



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNÍ ANALÝZA SILIKONOVÉHO MATERIÁLU

DEFORMATION ANALYSIS OF SILICONE MATERIAL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Dominik Hřebíček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Anna Hrubanová

BRNO 2025

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Dominik Hřebíček**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Anna Hrubanová**
Akademický rok: 2024/25

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

Deformační analýza silikonového materiálu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Silikonové materiály se používají v běžné stomatologické praxi k získání otisku zubů, které lze následně využít ve fixní protetice (např. korunky, můstky, inlay atd.). Tyto materiály lze však použít také v jiných oblastech lékařství, např. při tvorbě výukových modelů. Cílem práce bude vlastní provedení experimentu na silikonovém materiálu a následně bude provedena deformační analýza jednoosé tahové zkoušky.

Cíle bakalářské práce:

- 1) Provést literární rešerši současného stavu poznání problematiky zabývající se silikonovými materiály.
- 2) Na základě experimentu určit materiálové parametry silikonu.
- 3) Provést deformační analýzu vybraného silikonového materiálu.

Seznam doporučené literatury:

Guntupalli, Yoshita et al. (2022), Effect of disinfectants on the tear strength of addition silicone impression material – An in vitro study, Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research

Carlescu, Vlad et al. (2014), FEM Simulation on Uniaxial Tension of Hyperelastic Elastomers, Applied Mechanics and Materials

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2024/25

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Bakalárska práca sa zaoberá problematikou výpočtového modelovania silikónového odtlačkového materiálu, ktorý sa bežne používa v stomatologickej praxi. Cieľom práce je deformačná analýza a posúdenie veľkosti neovplyvnenej oblasti rôznych tvarov vzoriek. V úvodnej časti je uvedený stručný prehľad rozdelenia silikónového materiálu a jeho základných vlastností. Vzápätí je vykonaná rešerš prácami zaoberajúcimi sa mechanickými skúškami v spojení s výpočtovým modelovaním. Ďalšou časťou tejto práce je mechanické testovanie silikónového materiálu, vďaka čomu je získaný model materiálu. Súčasťou je popis testovacieho zariadenia, prípravy vzoriek a samotnej jednoosovej ťahovej skúšky. Hlavnou časťou je výpočtové modelovanie pomocou metódy konečných prvkov (MKP), v ktorej sa analyzujú rôzne typy geometrii vzoriek podľa veľkosti neovplyvnenej oblasti.

Abstract

This bachelor's thesis focuses on the computational modeling of silicone impression material commonly used in everyday dental practice. The work is aimed at deformation analysis and the assessment of the size of the unaffected region in various sample geometries. The introductory part provides a brief overview of the classification of silicone materials and their basic properties. This is followed by a literature review of studies dealing with mechanical testing in combination with computational modeling. The next section of the thesis describes the mechanical testing of silicone material, through which the basic material characteristics are obtained. It includes a description of the testing device, sample preparation, and the uniaxial tensile test procedure. The main part is dedicated to computational modeling using the finite element method (FEM), where different sample geometries are being analysed based on the extent of their unaffected region.

Kľúčové slová

Aditívny silikón, mechanické testovanie, konštitutívny vzťah, metóda konečných prvkov

Keywords

Additive silicone, mechanical testing, constitutive model, finite element method

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

HREBÍČEK, Dominik. *Deformační analýza silikonového materiálu*. Online, bakalářská práce. Anna HRUBANOVÁ (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2025. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/165605>. [cit. 2025-03-21].

ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som bakalársku prácu na tému Deformačná analýza silikónového materiálu vypracoval sám pod vedením Ing. Anny Hrubanovej s využitím vlastných znalostí a uvedenej odbornej literatúry.

POĎAKOVANIE

Týmto by som chcel poďakovať vedúcej bakalárskej práce Ing. Anne Hrubanovej za cenné rady, užitočné pripomienky a ochotu pri vedení tejto záverečnej práce. Ďalej by som chcel poďakovať celej mojej rodine, priateľke a priateľom, ktorí ma podporovali počas štúdia na vysokej škole.

OBSAH

1	Úvod.....	11
2	Ciele práce	12
3	Silikónový materiál.....	13
3.1	Základné rozdelenie podľa spôsobu reakcie tuhnutia:	13
3.1.1	Kondenzačné, C(K)-silikóny – polysiloxany	13
3.1.2	Aditívne, A-silikóny – polyvinylsiloxany	13
3.2	Rozdelenie podľa chemického zloženia:	13
3.3	Rozdelenie podľa konzistencie (len pre biomateriály):.....	13
3.4	Základné vlastnosti silikónového materiálu	14
3.4.1	Rozmerová stálosť	14
3.4.2	Tvarová pamäť	14
3.4.3	Hydrofília (Hydrofilný verzus hydrofóbny charakter).....	14
3.4.4	Ťažnosť	15
3.4.5	Charakteristika prúdenia	15
3.4.6	Ťahová energia	15
4	Mechanické skúšky	16
4.1	Rešerš prácami zameranými na jednoosové ťahové skúšky	16
4.2	Rešerš prácami zameranými na biaxiálne ťahové skúšky	16
5	Konštitutívne modelovanie	19
5.1	Tenzory pretvorenia pre veľké deformácie	19
5.2	Tenzory napätia pre veľké deformácie	20
5.3	Hyperelasticita.....	21
5.4	Súhrn konštitutívnych modelov pre hyperelastické materiály	21
6	Experimentálne testovanie	23
6.1	Charakteristika vzoriek	23
6.2	Testovacia metóda	23
6.2.1	Opis testovacieho zariadenia	23
6.2.2	Príprava vzoriek	24
6.2.3	Vyhodnotenie experimentálnych dát	25
6.3	Spracovanie experimentálnych dát.....	27
6.3.1	Metódy priemerovania deformačno-napät'ových kriviek.....	27
6.3.2	Vyhodnotenie modulu pružnosti.....	29
7	Výpočtové modelovanie	30
7.1	Aproximácia experimentálnych dát	30

7.1.1	Predikčná schopnosť konštitutívnych modelov	30
7.2	Model geometrie	33
7.3	Výpočtové modelovanie.....	34
7.3.1	Model materiálu	34
7.3.2	Model konečno-prvkovej siete	34
7.3.3	Model okrajových podmienok	35
7.4	Prezentácia a analýza výsledkov	35
8	Záver	39
	Zoznam použitých zdrojov	40
	Zoznam použitých skratiek a symbolov	43

1 Úvod

Aj napriek výraznému pokroku vo vede a technike zubného lekárstva má konvenčné odtlačovanie stále veľké uplatnenie. Je bežne využívané v dentálnej praxi na zhotovovanie zubných otláčkov, ktoré tvoria základy pre korunky, zubné náhrady, mostíky atď. Spomedzi dostupných materiálov boli vo fixnej protetike vždy jasnou voľbou elastomérové odtlačkové materiály [1]. Dialo sa tak práve kvôli ich vynikajúcim vlastnostiam, ako je napríklad flexibilita, rozmerová stálosť a tvarová pamäť. Zo všetkých elastomérových materiálov, vinylpolysiloxan a polyéder sú používané najčastejšie.

Ich ďalší vývoj a optimalizácia však úzko súvisí s mechanickými skúškami, ktoré sú mostom medzi teóriou a praxou. Vďaka nim môžu byť vlastnosti daného materiálu nie len popísané, ale aj predvídané. V prípade vinylpolysiloxanu to platí obzvlášť, pretože ide o mäkký, nelineárne sa správajúci materiál, ktorého vlastnosti sa nedajú odhadnúť len teoreticky. Materiálové charakteristiky z mechanických skúšok, napríklad ťahových, sú ďalej využiteľné pre získanie materiálového modelu. Ten je nutnosťou vo výpočtovom modelovaní, ktorým možno predikovať odozvu materiálu a analyzovať jeho správanie v reálnych podmienkach.

Cieľom tejto práce je práve na základe výpočtového modelovania, metódou konečných prvkov (MKP), posúdiť vplyv geometrie vzorky na veľkosť tzv. neovplyvnenej oblasti, a tak určiť, ktorý tvar vzorky určenej pre biaxiálnu ťahovú skúšku je najvhodnejší.

2 Ciele práce

Ciele práce boli stanovené vedúcim takto:

1. Vykonať literárnu rešerš súčasného stavu poznania problematiky zaoberajúcej sa silikónovými materiálmi.
2. Na základe experimentu určiť materiálové parametre silikónu.
3. Vykonať deformačnú analýzu vybraného silikónového materiálu

3 Silikónový materiál

Silikónový elastomér je hyperelastický materiál so širokým spektrom vlastností ako je biokompatibilita, rozmerová stálosť, flexibilita a ďalšie [2]. Vzhľadom na ich rozsiahle využitie je dobré poznať základné rozdelenie silikónov podľa chemického zloženia, ale aj spôsobu reakcie tuhnutia, pretože tieto faktory priamo ovplyvňujú mechanické vlastnosti materiálu.

3.1 Základné rozdelenie podľa spôsobu reakcie tuhnutia:

3.1.1 Kondenzačné, C(K)-silikóny – polysiloxany

Základom pre bázu, ktorá tvorí 10-80% materiálu podľa stupňa viskozity, je olejovitý polydimetylsiloxan s voľnými hydroxidovými skupinami a s prímiesou plnív, napr. silikátu [2]. Katalyzátor obsahuje alkokoxysilány, ktoré za prítomnosti katalyzačných látok reagujú s hydroxidovými skupinami bázy. Vedľajším produktom reakcie tuhnutia je najčastejšie alkohol. Jeho uvoľňovanie vedie k zmršteniu hmoty, ktoré je proporcionálne úmerné množstvu plniva. Toto zmrštenie je spôsobené ochladením hmoty z teploty dutiny ústnej na teplotu pracovného okolia.

