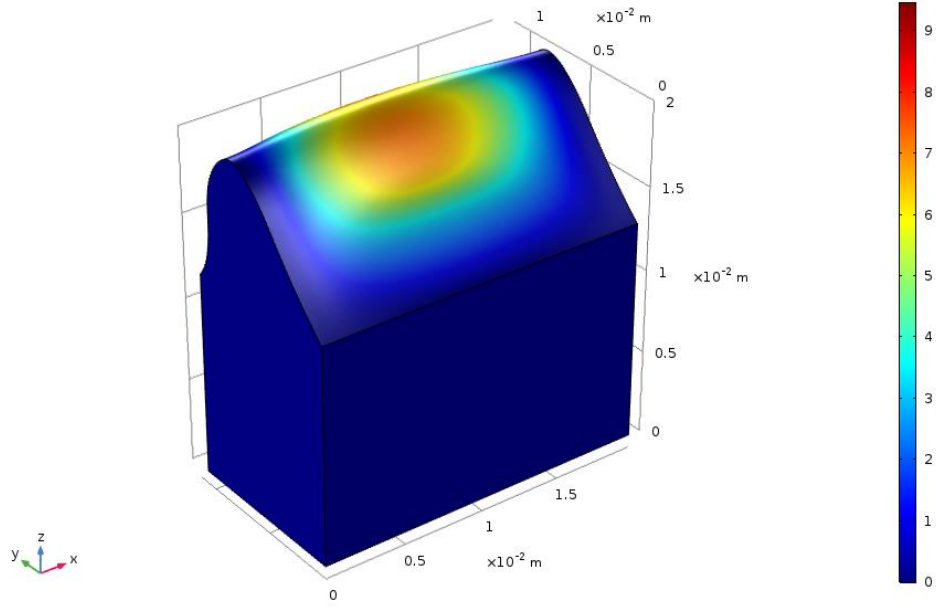
Obrázek 21: Model A21

p0=1, dw=0.33333 Eigenfrequency=137.34 Hz Surface: Total displacement (m)



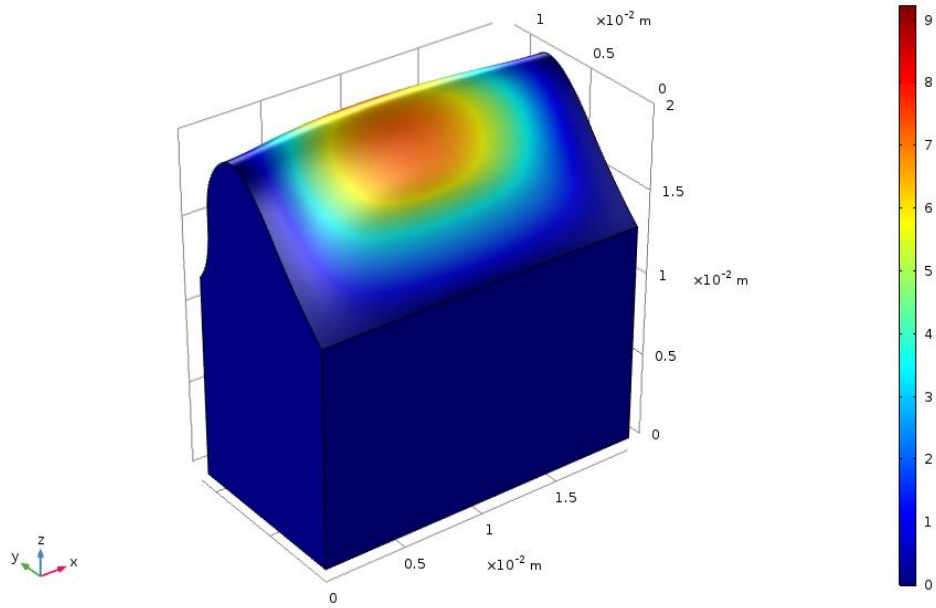
Obrázek 22: Model A22

p0=1, dw=0.66667 Eigenfrequency=144.81 Hz Surface: Total displacement (m)

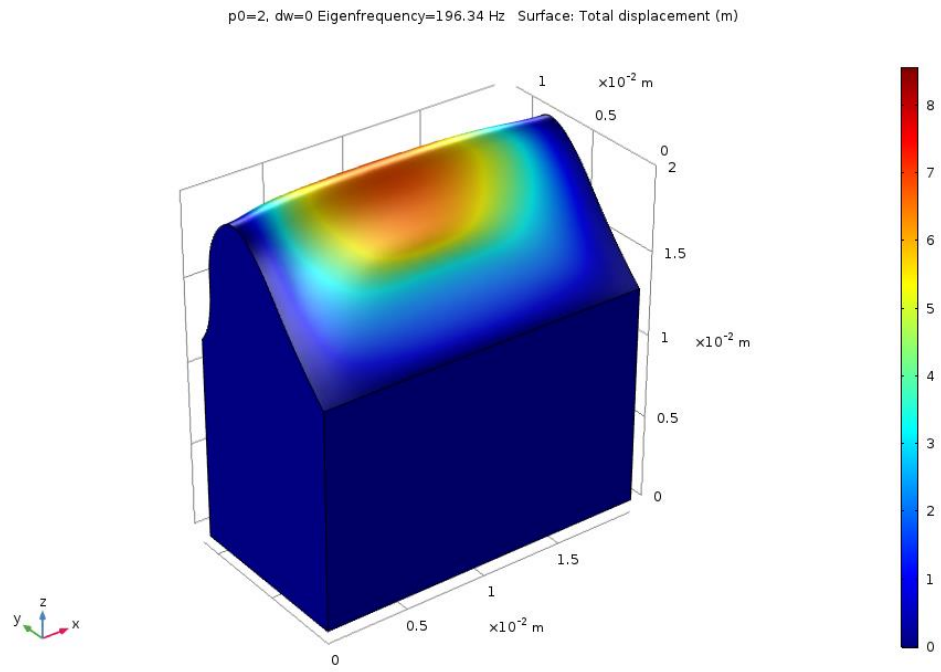


Obrázek 23: Model A23

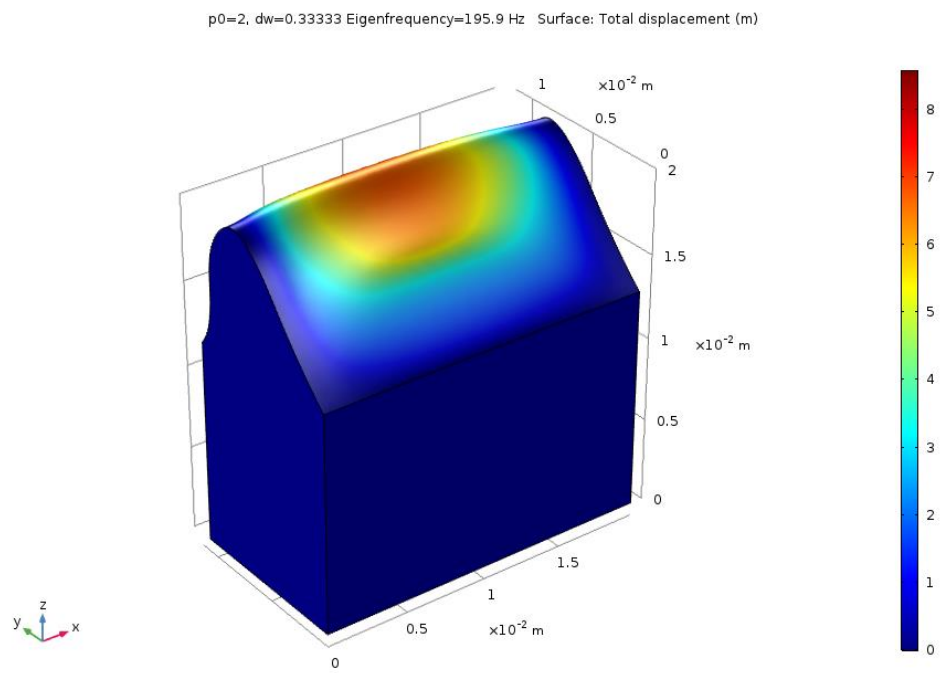
p0=1, dw=1 Eigenfrequency=156.08 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 24: Model A24

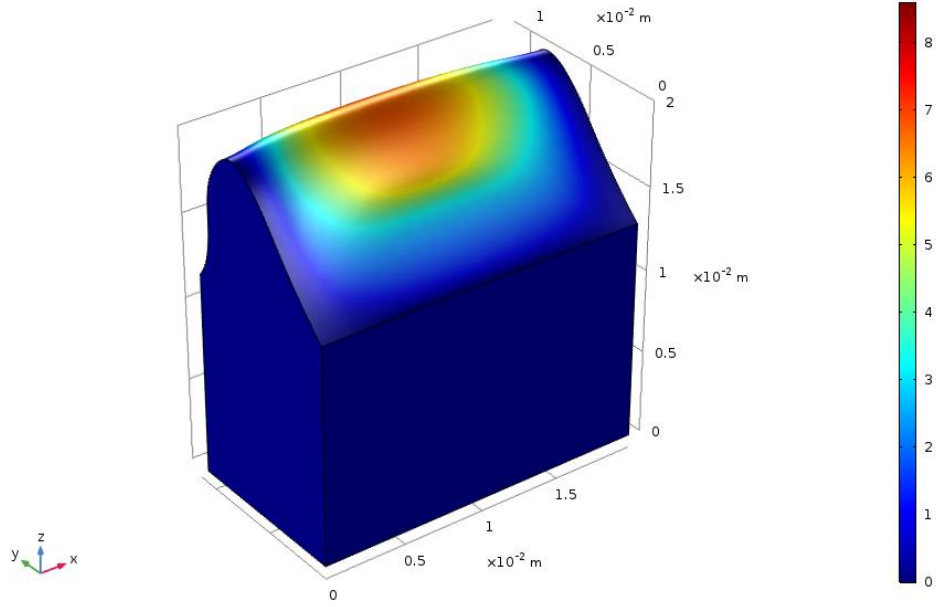


Obrázek 25: Model A25



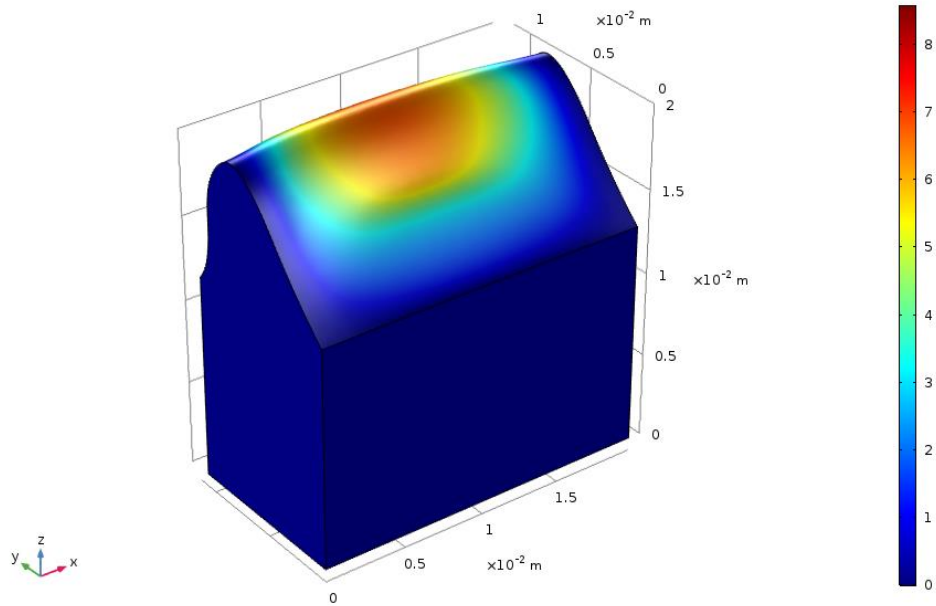
Obrázek 26: Model A26

p0=2, dw=0.66667 Eigenfrequency=198.62 Hz Surface: Total displacement (m)

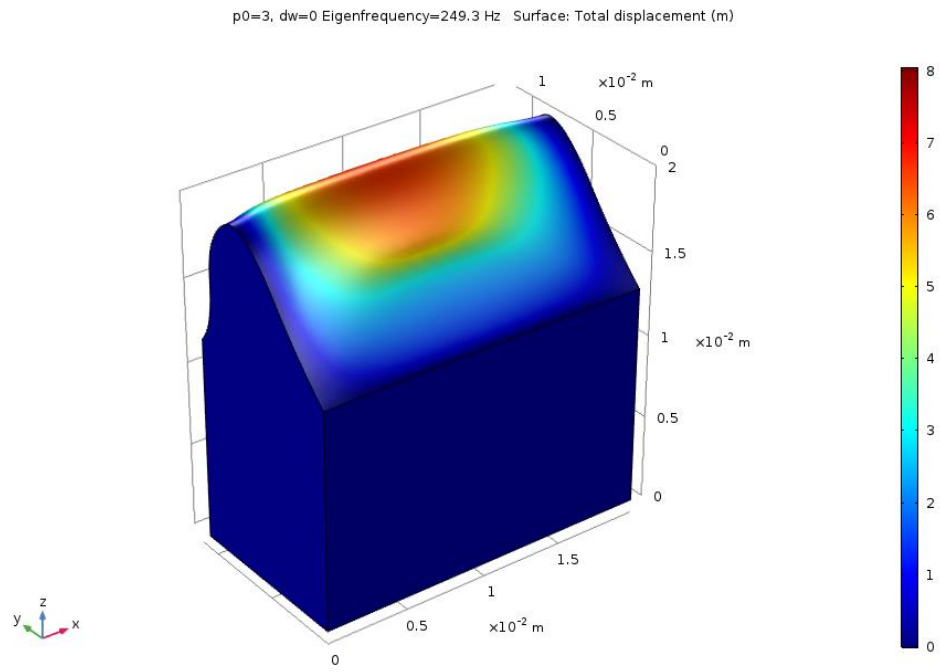


Obrázek 27: Model A27

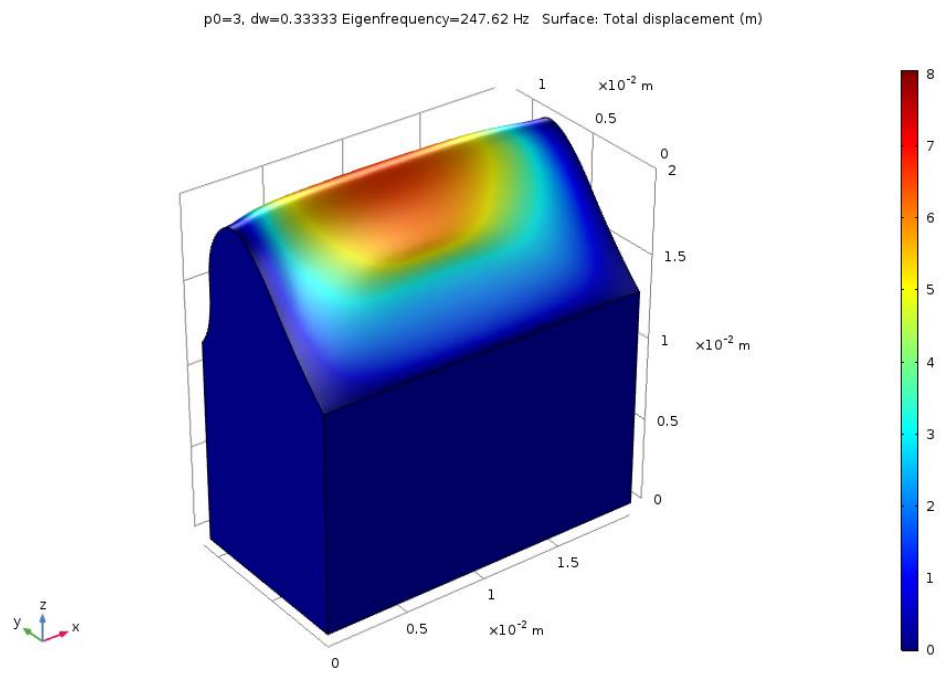
p0=2, dw=1 Eigenfrequency=204.13 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 28: Model A28

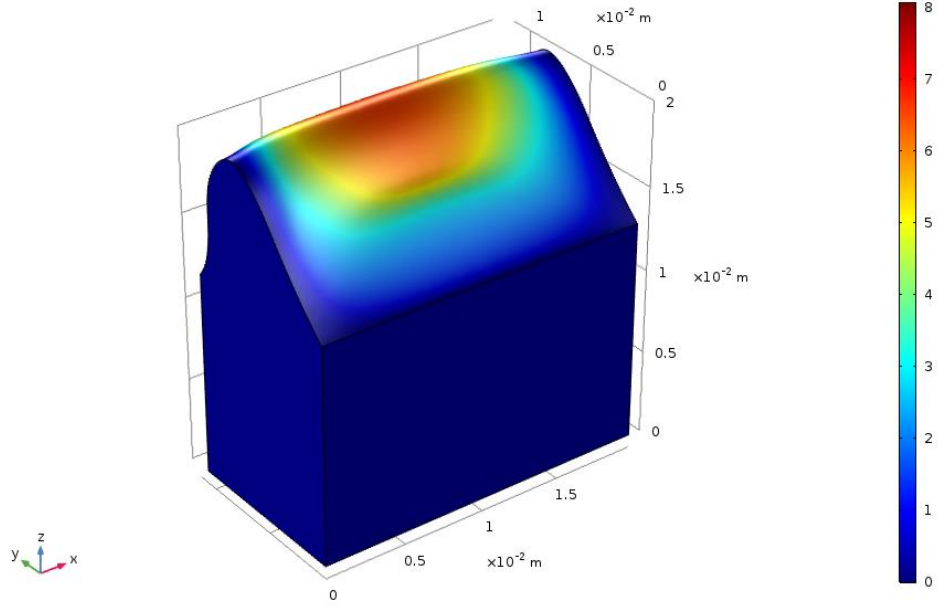


Obrázek 29: Model A29



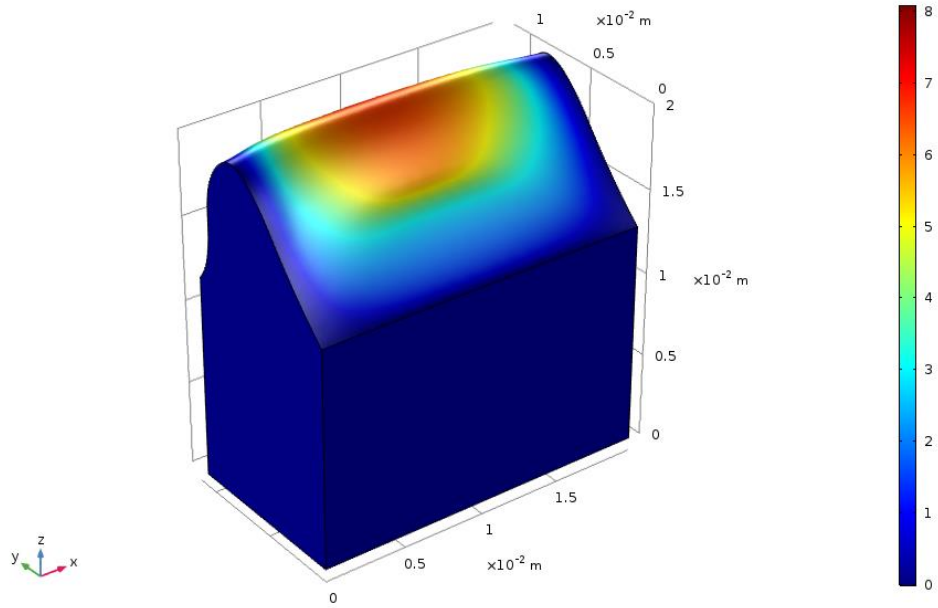
Obrázek 30: Model A30

p0=3, dw=0.66667 Eigenfrequency=248.31 Hz Surface: Total displacement (m)