3.1.2 Aditívne, A-silikóny – polyvinylsiloxany

Aditívne silikónové hmoty sa vždy vyskytujú vo forme dvoch pást [2]. Základná pasta, ktorej báza obsahuje predovšetkým polydimetylsiloxan s voľnými vinylovými skupinami. V druhej paste, katalyzátore, je prítomný hlavne divinylpolysiloxan a organické platinové spojivo. Po zmiešaní oboch pást dochádza k zosieťovaniu. Tieto pasty obsahujú rôzne množstvo plnív, ktoré určujú ich viskozitu.

3.2 Rozdelenie podľa chemického zloženia:

- **Polyvinyl siloxány (PVS/VPS)** tvoria v súčasnosti najpoužívanejšiu skupinu materiálov v zubnom lekárstve a protetike. Vyznačujú sa vysokou elasticitou, nízkou zmršťovateľnosťou a hydrofóbnosťou. Tieto vlastnosti z nich robia ideálnu voľbu pre presné odtlačky v suchom prostredí.
- **Polyétery (PE)** sú známe svojou výbornou hydrofilitou a schopnosťou dobre tiecť aj vo vlhkom prostredí. Nevýhodou týchto materiálov je však ich vyššia tuhosť a náročnejšie odstraňovanie z ústnej dutiny pacienta.
- **Polysulfidy** predstavujú staršiu generáciu materiálov, ktoré sa vyznačujú dobrou trvanlivosťou. Ich použitie je však dnes obmedzené najmä kvôli nepríjemnému zápachu a zložitejšiemu spracovaniu.

3.3 Rozdelenie podľa konzistencie (len pre biomateriály):

- **Light-body:** Jedná sa o nízkoviskóznny typ silikónu, ktorý je vhodný pre detailné odtlačky a zachytenie jemných detailov.

- **Heavy-body:** Vysokoviskózný druh silikónu, používaný pre stabilizáciu materiálu v odtlačkovej lyžici.

Špeciálnym prípadom sú takzvané mono-fázové materiály, ktoré majú rovnakú viskozitu a sú vhodné pre jednoduchšie aplikácie.

3.4 Základné vlastnosti silikónového materiálu

3.4.1 Rozmerová stálosť

Rozmerová stálosť silikónového odtlačkového materiálu reflektuje schopnosť zachovávania presnosti odtlačku v priebehu času. Takéto materiály by mali mať po polymerizácii malé zmrštenie a mali by ostať stabilné [3]. Táto rozmerová presnosť je avšak do značnej miery ovplyvnená chemickým zložením a viskozitou odtlačkového materiálu [2]. Tu obecné platí, že čím väčšia je viskozita odtlačkového materiálu, tým lepšie daný materiál zaznamenáva jednotlivé detaily. Podľa medzinárodných noriem ISO 4823 by elastomérové hmoty mali byť obecné schopné kopírovať veľmi jemné detaily s presnosťou na 25 μm a menej. Polyvinylsiloxanové odtlačkové materiály reprodukujú detaily s presnosťou 1 až 2 μm .

3.4.2 Tvarová pamäť

Odtlačkové silikónové materiály sa do ústnej dutiny vkladajú v plastickom stave, to znamená, že majú schopnosť zatekať do medzizubných priestorov. Výhodou takýchto pružných odtlačkových materiálov je schopnosť určitej deformácie (hodnota pružnej deformácie) a tvarovej pamäti (hodnota trvalej deformácie), ktoré umožňujú vybratie stuhnutého odtlačku z úst a návrat do pôvodnej konfigurácie. Materiál, ktorý by mal hodnotu tvarovej pamäti 100% neexistuje. Veľmi kvalitné odtlačkové materiály, ako sú napríklad vinylpolysiloxany (VPS), majú hodnotu elastickej deformácie až 99% [1].

3.4.3 Hydrofília (Hydrofilný verus hydrofóbny charakter)

Keďže sa silikónové odtlačkové materiály dostávajú do veľmi blízkeho kontaktu s tvrdými kostnými tkanivami a s mäkkými tkanivami pokrytými vrchnou vrstvou sliznice, je hydrofílnosť jednou z hlavných vlastností moderného odtlačkového materiálu [4]. Táto hydrofílna povaha odtlačkového materiálu súvisí s jeho schopnosťou pracovať, to znamená tiecť, vo vlhkom prostredí a stále poskytovať požadovanú presnosť odtlačku [2]. Výrobcovia tvrdia, že niektoré produkty z radu vinylpolysiloxanov sú hydrofilné. Podľa technickej klasifikácie je to pravdivé, avšak tieto materiály majú v plastickom stave omnoho väčší zhmáčací uhol ako voda.

3.4.4 Ťažnosť

Pre ordináciu, ale taktiež pre laboratórium je dôležitá pružnosť stuhnutého odtlačku [2]. Vinylpolysiloxany a podobné, veľmi pevné hmoty, sú odolné voči povrchovej deformácii, ale spôsobujú sťaženie vynímania odtlačku zo sadrového modelu. Problémy s vynímaním odtlačku môžu vzniknúť aj v ordinácii, pokiaľ hmota zatečie a stuhne v medzizubných priestoroch, pod medzičlánky nastávajúcich fixných mostíkov alebo v hlbokom pod-ďasnovom priestore. V takomto prípade sa odporúča použiť niektoré z mäkších hmôt, napr. kondenzačné silikóny.

Klinické štúdie [5] ukázali, že flexibilita je dôležitým faktorom pri výrobe odtlačkov a matric s minimálnymi bublinami a maximálnymi detailmi.

3.4.5 Charakteristika prúdenia

Dobrá zatekavosť odtlačkovej hmoty do všetkých jemných detailov je významná pre získavanie dostatočne podrobného negatívu klinickej situácie. Úzko súvisí už so spomínanou flexibilitou materiálu. Najnižšiu viskozitu, a tým aj najväčšiu zatekavosť majú odtlačkové hmoty typu light-body, ktoré sa používajú v kombinácii s viac tuhšími hmotami typu heavy-body pri metóde dvojitého odtlačovania, alebo dvojitého miešania [2]. Prednosťou niektorých silikónových odtlačkových hmôt je tzv. tixotropia. Tixotropia je vlastnosť materiálu, kedy pri zaťažení vzniknutého od mierneho tlaku, klesá viskozita a zvyšuje sa zatekavosť.

3.4.6 Ťahová energia

Podľa [6], sú tri mechanické vlastnosti odtlačkových hmôt, ktoré sú klinicky relevantné: medza sklzu, deformácia v medze sklzu a medza pevnosti. Medza sklzu charakterizuje schopnosť materiálu odolávať namáhaniu bez trvalej deformácie [4]. Deformácia v medze sklzu udáva pretvorenie, ktoré dokáže materiál prekonať bez vzniku plastických deformácií a medza pevnosti udáva odolnosť materiálu proti roztrhnutiu po stuhnutí.

4 Mechanické skúšky

4.1 Rešerš prácami zameranými na jednoosové ťahové skúšky

Autori Kaushal Singh a Kumar Singh (2019) [7] sa v práci zameriavajú na experimentálnu a numerickú validáciu jednoosovej ťahovej skúšky silikónového kaučuku. Primárnym cieľom tejto štúdie bolo poukázať na význam výpočtového modelovania hyperelastických materiálov. Počas experimentu bola vykonaná séria uniaxiálnych ťahových skúšok, ktoré boli vykonané pri izbovej teplote a rýchlosti pretvorenia $0,001 \text{ s}^{-1}$. Numerická simulácia bola prevedená v MKP softvéri Abaqus. Materiálové správanie bolo opísané pomocou Ogdenovho izotropného hyperelastického konštitutívneho modelu. Materiálové parametre boli získané pomocou fitovania experimentálnych dát na Ogdenov model. Výsledky poukazovali na silnú zhodu medzi Ogdenovým modelom a experimentálnymi údajmi. Priebeh krivky získaný z ťahovej skúšky vykazoval nelineárny (C-typ) charakter, ktorý bol úspešne predikovaný numerickou metódou konečných prvkov, pričom boli zohľadnené geometrické aj materiálové nelinearity silikónovej gummy. Táto práca teda slúži ako základ pre numerické overovanie experimentálnych dát získaných z jednoosových ťahových skúšok podobných izotropných hyperelastických materiálov.

Hyperelastickým materiálovým modelovaním sa taktiež zaoberá štúdia autora Narendra Gokhale (2023) [8]. Cieľom bolo vyhodnotiť sily pôsobiace v kontaktnom priestore medzi silikónovými extrúziami a sklom, pri znížení príľnavosti. Štúdia skúma mechanické správanie silikónového kaučuku prostredníctvom hyperelasticity, pričom využíva konkrétne materiálové modely (napr. Neo-Hooke, Mooney-Rivlin) na presnú charakterizáciu. Experimentálne údaje získané z deviatich mechanických testov na vzorkách silikónovej gummy boli porovnané využitím 5-parametrového Mooney-Rivlin modelu v ANSYS Workbench. Porovnanie ukázalo veľmi silnú koreláciu medzi experimentálnymi a numerickými dátami čo indikovalo, že vybraný hyperelastický model presne reprezentoval mechanickú odozvu materiálu pri rôznych zaťažovacích podmienkach. Kalibrácia Mooney-Rivlinovho, 5-parametrového modelu umožňuje získanie kľúčových materiálových vlastností, vrátane počiatočného šmykového modulu (c_{10}), správania pri mäknutí alebo tuhnutí (c_{01}) a objemovej odozvy (c_{11}). Táto práca teda ďalej dopĺňa informácie o numerickej validácii experimentálnych dát získaných u jednoosových ťahových skúšok.

4.2 Rešerš prácami zameranými na biaxiálne ťahové skúšky

Biaxiálne ťahové skúšky sa čoraz častejšie využívajú ako vhodná metóda na hodnotenie mechanického správania tenkostenných materiálov [9]. Tento prístup získava na význame predovšetkým vďaka pokroku v technológiách digitálnej korelácie obrazu (DIC), ktoré umožňujú presne sledovať deformácie na povrchu vzoriek.

Oproti klasickým jednoosovým skúškam však biaxiálne testovanie prináša výzvu v tom, že neumožňuje priame meranie napätí, ale len záznam lokálnych deformácií, čo si vyžaduje špecifický prístup k vyhodnocovaniu experimentálnych dát.