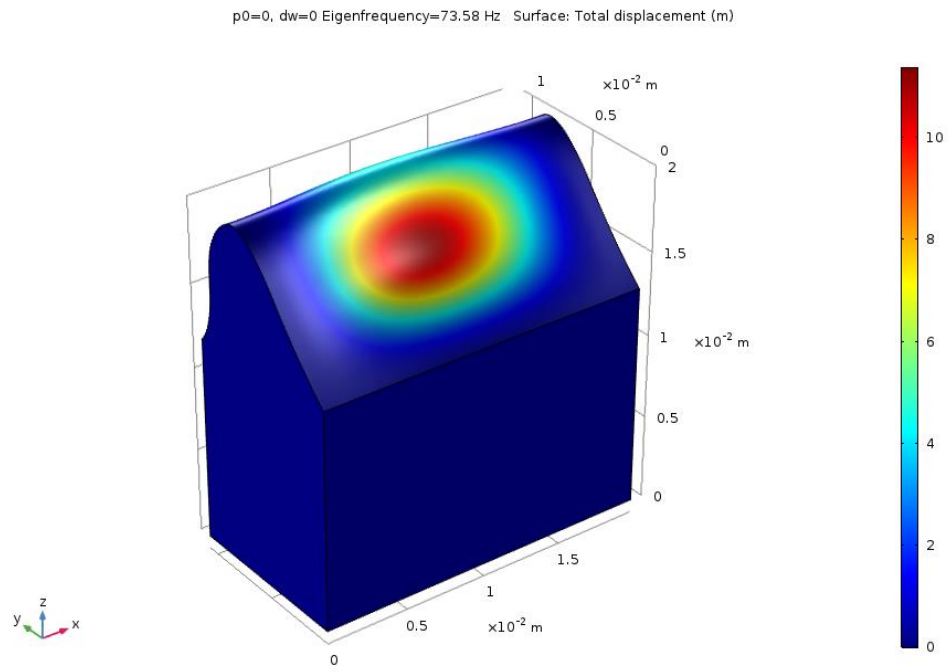


Obrázek 31: Model A31

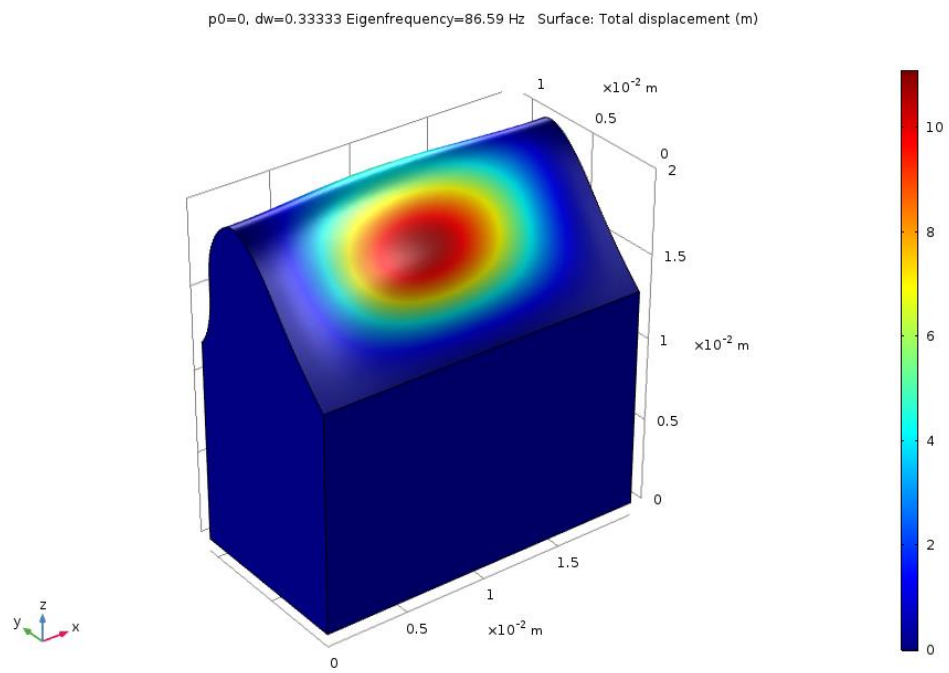
p0=3, dw=1 Eigenfrequency=251.2 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 32: Model A32

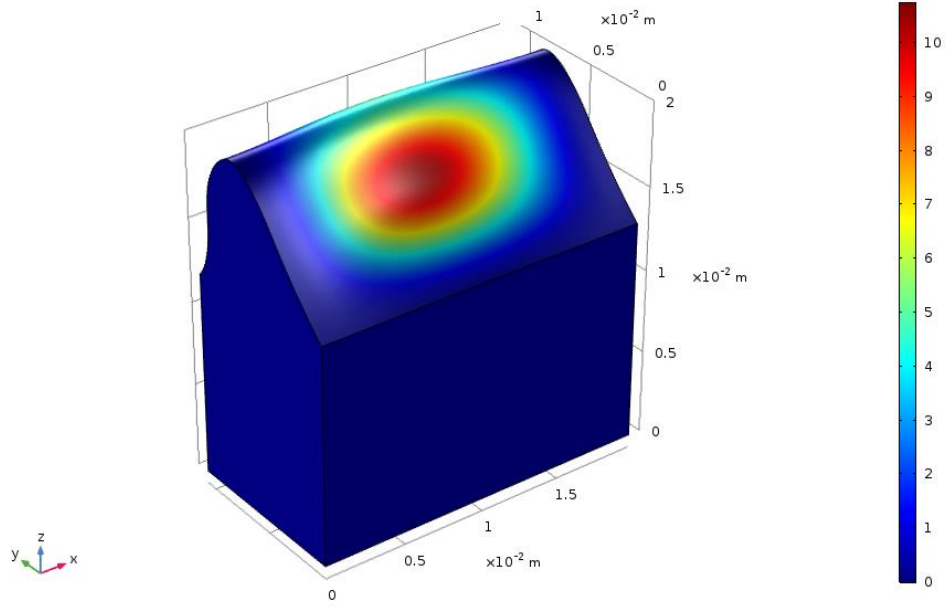


Obrázek 33: Model A33



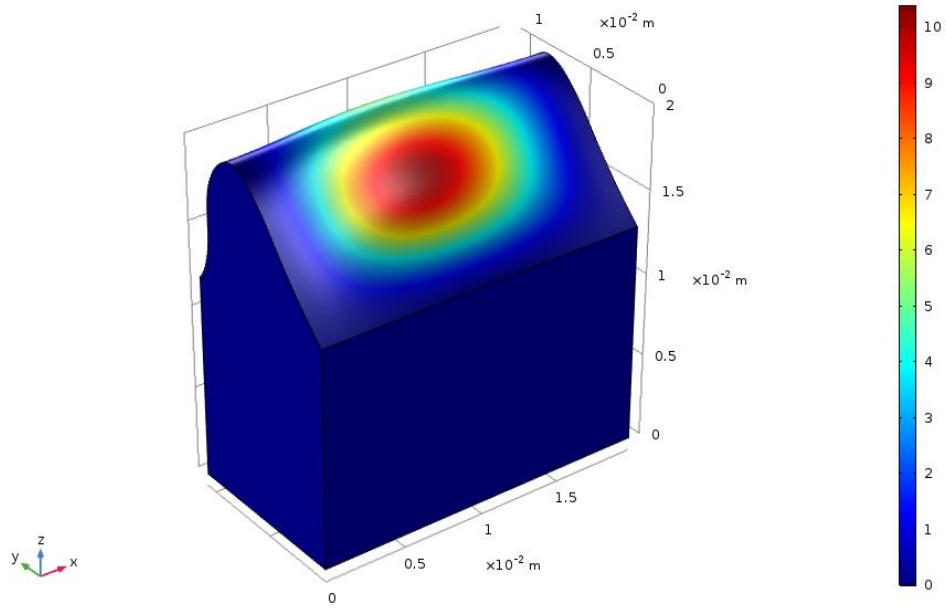
Obrázek 34: Model A34

p0=0, dw=0.66667 Eigenfrequency=105.98 Hz Surface: Total displacement (m)

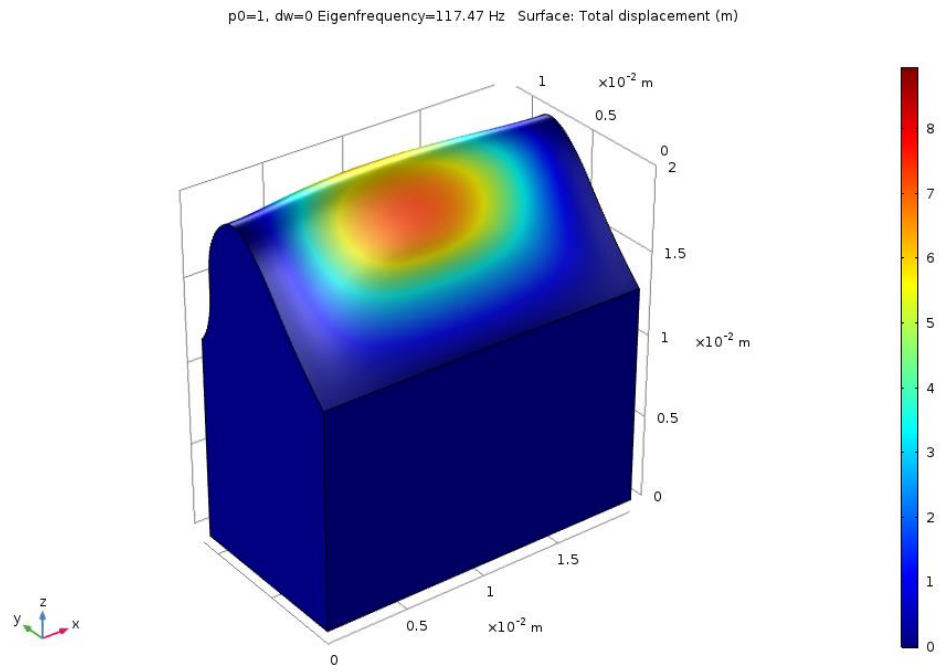


Obrázek 35: Model A35

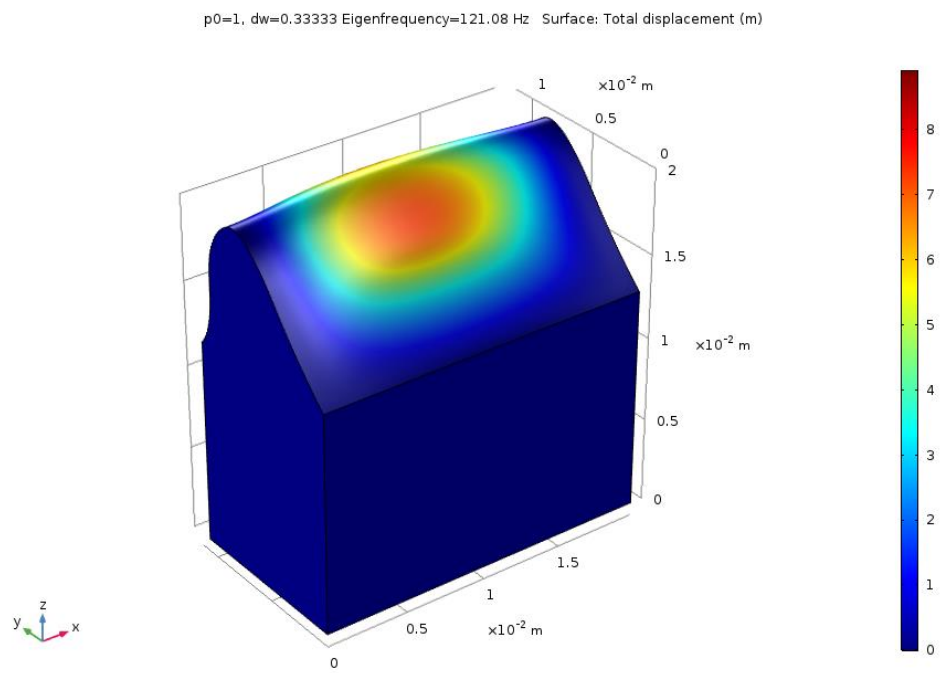
p0=0, dw=1 Eigenfrequency=127.82 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 36: Model A36

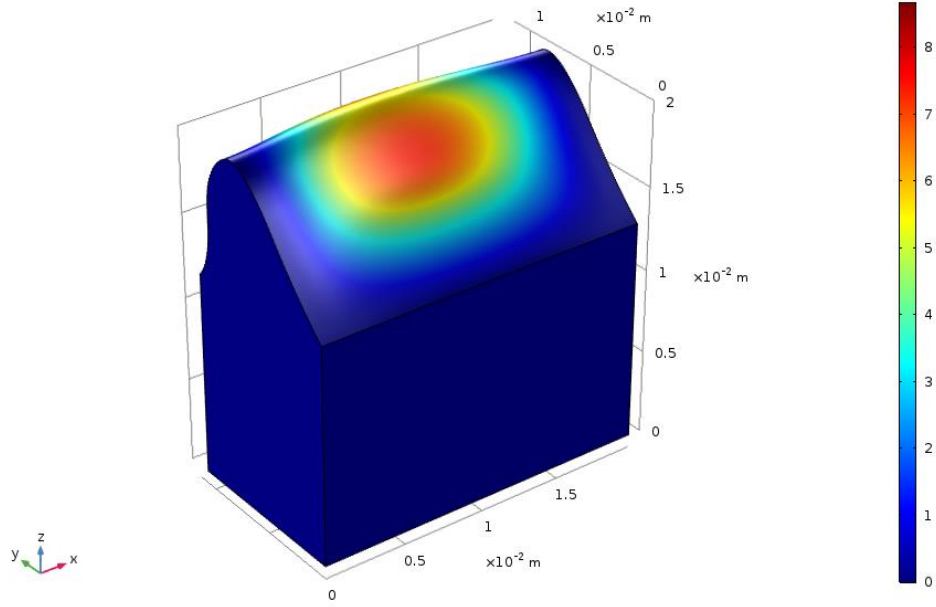


Obrázek 37: Model A37



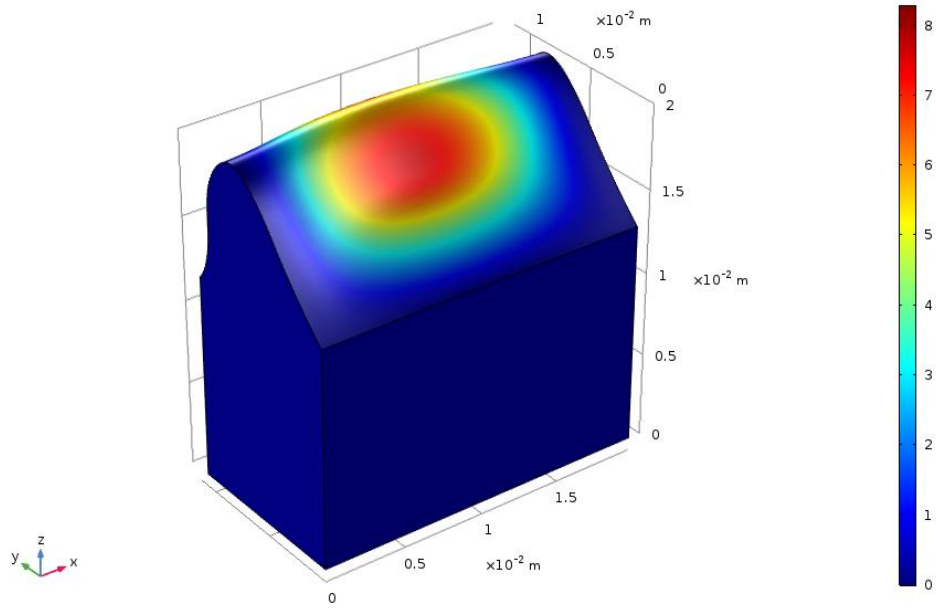
Obrázek 38: Model A38

p0=1, dw=0.66667 Eigenfrequency=130.71 Hz Surface: Total displacement (m)

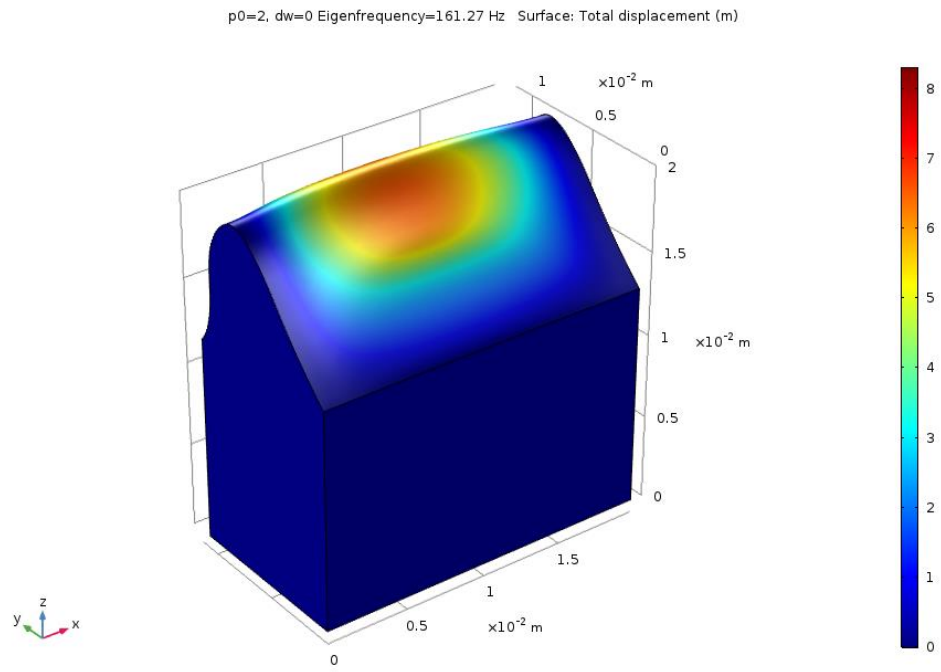


Obrázek 39: Model A39

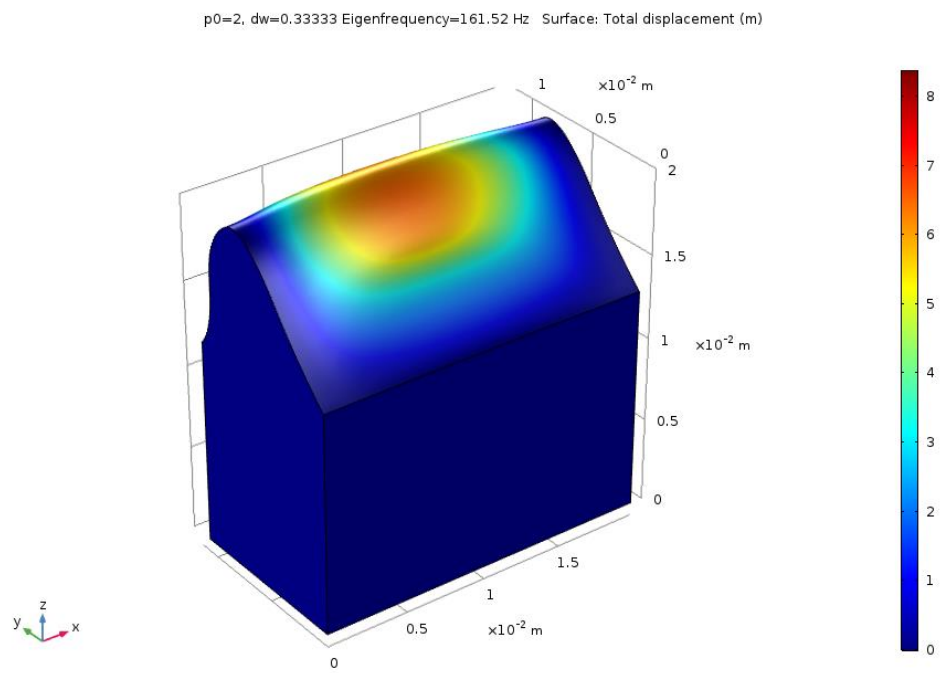
p0=1, dw=1 Eigenfrequency=144.37 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 40: Model A40

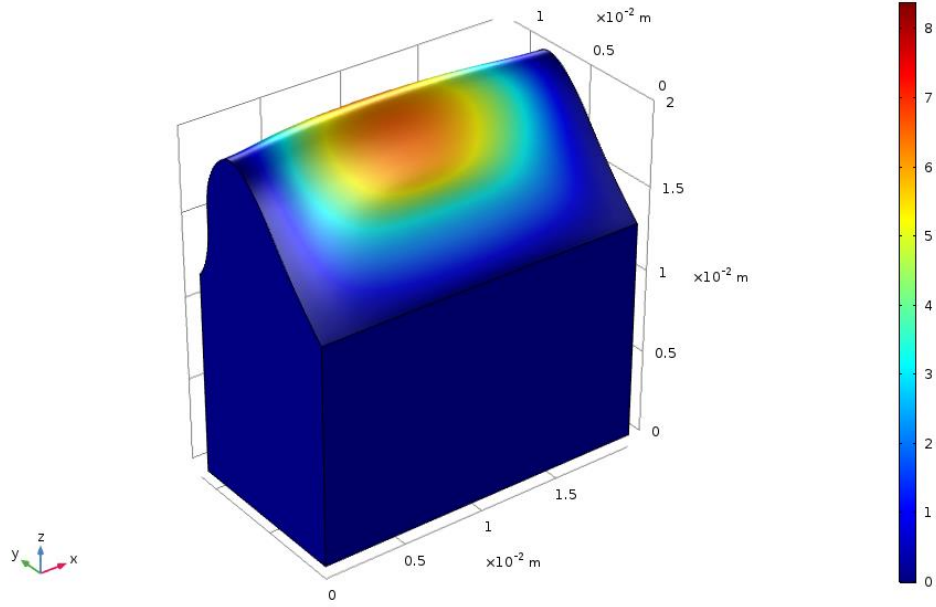


Obrázek 41: Model A41



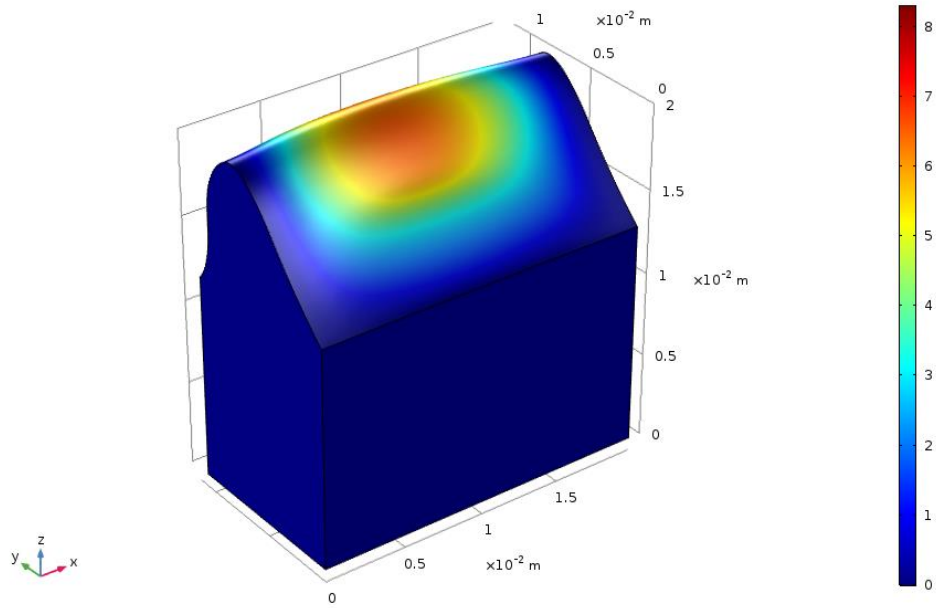
Obrázek 42: Model A42

p0=2, dw=0.66667 Eigenfrequency=165.99 Hz Surface: Total displacement (m)