Autori Putra et al. (2020) [10] sa vo svojom výskume venujú biaxiálnemu ťahovému testovaniu silikónového elastoméru vyrobeného aditívnou technológiou, špecificky pre aplikácie v oblasti nositeľných medicínskych zariadení. Silikónové elastoméry sú vďaka svojej pružnosti, biokompatibilite a hydrofóbnosti ideálnym materiálom pre mäkké, rozťahnutelné komponenty. V práci sa skúmalo rôzne experimentálne usporiadanie a metódy merania mechanických vlastností pevných a poréznych silikónových fólií vyrobených 3D tlačou pri rovnomernom biaxiálnom ťahu (s pomerom pretiahnutia až 2). Na charakterizáciu boli aplikované štyri hyperelastické materiálové modely: Neo-Hooke, Mooney-Rivlin, Ogden a Yeoh, ktoré boli vyhodnotené pomocou metódy konečných prvkov (MKP), aby sa porovnala ich predikčná schopnosť vzhľadom na experimentálne dáta. Najlepšiu presnosť s experimentálnou, napät'ovo-deformačnou krivkou spomedzi štyroch materiálových modelov vykazoval model Yeoh s parametrami $c_{10} = 80,7$ kPa, $c_{20} = -2,11$ kPa a $c_{30} = 0,22$ kPa. Druhú najlepšiu predikčnú schopnosť spolu s najmenšími chybami v sile a pretvorení pri MKP vykazoval Mooney-Rivlinov materiálový model. Výsledky taktiež ukazujú, že orientácia vrstiev ani hrúbka vzoriek nemajú významný vplyv na napät'ovo-deformačné správanie tuhých vzoriek. Záverom štúdie je, že technológia aditívnej výroby umožňuje nielen vytváranie zložitých poréznych štruktúr, ale aj efektívne prispôsobenie mechanických vlastností pre konkrétne aplikácie v nositeľnej elektronike.

Cieľom štúdie autora Marla et al. (2024) [11] bolo zistiť súvislosť medzi časovou zmenou mechanických vlastností silikónových elastomérov získaných zo štandardných skúšok počas dlhšieho časového obdobia a parametrami Mooney-Rivlinovho modelu. V rámci experimentu boli počas približne 200 dní sledované rôzne materiálové charakteristiky, ako tvrdosť, elastická návratnosť, plastická deformácia a ťahové vlastnosti u dvoch kvapalných silikónových elastomérov a jedného elastoméru vulkanizovaného pri izbovej teplote. Výsledky ukázali, že v závislosti od typu silikónového elastoméru sa počas obdobia skladovania objavovali rôzne trendy. Vo všeobecnosti bolo možné pozorovať nárast tvrdosti, elastickej návratnosti, napätia a pokles plastickej deformácie. Ďalej bolo okrem štandardných jednoosových ťahových skúšok skúmané aj multiaxiálne správanie materiálu, ktoré potvrdilo podobné zvýšenie napätie pri pretvorení 100%. Simulácie metódou konečných prvkov preukázali zhodu medzi výsledkami experimentov a výpočtovým modelom, na základe čoho boli overené parametre Mooney-Rivlinovho modelu. Tieto výsledky zároveň potvrdili schopnosť modelu presne popísať materiálové vlastnosti aj zohľadniť vplyv starnutia pri multiaxiálnom namáhaní.

V práci Avanziniho a Battiniho (2016) [12] je prezentovaná komplexná experimentálno-numerická analýza rôznych prístupov k planárnemu biaxiálnemu testovaniu hyperelastických materiálov. Autori poukazujú na skutočnosť, že napriek širokému uplatneniu biaxiálneho testovania pri určovaní mechanických vlastností mäkkých materiálov, neexistuje jednotná metodika týkajúca sa geometrie skúšobných telies ani spôsobu ich upnutia. Zámerom práce bolo teda porovnať výsledky biaxiálnych skúšok vykonaných na tom istom mäkkom

hyperelastickom materiáli, ale s využitím rôznych metód uchytenia a tvarov vzoriek. V rámci štúdie bolo testovaných päť rôznych konfigurácií vzoriek (štvorcové a krížové tvary) pomocou vlastnoručne vyrobeného biaxiálneho skúšobného zariadenia, pričom deformácie boli sledované pomocou techniky DIC. Pre každú konfiguráciu boli následne zistené parametre hyperelastického materiálového modelu inverznou metódou MKP, ktorá kombinuje konečno-prvkovú metódu (MKP) a optimalizačné algoritmy. Výsledky ukázali, že tvar vzorky a spôsob jej upnutia výrazne ovplyvňujú rozloženie napätí a mieru biaxiálnej deformácie v stredovej oblasti. Účinnosť jednotlivých biaxiálnych konfigurácií bola vyhodnotená porovnaním redukčného faktora napätia, indexu biaxiálnej uniformity a rozsahu deformácie. Táto štúdia potvrdzuje, že správna interpretácia experimentálnych dát spolu s numerickou simuláciou zohráva dôležitú úlohu pri určení správania hyperelastických materiálov.

V štúdií Seiberta a et al. (2019) [13] je predstavený návrh zariadenia na biaxiálnu ťahovú skúšku, určeného na charakterizáciu materiálových vlastností elastomérov. Hlavným cieľom práce bolo zabezpečiť presné charakterizovanie hyperelastických materiálov prostredníctvom riadených multiaxiálnych deformácií, ktoré sa bežne vyskytujú v technických aplikáciách ako tesniace prvky či tlmiace komponenty. V kombinácii s výsledkami práce autorov Johlitz a Diebels (2011) [14] bolo možno rozoznať potrebu rozšírenia experimentálneho portfólia o biaxiálnu ťahovú skúšku. V tejto súvislosti bol uvedený aj postup novej metódy analýzy týchto skúšok. Hlavný dôraz bol však kladený na optimalizáciu geometrie vzorky, pričom na získanie výsledkov bol použitý takmer hyperelastický, nestlačiteľný silikón. Pre zistenie konštitutívnych parametrov sa výstupy z konečno-prvkovej simulácie (MKP) porovnali s experimentálne získanými deformáciami. S cieľom zväčšiť oblasť rovnomernej biaxiálnej deformácie v strede vzorky bola zavedená vylepšená geometria vzorky, pričom kvalitatívne kritérium bolo definované pomocou optického merania deformácie.

Autori Simón-Allué et al. (2014) [15] vo svojej štúdií analyzujú vplyv okrajových podmienok a spôsob sledovania deformácie na predikciu konštitutívnych parametrov elastických membrán s medicínskeho silikónového elastoméru pomocou biaxiálnych skúšok. Skúmaný bol vplyv geometrie vzorky, rôznych metód uchytenia a techník sledovania deformácií. Počas experimentu boli vykonané biaxiálne ťahové skúšky na membránach z lekárskeho silikónového kaučuku s hrúbkou 1,72 [mm] a priemernou hustotou 1,26 [kg/mm³] s využitím dvoch rôznych geometrií - krížovej a štvorcovej - v rôznych veľkostiach, dvoch metód uchytenia – pevné uchytenie pomocou svoriek a uchytenie pomocou tzv. stehov - a dvoch spôsobov sledovania deformácie – meranie posunu medzi svorkami (resp. stehmi) a meranie obrazu pomocou digitálnej korelácie obrazu (DIC). Získané mapy pretvorenia boli porovnané s výsledkami z geometricky zhodujúceho sa modelu vytvoreného pomocou metódy konečných prvkov. Z práce vyplývajú dve dôležité zistenia. Po prvé, ako hovorí St. Venantov princíp, pri stredne veľkých alebo väčších vzorkách nemá spôsob uchytenia vplyv na určenie materiálových parametrov ani na rozloženie deformácií v strede vzorky. Vzhľadom na obmedzené rozmery mäkkých biologických tkanív je však v praxi častejšie používaná technika šitia. Po druhé, biaxiálne pole pretvorenia získané pomocou povrchových značiek alebo DIC metodiky je vhodné pre vzorky uchytené svorkami a nevyhnutné v prípade použitia stehov.

5 Konštitutívne modelovanie

Hlavnou podstatou konštitutívneho modelovania je grafický, poprípade matematický popis konštitutívnych závislostí [16]. Tieto vzťahy odrážajú vlastnosti materiálu, ktoré boli vytvorené prírodou. Matematický popis týchto vzťahov, či už lineárny alebo nelineárny, musí byť zjednodušený a preto sa označujú ako konštitutívne modely. V mechanike telies predstavujú príčinné vzťahy medzi tenzormi napätia a deformácie, prípadne ďalšími veličinami, ktoré sú s nimi matematicky prepojené, vrátane závislostí na čase.

5.1 Tenzory pretvorenia pre veľké deformácie

Silikón podlieha veľkým elastickým deformáciám, preto je nevyhnutné definovať vzťahy pre tenzory deformácie a napätia, ktoré dokážu toto správanie popísať. Všetky nasledujúce vzťahy, budú prebraté z [16] a [17]. Súradnice X, Y, Z označujú súradnice v nedeformovanom stave a súradnice x, y, z v stave deformovanom.

Green-Lagrangeov tenzor pretvorenia

Pomerná deformácia je vzťahnutá k pôvodným (nedeformovaným) rozmerom, pričom sa zohľadňuje aj rotácia elementu. Potom je dĺžkové pretvorenie definované vzťahom:

$$E_{ij}^L = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \right] \quad (5.1)$$

Tenzor deformačného gradientu

Zložky tenzoru deformačného gradientu \mathbf{F} sú pomerné pretiahnutia $\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$. Tieto diagonálne súradnice vieme obecné zapísať v tvare $\lambda_{ii} = \frac{\partial x_i}{\partial X_i}$, a tenzorový zápis v maticovom tvare je:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

Cauchy-Greenov tenzor deformácie

Táto definícia nepracuje s pretvoreniami, ale pracuje s pomernými pretiahnutiami, podobne ako tenzor deformačného gradientu \mathbf{F} , z ktorého je odvodená pomocou príslušných vzťahov:

- Pravý Cauchy-Greenov tenzor deformácie: $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}$
- Ľavý Cauchy-Greenov tenzor deformácie: $\mathbf{B} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T$

Hlavné súradnice obidvoch týchto tenzorov predstavujú druhé mocniny pomerných pretiahnutí v hlavných smeroch:

$$B = C = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

5.2 Tenzory napätia pre veľké deformácie

Pre správne a jednoznačné určenie energie napätosti je nutné pracovať s tenzormi napätia a deformácie, ktoré sú navzájom energeticky konjugované. Sú to vzájomne priradené dvojice tenzorov napätia a deformácie, ktorých vzájomnú kombináciu možno dostať (i v prípade veľkých pretvorení a veľkých posuvov) energiou napätosti.

Tenzor napätia Piola-Kirchhoffa 1. druhu – zmluvné napätie

Definovaný ako skutočná elementárna sila vzťahnutá na pôvodnú (nedeformovanú) plochu elementu podľa vzťahu (platí pre hlavné napätia):

$$\tau_i = \frac{dF_i}{dX_j \cdot dX_k} \quad (5.4)$$

Tenzor napätia Cauchy

Cauchy tenzor napätia, často označovaný ako skutočné napätie, je definovaný ako skutočná elementárna sila vzťahnutá na skutočnú (deformovanú) plochu elementu podľa vzťahu:

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dx_j \cdot dx_k} \quad (5.5)$$

Tenzor napätia Piola-Kirchhoffa 2. druhu

Označovaný tiež ako Kirchhoffov tenzor napätia, je definovaný ako elementárna sila dF_0 vzťahnutá na pôvodnú (tj. nedeformovanú) plochu elementu. Tento tenzor nemá jasný fyzikálny význam, ale používa sa kvôli svojej symetrii (a hlavne kvôli svojej energetickej konjugovanosti s Green-Lagrangeovým tenzorom pretvorenia) aj pri veľkých pretvoreniach.

$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j \cdot dX_k} \quad (5.6)$$

5.3 Hyperelasticita

Hyperelastickými nazývame materiály, ktoré vykazujú konečné vratné pretvorenia. Definícia takeého materiálu znie podľa [16] takto: „Materiál nazývame hyperelastickým, pokiaľ existuje elastická potencionálna funkcia W (merná deformačná energia), ktorá je skalárnou funkciou niektorého z tenzorov pretvorenia, resp. deformácie a ktorej parciálna derivácia niektorej zložky pretvorenia potom určuje odpovedajúcu zložku napätia. Toto vieme vyjadriť vzťahom:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (5.7)$$

kde S_{ij} sú zložky 2. Piola-Kirchhoffovho tenzoru napätia, W je funkcia mernej energie napätosti na jednotku nedeformovaného objemu, E_{ij} sú zložky Green-Lagrangeovho tenzoru pretvorenia a C_{ij} sú zložky pravého Cauchy-Greenovho deformačného tenzoru.“

5.4 Súhrn konštitutívnych modelov pre hyperelastické materiály

Neo-Hooke

Model, pri ktorom je merná energia napätosti zavedená v nasledujúcom tvare:

$$W = \frac{G}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (5.8)$$

kde G je počiatočný modul pružnosti v šmyku, \bar{I}_1 je modifikovaný prvý invariant pravého Cauchy-Greenovho tenzoru deformácie, d je parameter stlačiteľnosti, daný vzťahom $d = 2/K$, kde K je objemový modul pružnosti a J je tretí invariant tenzoru deformačného gradientu. Tento model je použiteľný približne do 30% pretvorenia, kde nelinearita nie je príliš významná.

Mooney-Rivlin

Tento model zavádza mernú energiu napätosti v tvare:

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{01}(\bar{I}_2 - 3) + c_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + c_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (5.9)$$

kde c_{10} , c_{01} , c_{20} , c_{11} , c_{02} sú materiálové charakteristiky, \bar{I}_1 je modifikovaný prvý invariant pravého Cauchy-Greenovho tenzoru deformácie, \bar{I}_2 je modifikovaný druhý invariant pravého Cauchy-Greenovho tenzoru deformácie, d je parameter stlačiteľnosti materiálu daný vzťahom $d = 2/K$, kde K je objemový modul pružnosti a J je tretí invariant tenzoru deformačného gradientu. Uvedený model je využiteľný do cca 100% pretvorenia, pokiaľ krivka závislosti pretvorenie-napätie nevykazuje inflexiu.

Yeoh

Daný konštitutívny model vychádza už z uvedeného Mooney-Rivlinovho modelu:

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + c_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 \quad (5.10)$$

kde označenie veličín odpovedá predchádzajúcim prípadom. Yeoh dokázal, že celková energia napätosti je viac ovplyvnená prírastkom $\frac{\partial W}{\partial \bar{I}_1}$ ako $\frac{\partial W}{\partial \bar{I}_2}$. Model teda závisí primárne na \bar{I}_1 , čo ho robí vhodným pre materiály, kde je deformácia prevažne rovnomerná.

Ogden

Model, ktorý funguje spoľahlivo aj pre veľké deformácie, a jeho merná energia napätosti je daná vzťahom :

$$W = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_p} - 3) + \sum_{p=1}^N \frac{1}{d_p} (J - 1)^{2p} \quad (5.11)$$

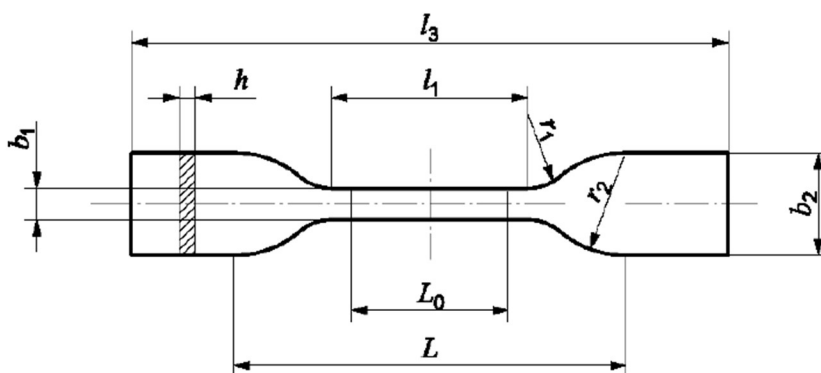
kde μ_p [Pa], α_p [-] a d_p [Pa⁻¹] sú materiálové parametre, pričom exponent α_p nemusí byť nutne kladný, $\bar{\lambda}_i$ ($i = 1, 2, 3$) sú modifikované hlavné pomerné pretiahnutia (zložky ľavého Cauchy-Greenovho tenzoru deformácie) a J je tretí invariant tenzoru deformačného gradientu. Pre $N = 1$ a $\alpha_p = 2$ dostaneme model Neo-Hooke.

6 Experimentálne testovanie

V nasledujúcej kapitole bude opísaná jednoosová ťahová skúška, postup vyhodnocovania a spracovania údajov, z ktorých boli získané informácie o mechanických vlastnostiach silikónového materiálu.

6.1 Charakteristika vzoriek

Jednoosový ťahový test je realizovaný pomocou skúšobnej vzorky z aditívneho silikónu Zhermack Elite HD+ Putty Soft Fast. Pre takýto typ materiálu avšak neexistuje vyhradená norma, ktorá by sa týkala jednoosovej ťahovej skúšky. Bežne sa však využívajú normy, ktoré sa aplikujú na elastoméry všeobecne (teda aj na silikóny). Jedná sa o normy ISO 37, ASTM D412, ISO 527-1 a ISO 527-2, ktorá bola použitá v našom prípade (obrázok 6.1) [18].



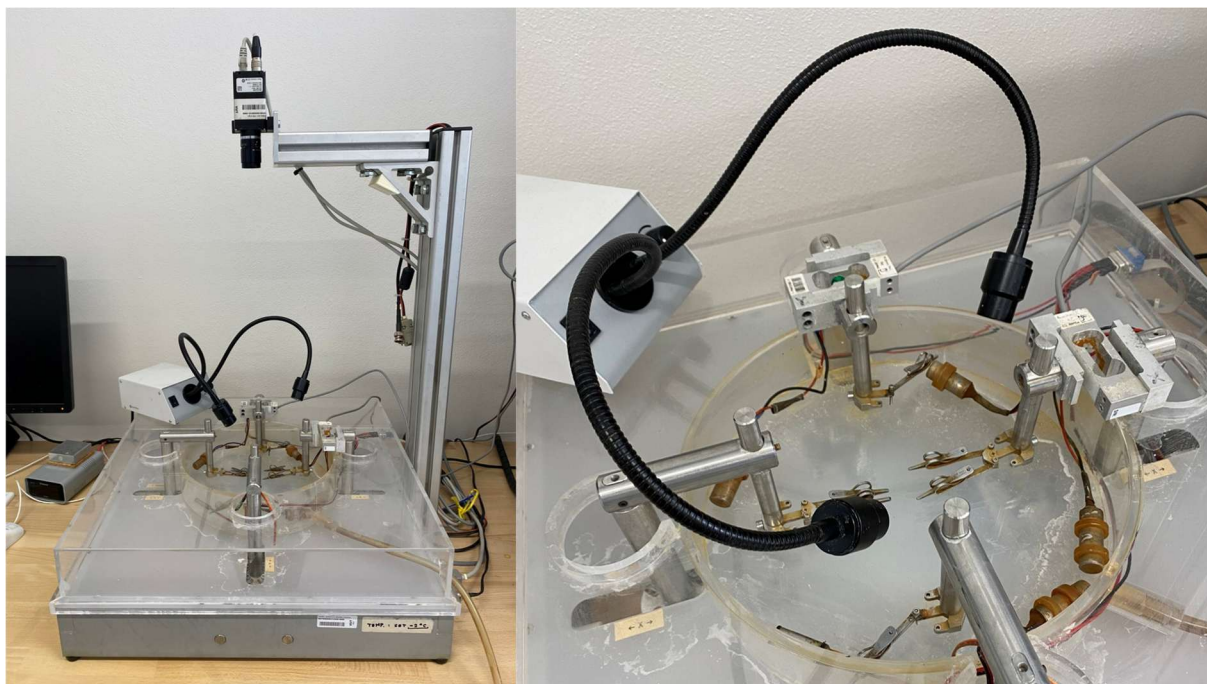
Obrázok 6.1: Geometria jednoosovej vzorky [18].