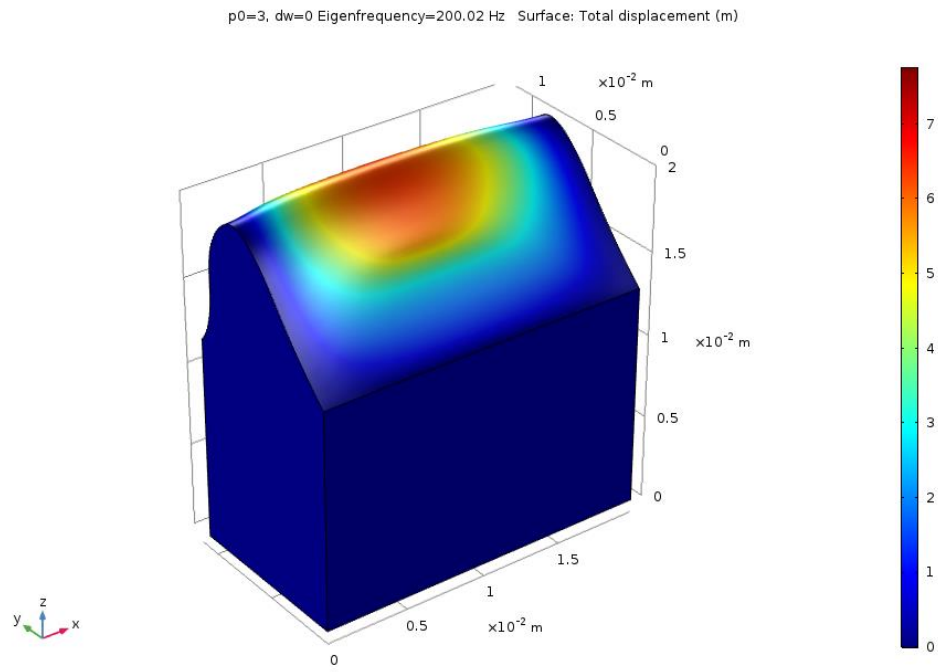


Obrázek 43: Model A43

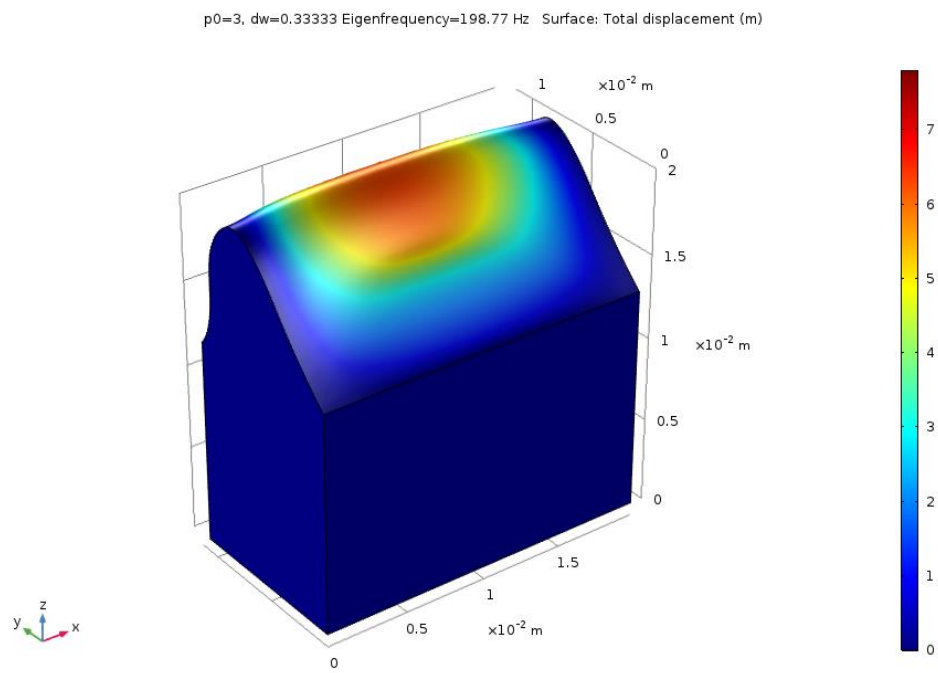
p0=2, dw=1 Eigenfrequency=174.13 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 44: Model A44

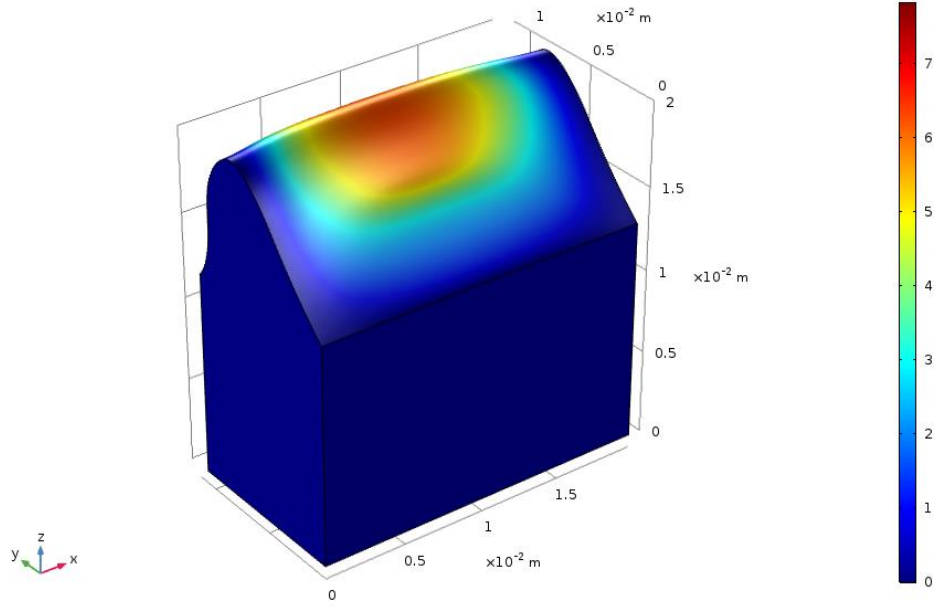


Obrázek 45: Model A45



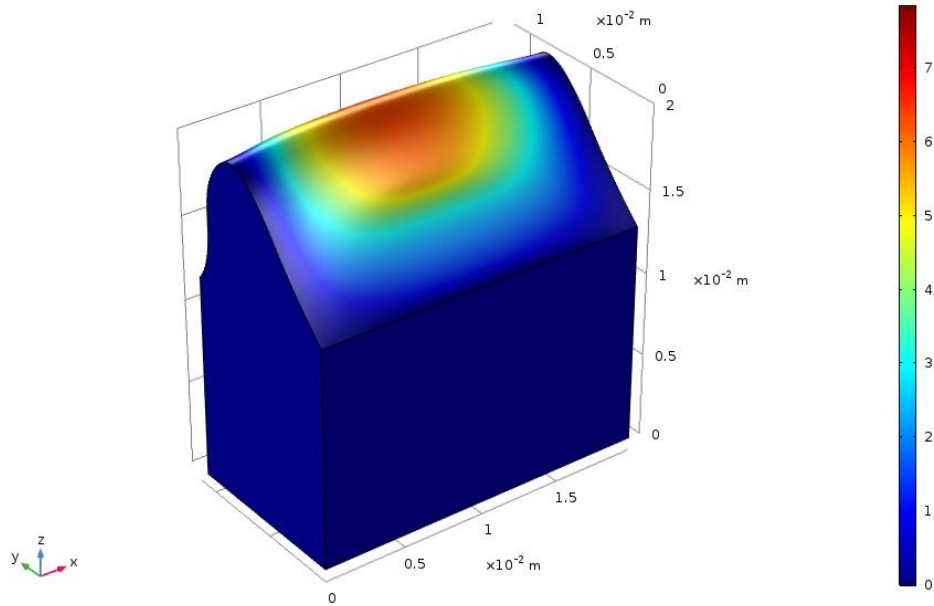
Obrázek 46: Model A46

p0=3, dw=0.66667 Eigenfrequency=200.63 Hz Surface: Total displacement (m)