6.2 Testovacia metóda

6.2.1 Opis testovacieho zariadenia

Mechanické skúšky boli realizované pomocou špeciálne navrhnutého testovacieho zariadenia, ktoré bolo v spolupráci s firmou Camea s.r.o., CZ vyvinuté špeciálne na mieru pre testovanie mäkkých tkanív či gumových materiálov. Zariadenie sa skladá z dvoch symetrických lineárnych krokových motorov, ktorými je realizovaný mechanický posuv svoriek. Nad motormi je umiestená plastová nádrž na fyziologický roztok s topnými telesami. Oblasť nádrže, kde je vo svorkách umiestnená vzorka, je snímaná CCD kamerou s rozlíšením 0,02 mm/pixel. Testovací stroj je vybavený dvoma tenzometrickými hlavami s maximálnym zaťažením 20 N, na ktorých sú umiestnené tenzometry, ktoré zaznamenávajú silu v priebehu experimentu. Pre lepšiu kvalitu obrazu sú použité dve nastaviteľne svetla. Testovacie zariadenie je zobrazené na obrázku 6.2.

Vzorka je upevnená pomocou dvoch pružinových svoriek, pričom pred samotnou skúškou je nastavené počiatočné predpätie s hodnotou 0,02 N, zabezpečujúce jej napnutie a elimináciu vôle. Samotná skúška je potom riadená deformačne, s posuvom o rýchlosti $0,333 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$, a je prevedená až do porušenia materiálu.

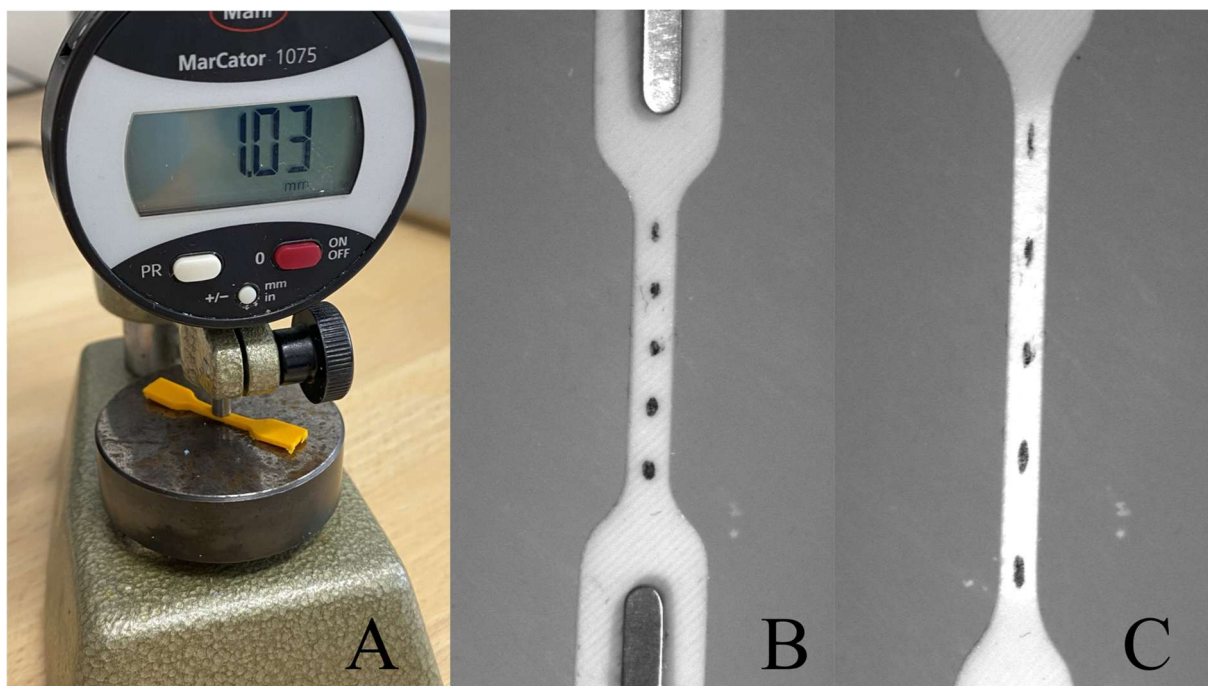


Obrázok 6.2: Testovacie zariadenie pre jednoosovú ťahovú skúšku.

6.2.2 Príprava vzoriek

Na prípravu vzoriek sú použité 3D tlačou vytvorené formy. Jednotlivé vzorky sú vytvorené jeden deň pred samotným experimentom. Prvým krokom v príprave vzoriek, je vytvorenie homogénnej hmoty z dvoch pást, bázy a katalyzátoru, aditívneho silikónu. Nasleduje ručné zmiešavanie v presne definovanom pomere 1:1, a vtlačenie materiálu do 3D formy. Pred vyplnením formy je potrebné dbať na správnu konzistenciu a tvrdosť hmoty. Zaliata forma sa ponecháva na vytvrdenie, ktoré prebieha pri izbovej teplote. Po predom určenom čase je vzorka opatrne vybraná z formy, pričom sa jej hrany orežú skalpelom a upraví ostatné nedostatky za cieľom presnej geometrie. Vzorka sa ešte nakoniec nechá 24 hodín vytvrdnúť.

Následne sa realizuje meranie hrúbky vzorky. Hrúbka je určovaná na piatich rôznych miestach krčku vzorky pomocou špeciálne upraveného číselníkového úchylkomeru (obrázok 6.3 - A), ktorý je vybavený zväčšenou kontaktnou plochou pre zabezpečenie vyššej presnosti. Ako výsledná hodnota hrúbky sa berie priemerná hodnota z týchto piatich meraní. Napokon je do stredu vzorky vytvorených 5 markerov pre sledovanie a vyhodnocovanie deformácie pomocou digitálnej korelácie obrazu (DIC). Vzorky upravené týmto spôsobom sú potom uchytané do testovacieho zariadenia a pripravené na mechanické skúšky (obrázok 6.3 - B). Celkovo bolo takto pripravených a testovaných 5 vzoriek (obrázok 6.3 - C).



Obrázok 6.3: A: číselníkový úchylkomer; B: pripravená vzorka na mechanickú skúšku; C: vzorka počas experimentu.

6.2.3 Vyhodnotenie experimentálnych dát

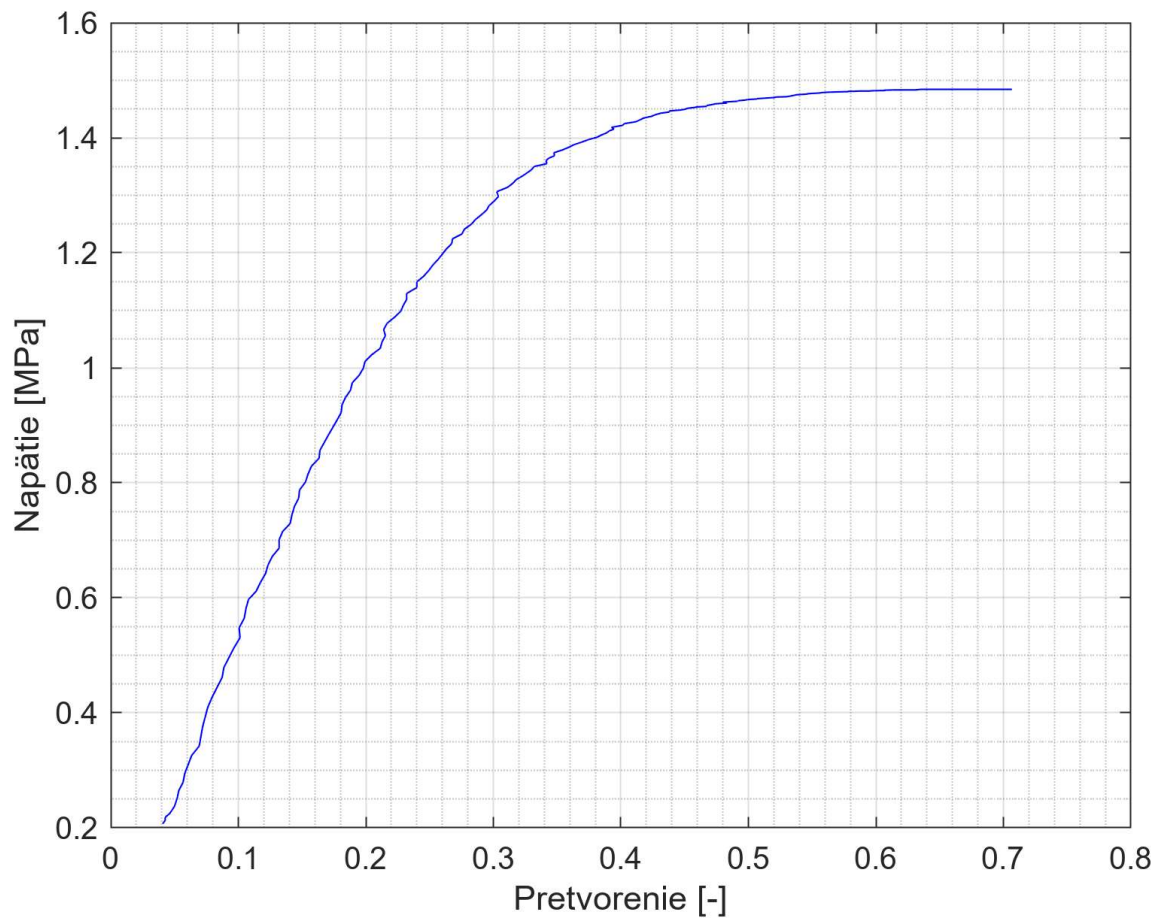
Experimentálne dáta sú spracované pomocou softvéru Tibixus [19]. Ten je určený pre výpočet pretvorenia zo záznamu obrazu kamerou CCD. Primárne je vyvinutý na vyhodnocovanie deformácii pri biaxiálnych skúškach mäkkých tkanív a elastomérov, ale dá sa použiť aj pri spracovaní dát jednoosovej ťahovej skúšky. Prvý snímok sa vždy uvažuje ako referenčný, z ktorého je určená počiatočná šírka vzorky a jej dĺžka medzi klieštikmi.