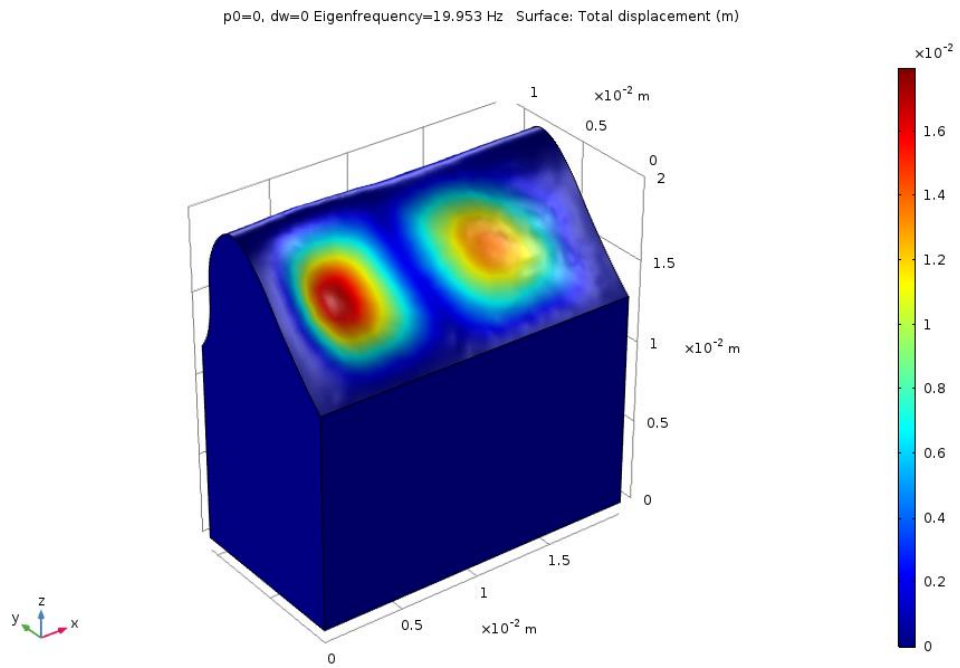


Obrázek 47: Model A47

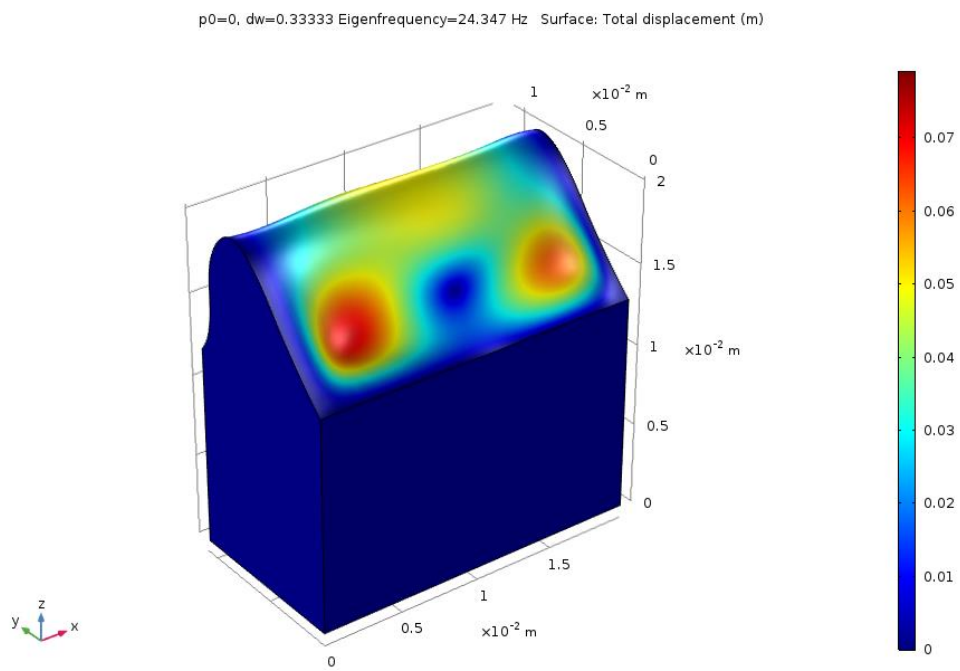
p0=3, dw=1 Eigenfrequency=205.36 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 48: Model A48

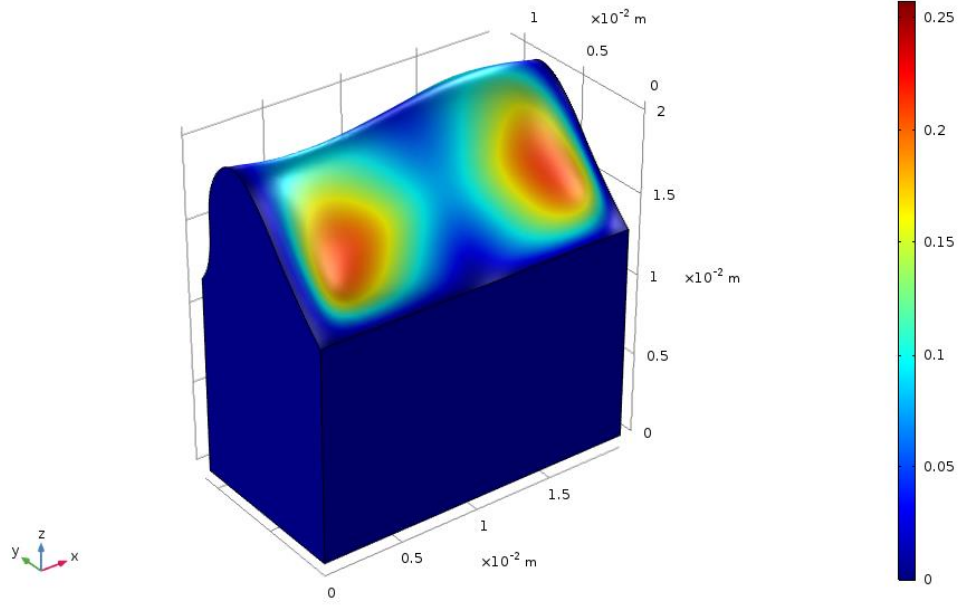


Obrázek 49: Model W1



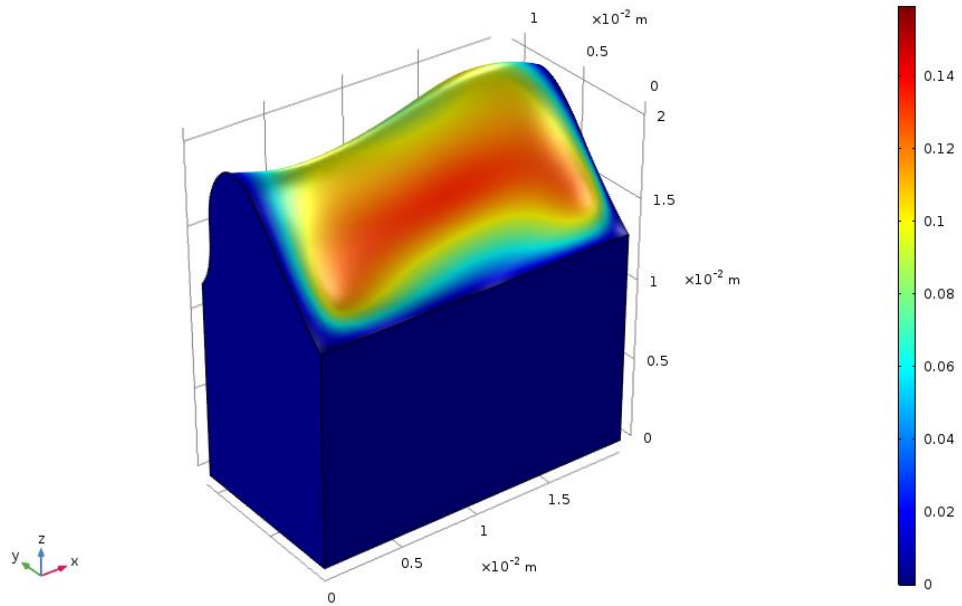
Obrázek 50: Model W2

p0=0, dw=0.66667 Eigenfrequency=34.369 Hz Surface: Total displacement (m)

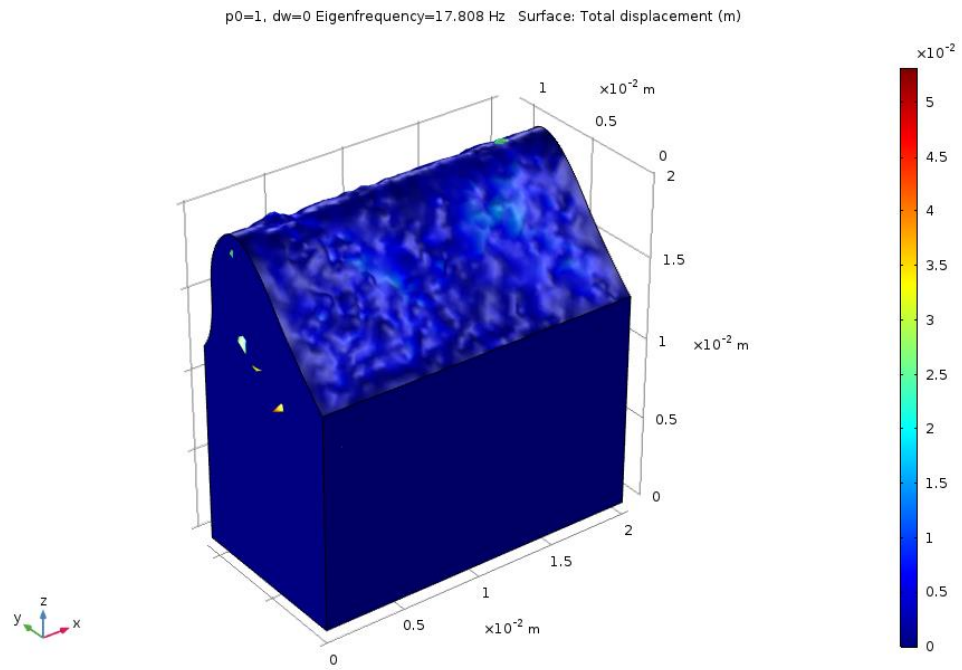


Obrázek 51: Model W3

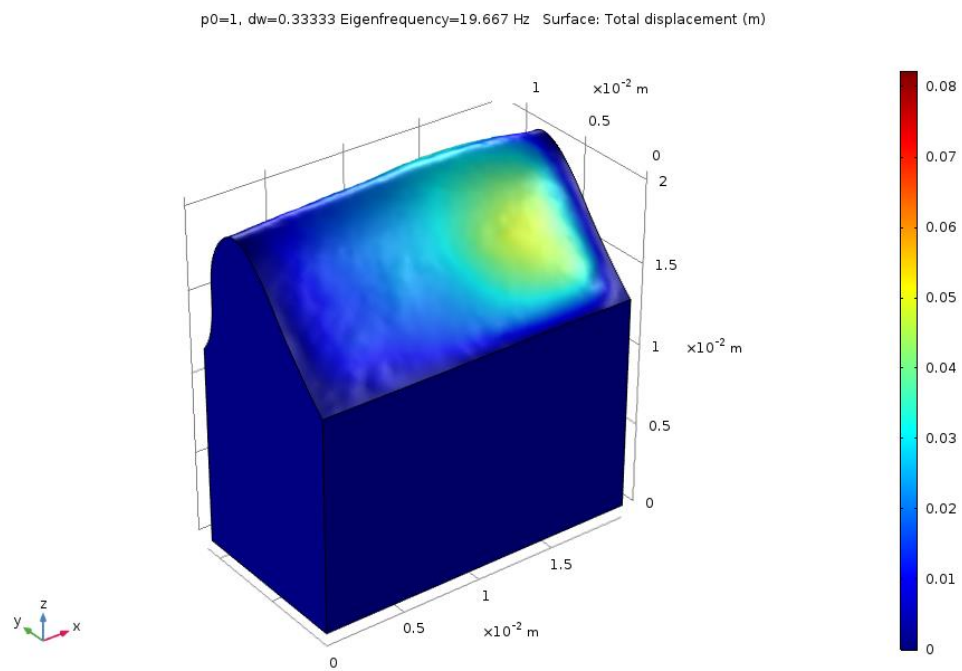
p0=0, dw=1 Eigenfrequency=42.213 Hz Surface: Total displacement (m)



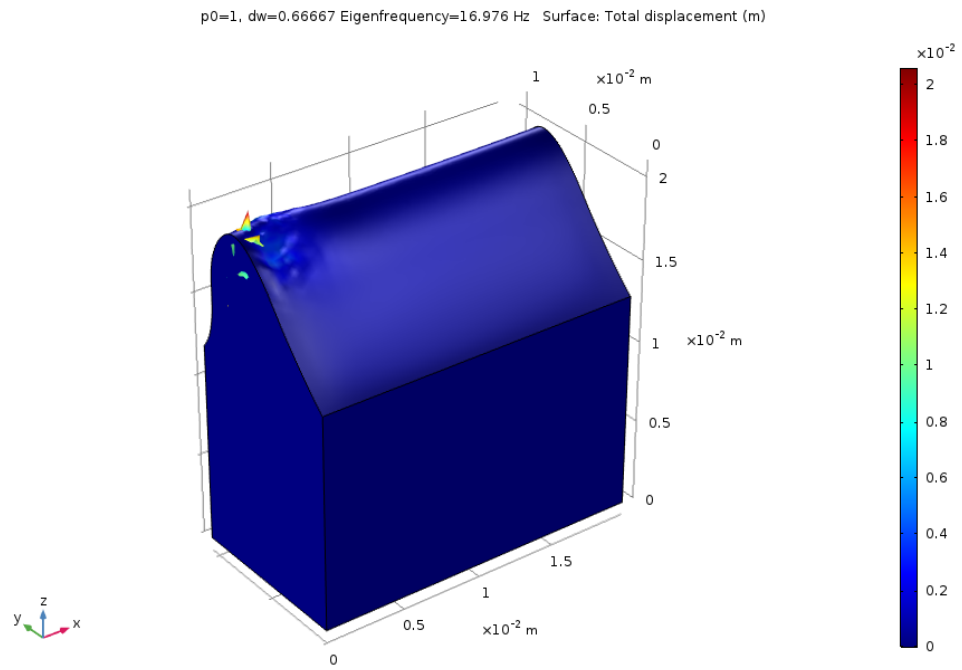
Obrázek 52: Model W4



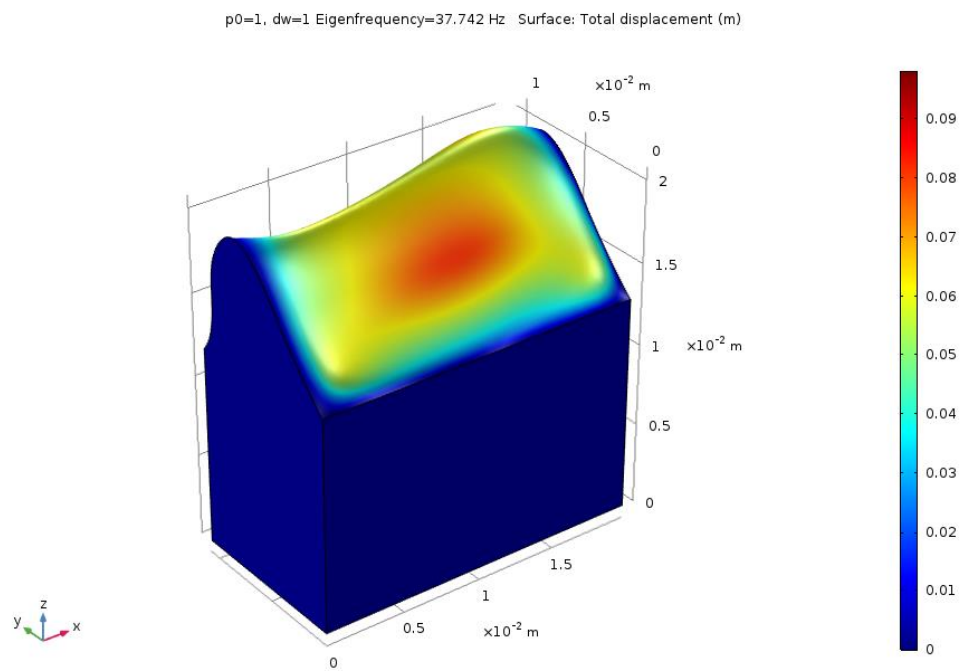
Obrázek 53: Model W5



Obrázek 54: Model W6

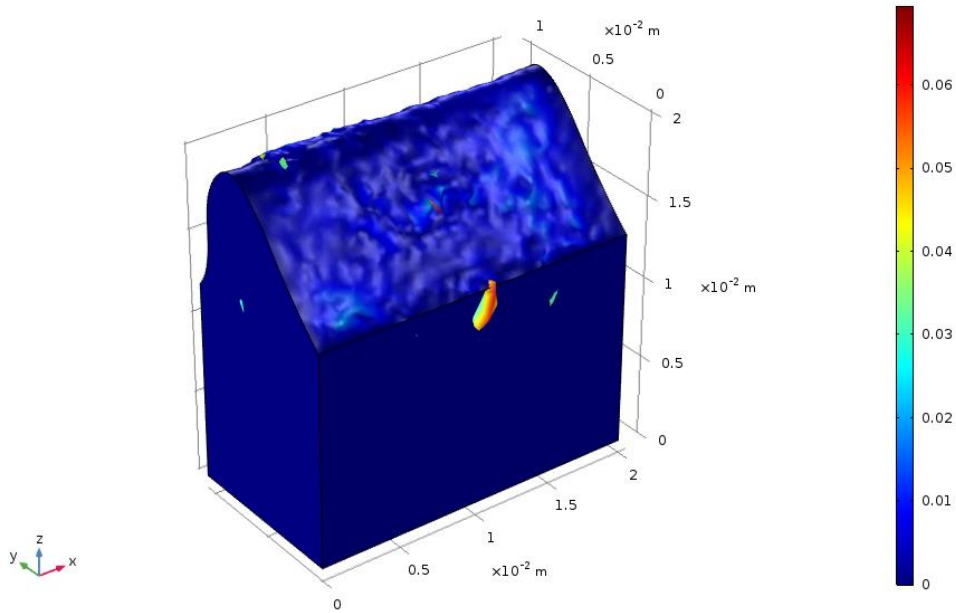


Obrázek 55: Model W7



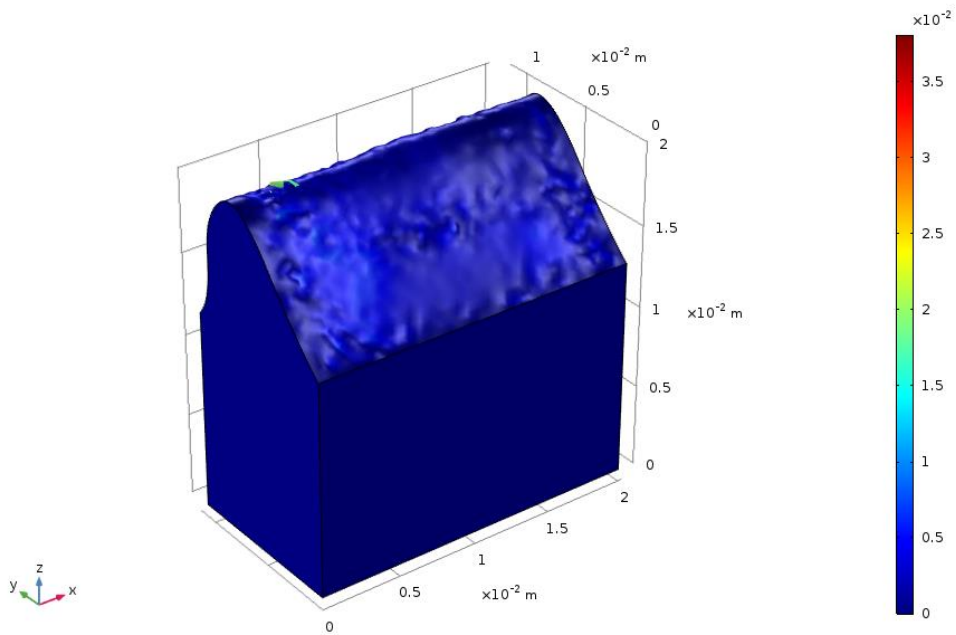
Obrázek 56: Model W8

p0=2, dw=0 Eigenfrequency=16.043 Hz Surface: Total displacement (m)