Program počíta zložky tenzoru deformácie porovnaním polohy dvoch čiernych markerov v nedeformovanom a deformovanom stave vzorky. Zároveň umožňuje výpočet prvého Piola-Kirchhoffovho (zmluvného) napätia na základe zaznamenatej sily počas skúšky. Zmluvné napätie sa počíta podľa vzťahu:

$$\sigma = \frac{F_{exp}}{bt} \quad (6.1)$$

kde F je skutočná sila, b je šírka vzorky v nedeformovanom stave a t je priemerná hodnota hrúbky získaná z piatich meraní v nedeformovanom stave. Výsledkom merania je teda krivka závislosti zmluvného napätia a pretvorenia, ktoré sa získalo z hodnôt pretiahnutia určeného programom (obrázok 6.4).

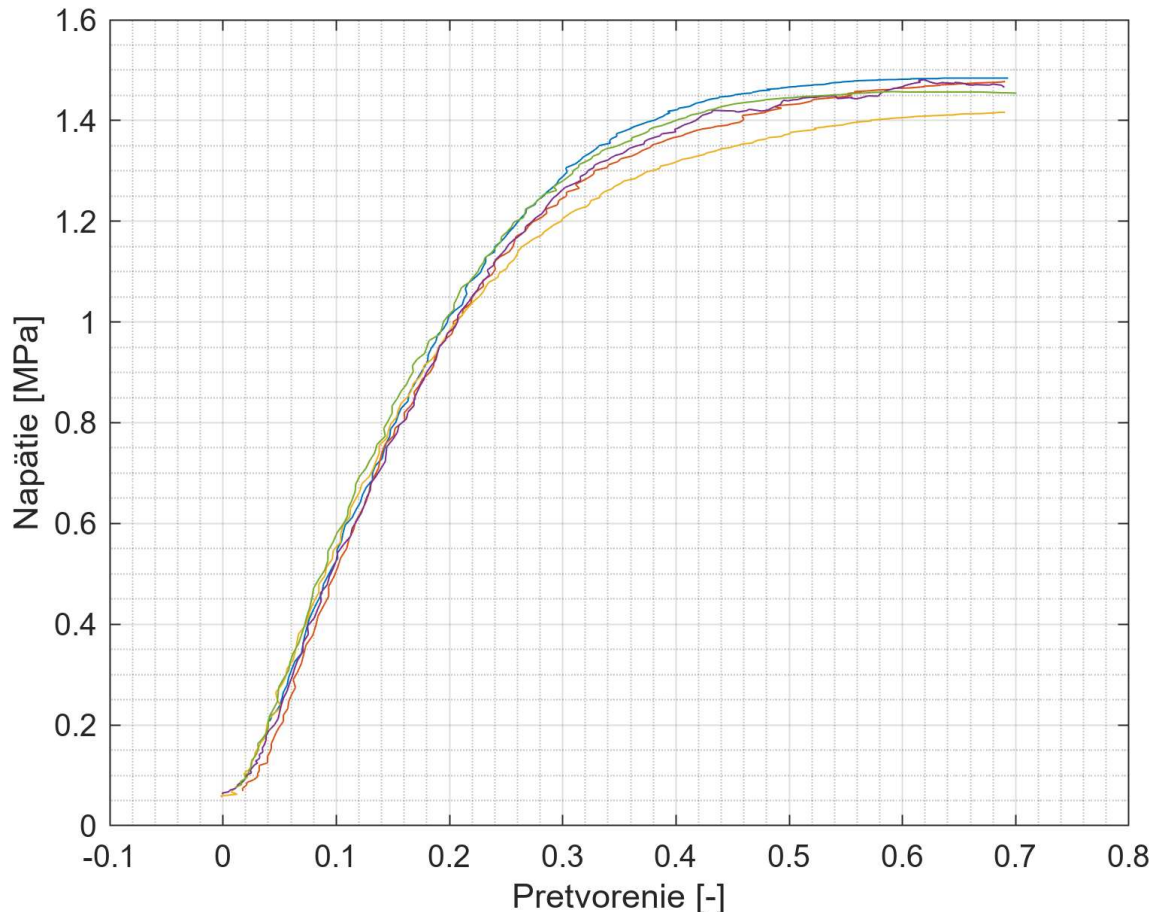
VYHODNOTENIE EXPERIMENTÁLNYCH DÁT



Obrázok 6.4: Krivka závislosti zmluvného napätia na pretvorení.

6.3 Spracovanie experimentálnych dát

Na spracovanie experimentálnych dát bol použitý program MATLAB [20]. V softvéri bol vytvorený kód, ktorý vykresľuje experimentálne krivky zo všetkých piatich meraní (obrázok 6.5). Z grafu je v nízkych hodnotách pretvorenia možné pozorovať takmer lineárnu mechanickú odozvu silikónu. Pri vyšších hodnotách pretvorenia už však dochádza k nelineárnemu správaniu, kedy aj s pomerne malou zmenou zaťaženia nastáva veľká deformácia. Ďalej je vidieť, že žiadna experimentálna krivka nezačína v počiatku súradnicového systému, čo je spôsobené počiatočným predpäťím vzorky silou 0,02 N.



Obrázok 6.5: Experimentálne získané jednoosové ťahové krivky aditívneho silikónového materiálu.

Účelom spracovania dát získaných z experimentálnych meraní je identifikácia vhodného konštitutívneho modelu, ktorý je možné ďalej využiť pri výpočtovom modelovaní materiálového správania. Nutným predpokladom pre tento postup je získanie reprezentatívnej, napätovo-deformačnej, krivky (obrázok 6.6). Pri jej tvorbe založenej na priemerovaní z viacerých vzoriek sa často využíva spriemerovanie hodnôt podľa určitého parametru. V literatúre [21] sa uvádzajú tri spôsoby spriemerovania.

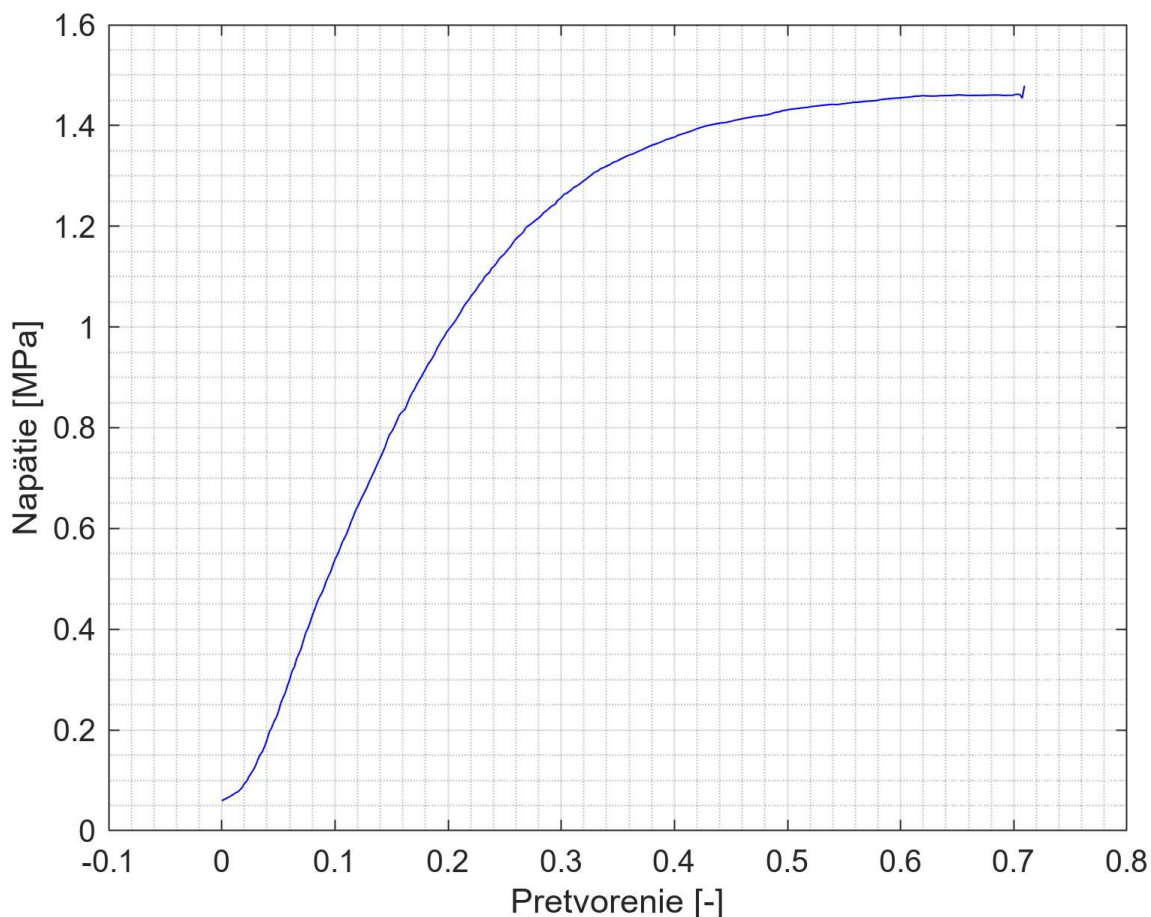
6.3.1 Metódy priemerovania deformačno-napät'ových kriviek

Prvým spôsobom je priemerovanie na základe napätia [21]. Tu sa priemerujú všetky hodnoty kriviek, ktoré prislúchajú určitej hodnote napätia. Ukazuje sa však, že tento prístup nie je

vhodný v prípade vysokých hodnôt napätia, pretože nie všetky krivky dosahujú rovnaké maximálne napätie. Ak by sa napríklad priemerovanie realizovalo pri napätí 1,47 MPa, výsledok by vychádzal len z jednej alebo z dvoch kriviek, čo by spôsobilo skreslenie reprezentatívnej odozvy.