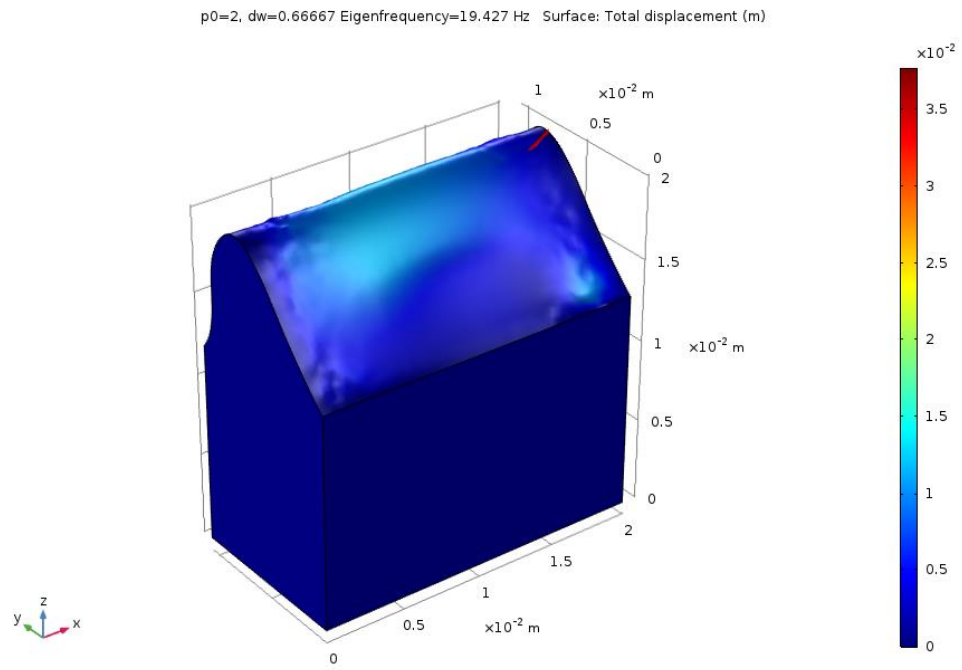


Obrázek 57: Model W9

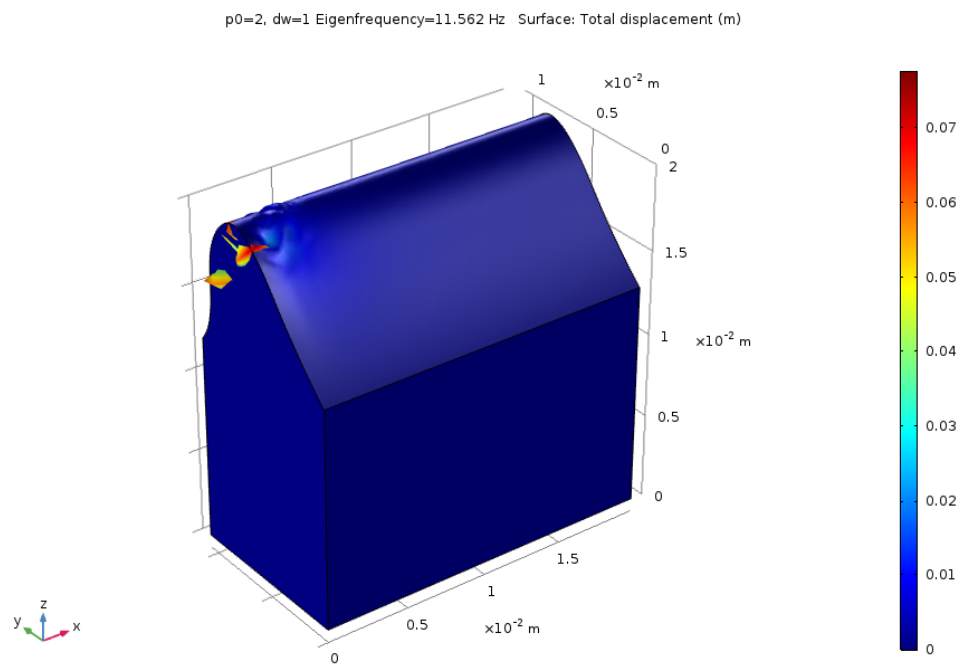
p0=2, dw=0.33333 Eigenfrequency=19.19 Hz Surface: Total displacement (m)



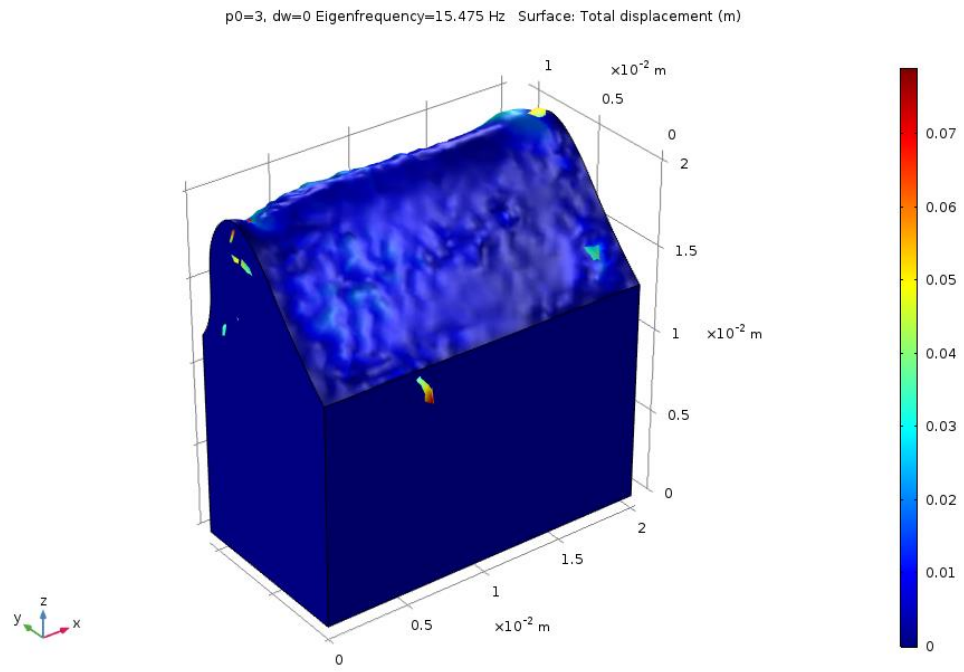
Obrázek 58: Model W10



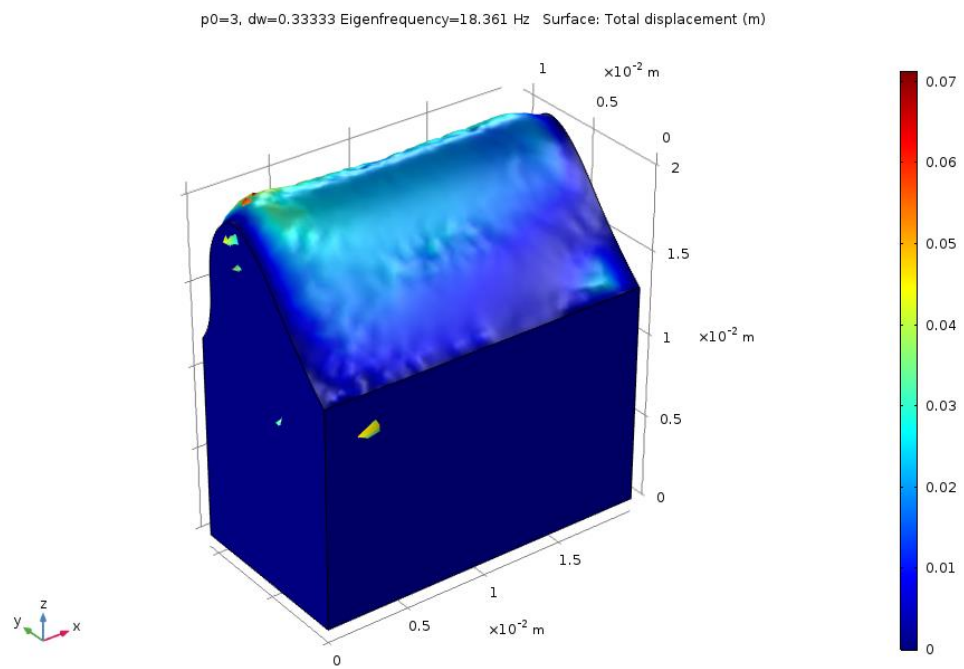
Obrázek 59: Model W11



Obrázek 60: Model W12

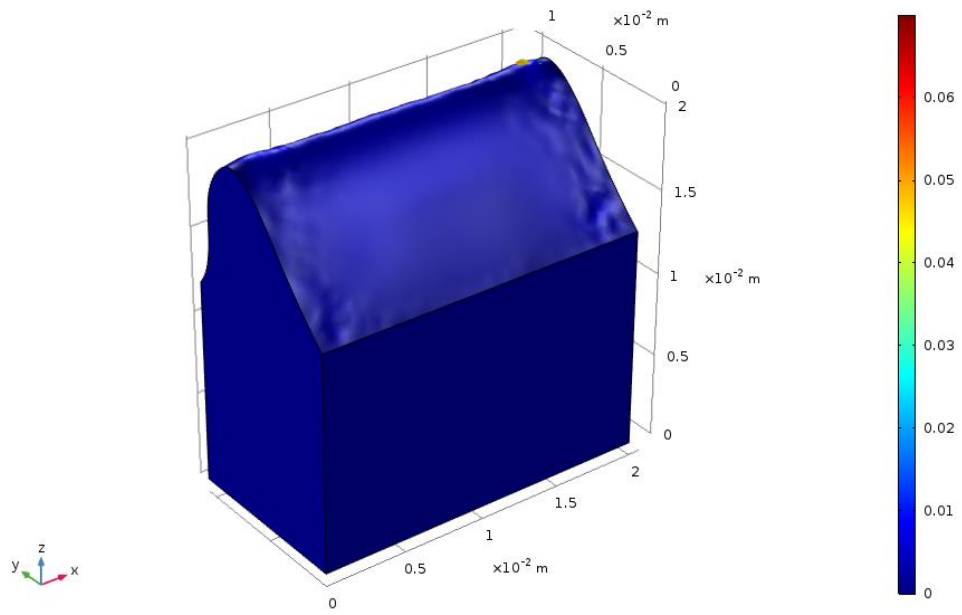


Obrázek 61: Model W13



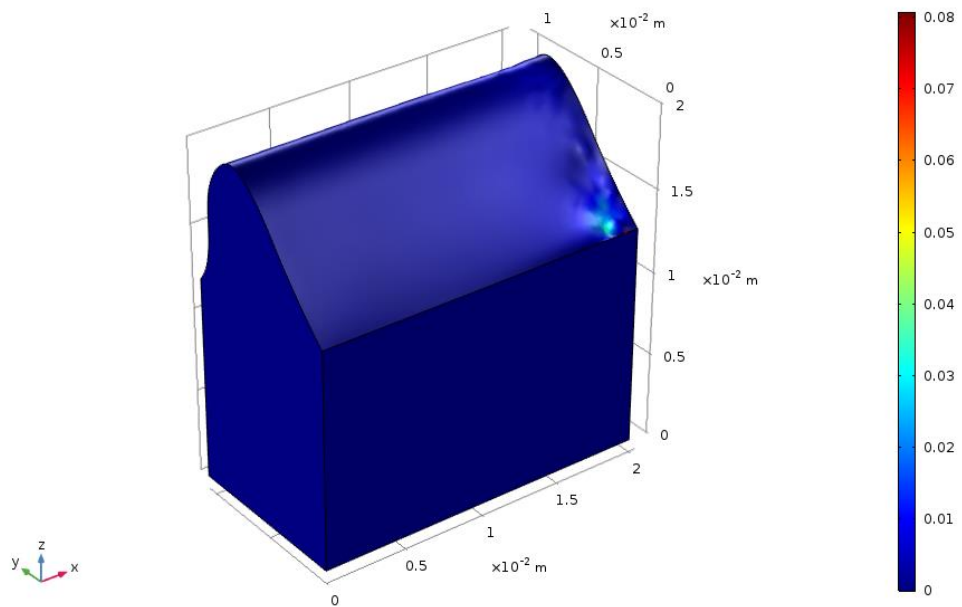
Obrázek 62: Model W14

p0=3, dw=0.66667 Eigenfrequency=19.3 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 63: Model W15

p0=3, dw=1 Eigenfrequency=17.43 Hz Surface: Total displacement (m)



Obrázek 64: Model W16