Ďalšou metódou je priemerovanie na základe konštant. Pri tomto prístupe je každá experimentálna krivka popísaná vhodným konštitutívnym modelom, čím sú pre každú vzorku určené materiálové parametre daného modelu. Následne sú tieto parametre spriemerované a z takto získaného priemerného súboru konštant je vytvorená reprezentatívna krivka. Táto metóda sa podľa [21] javí ako najmenej vhodná. Nie je to spôsobené len vysokou citlivosťou na nejednoznačne určené konštitutívne parametre, ale aj tým, že práve pri tomto prístupe sa vyskytujú najväčšie rozdiely medzi priemerným a mediánovým vyjadrením výsledkov.

Poslednou metódou, ktorá sa využíva na získavanie reprezentatívnej krivky je priemerovanie podľa pretvorenia. Táto metóda je analógiou prvej metódy, kedy sa priemerujú všetky hodnoty kriviek, ktoré prislúchajú určitej hodnote pretvorenia. Ako finálna bola volená táto metóda, pretože aj vo vyšších hodnotách pretvorenia umožňuje spriemerovanie na základe viacerých kriviek.



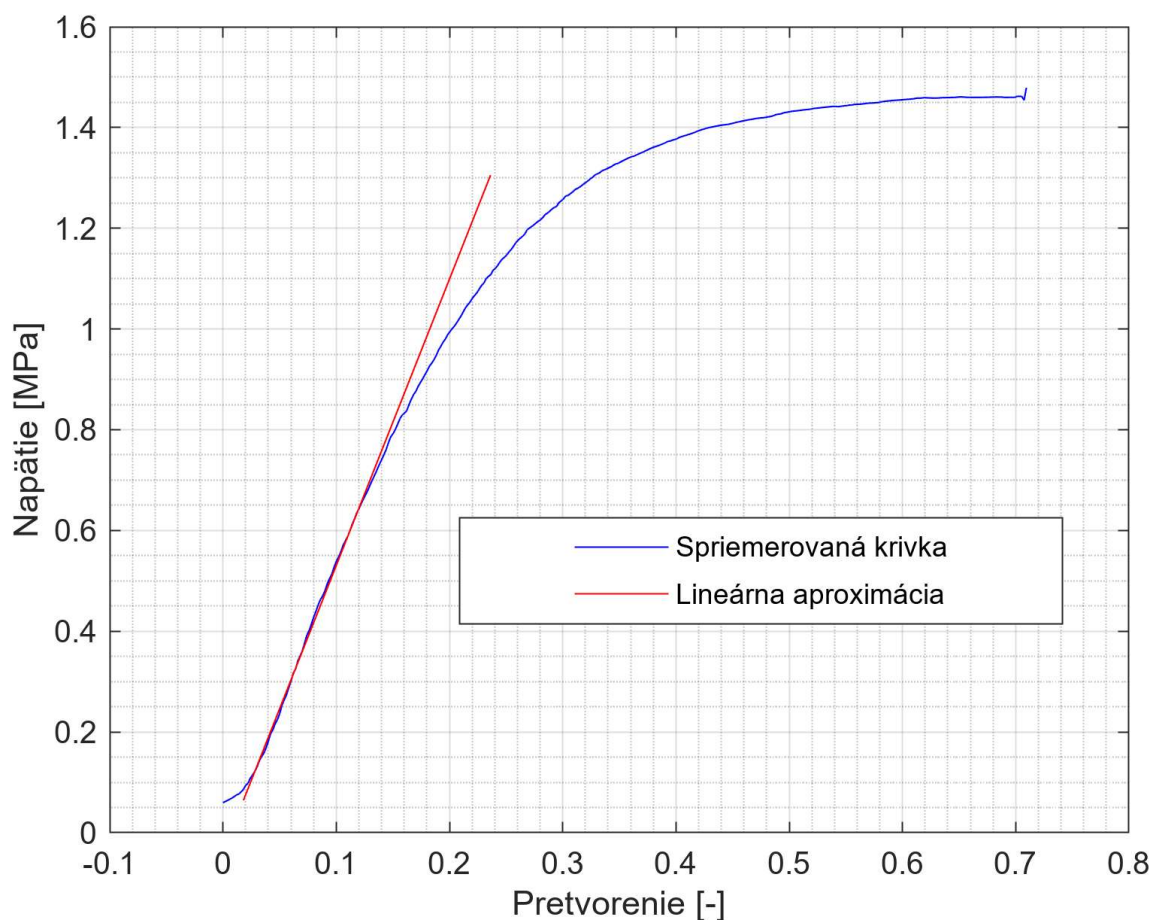
Obrázok 6.6: Spriemerovaná, deformačno-napät'ová krivka.

6.3.2 Vyhodnotenie modulu pružnosti

Keďže jednou z častí tejto bakalárskej práce je aj výpočtové modelovanie za predpokladu lineárne-elastického materiálového správania, je nutné vyhodnotiť základné materiálové parametre, akými sú Youngov modul pružnosti E a Poissonov pomer. Modul pružnosti bol stanovený z finálnej reprezentatívnej krivky, kedy sa jej počiatočná časť (oblasť lineárne-elastickej deformácie) preložila priamkou. Smernica (sklon) tejto priamky nám podľa Hookovho zákona udáva modul pružnosti. Vyhodnotenie modulu pružnosti je graficky znázornené na obrázku 6.7, požitý vzťah je definovaný nasledovne:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (6.2)$$

kde E je modul pružnosti, σ je zmluvné napätie a ε je pretvorenie.



Obrázok 6.7: Vyhodnotenie modulu pružnosti z finálnej spriemerovanej krivky.

Výsledná hodnota modulu pružnosti bola $E = 5,69$ MPa a vzhľadom na skutočnosť, že uvažujeme izotropný nestlačiteľný materiál volíme hodnotu Poissonovho pomeru blízku 0,5 teda $\mu = 0,49$.

7 Výpočtové modelovanie

Deformačná analýza silikónového materiálu je v tejto práci vykonaná pomocou výpočtového modelovania. Na riešenie bola využitá metóda konečných prvkov a softvér ANSYS [22].

7.1 Aproximácia experimentálnych dát

Aby bolo možné využiť spracované dáta z predchádzajúcej kapitoly na riešenie MKP simulácie, je nutné ich najskôr nafitovať dostatočne vhodným konštitutívnym modelom.

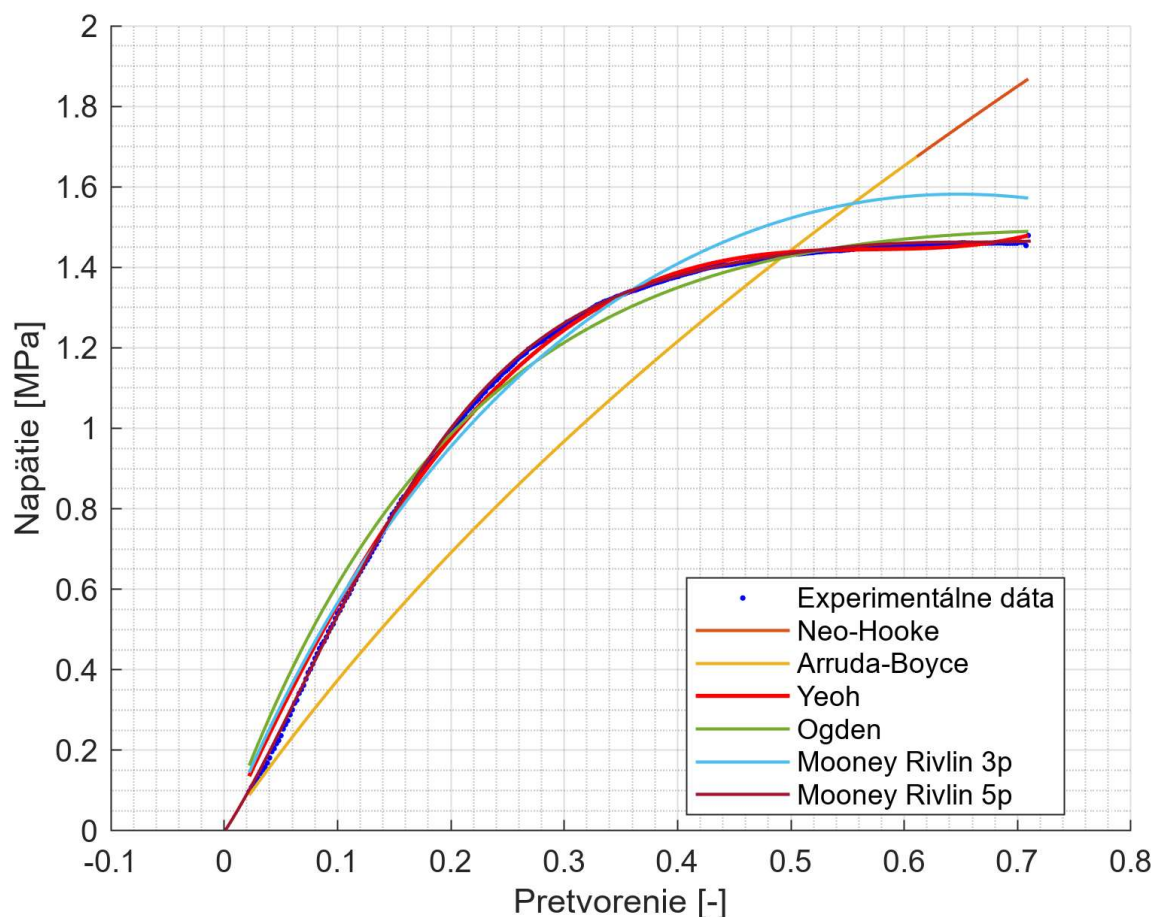
7.1.1 Predikčná schopnosť konštitutívnych modelov

Ak nie sú k dispozícii všetky potrebné mechanické skúšky pri rôznych stavoch napätia, model nemá dostatočné experimentálne overenie [16]. Vo väčšine prípadov sú modelové konštanty stanovené iba na základe jednoosovej ťahovej skúšky, pričom model následne musí predikovať správanie materiálu aj pri inom, viacosovom type napätia. Presnosť, s akou je model schopný takéto správanie predpovedať, sa označuje ako jeho predikčná schopnosť.

Pri hodnotení predikčnej schopnosti boli použité dáta zo všetkých piatich jednoosových ťahových skúšok, ktoré boli prevedené počas experimentu. Získane experimentálne dáta boli aproximované v prostredí Hyperfit [23], ktorý je dostupný na ÚMTMB. Použité boli všetky dostupné hyperelastické nestlačiteľné izotropné konštitutívne modely. Aproximácia experimentálnych dát a výsledné krivky sú zobrazené na obrázku 7.1.

Z obrázka 7.1 je zrejmé, že nie všetky konštitutívne modely presne zachytávajú priebeh ťahových skúšok. Najmä modely Neo-Hooke a Arruda-Boyce vykazujú výrazné odchýlky od experimentálnych dát, a preto nebudú v ďalšej analýze uvažované. V ďalšej analýze budú teda zohľadnené iba modely:

- Mooney-Rivlin troj-parametrický
- Mooney-Rivlin päť-parametrický
- Yeoh tretieho radu
- Ogdenov



Obrázok 7.1: Aproximácia experimentálnych dát rôznymi hyperelastickými konštitutívnymi modelmi.

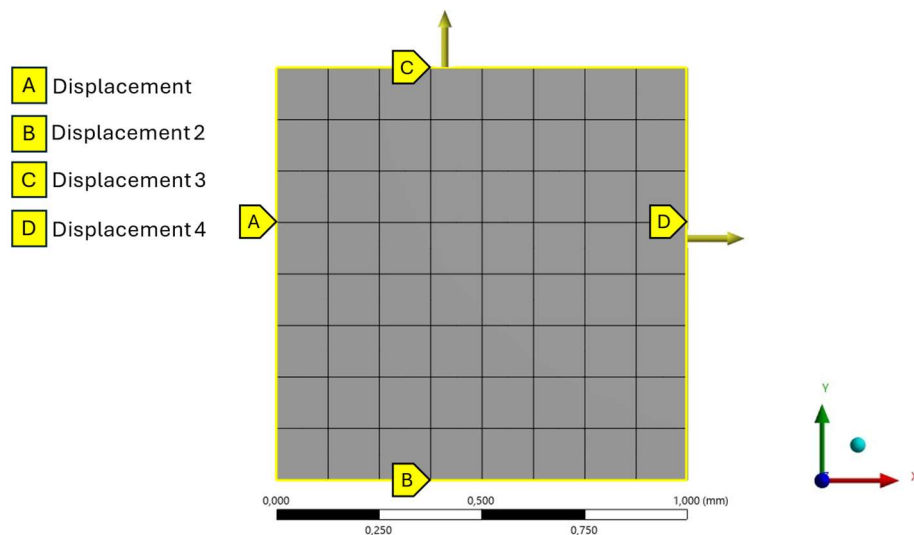
Hodnoty jednotlivých materiálových konštánt modelov sú uvedené v tabuľke 7.1 a sú vypočítané podľa rovníc 5.9 až 5.11.

Tabuľka 7.1: Hodnoty konštánt materiálových modelov.

Konštanty	Mooney-Rivlin 3-param.	Mooney-Rivlin 5-param.	Yeoh	Konštanty	Ogden
c10 [MPa]	0,214	6,691	1,049	μ [MPa]	10,457
c01 [MPa]	0,929	-6,043		α	0,113
c11 [MPa]	-0,171	13,086			
c20 [MPa]		-3,647	-0,410		
c02 [MPa]		-14,572			
c30 [MPa]			0,108308302		

Pre posúdenie predikčnej schopnosti bol využitý softvér ANSYS. Na tento účel bola vytvorená jednoduchá dvojrozmerná geometria s rozmermi 1x1 mm, na ktorej bola simulovaná biaxiálna ťahová skúška.

Okrajové podmienky boli nastavené takto: na jednej hrane štvorca bol v kolmom smere nastavený nulový posuv, zatiaľ čo na protiláhlej strane bol dopredu definovaný posuv u na určitú hodnotu (analogicky potom pre druhý smer). Simulácia teda bola riadená posuvmi o veľkosti $u = 0,05, 0,1$ a $0,15$ mm, čo predstavuje 5, 10 a 15% deformácie. Geometria modelu, jeho sieť a okrajové podmienky sú zobrazené na obrázku 7.2.



Obrázok 7.2: Geometria, sieť a okrajové podmienky pre biaxiálnu ťahovú skúšku.

Experimentálne hodnoty napätia pre uvedené úrovne pretvorenia boli následne prepočítané zo zmluvného na Cauchyho napätie, pričom bol predpokladaný nestlačiteľný charakter materiálu, a to pomocou príslušného vzťahu:

$$\sigma_i = \tau_i \cdot \lambda_i \quad (14)$$

A pretože platí predpoklad, že pri dvojsovej napätosti je hodnota napätia v porovnaní s jednoosovou napätosťou dvakrát väčšia, boli za očakávané hodnoty napätia zvolené dvojnásobky vyššie vypočítaných napätí. Predikčná schopnosť modelov bola posúdená porovnaním napätí zo simulácií s týmito očakávanými hodnotami. Výsledky simulácií sú uvedené v tabuľke 7.2.

Tabuľka 7.2: Hodnoty očakávaných a vypočítaných napätí pre biaxiálnu ťahovú skúšku.

Posuv u	Očakávané σ [kPa]	Mooney3 [kPa]	Mooney5 [kPa]	Yeoh [kPa]	Ogden [kPa]
0,05	471,46	686,94	188,15	574,36	518,69
0,1	1076,78	1366,3	2461,4	1020,1	1010,6
0,15	1583,22	2024,7	8681,3	1530,9	1478,3

Na základe vyhodnotených výsledkov je zrejmé, že troj-parametrický aj päť-parametrický Mooney-Rivlinov model sa ukázal ako nevyhovujúci. Napätia vypočítané pomocou týchto

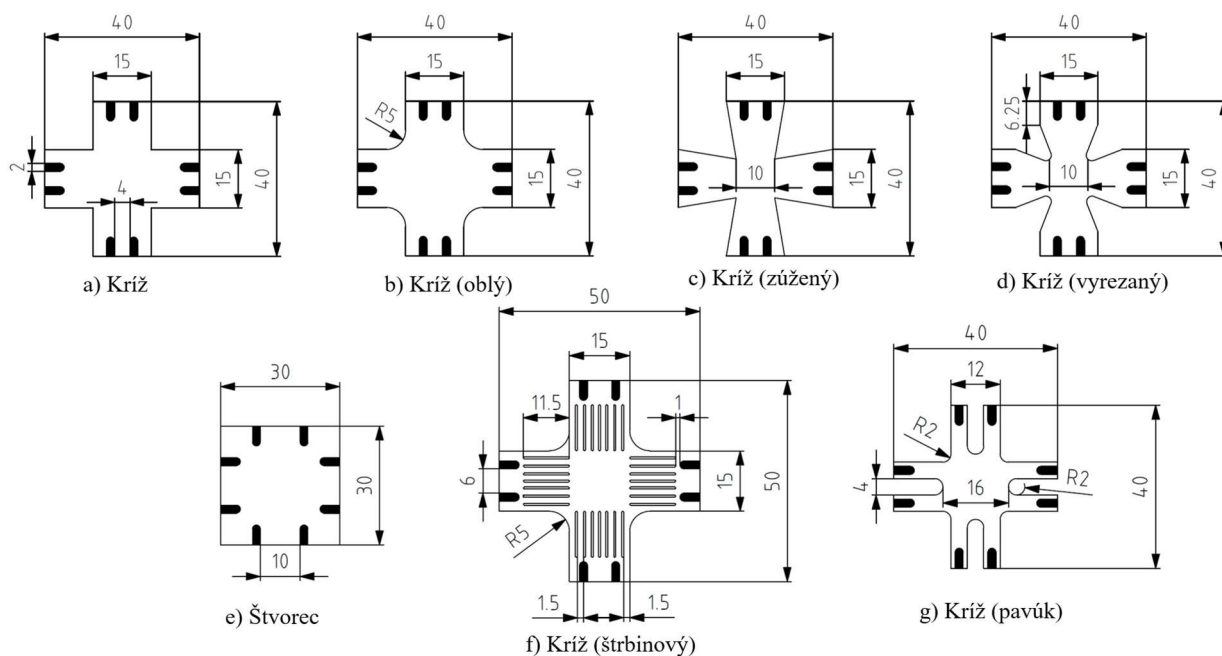
modelov sa totiž v značnej miere líšia od očakávaných hodnôt. Z tohto dôvodu boli tieto modely z ďalšej analýzy vylúčené a uvažované budú iba modely Yeoh a Ogden.

Z týchto dvoch modelov bol napokon zvolený model Yeoh, pretože sa od očakávaných hodnôt napätia líšil najmenej. Zároveň sa jeho presnosť potvrdila už v [10], kedy tento model vykazoval najlepšiu zhodu s experimentálnou krivkou.

7.2 Model geometrie

Pri rozbere dostupnej literatúry sa ukázalo, že nie všetky štúdie pracovali s väčším počtom vzoriek. Niektoré uvádzali len jeden alebo dva rôzne tvary [24][25], zatiaľ čo práce so širšou skupinou vzoriek často trpeli nedostatkami ako rozličnosť okrajových podmienok alebo celkových rozmerov.

S cieľom vytvoriť vhodný základ pre lepšie porovnanie bola navrhnutá séria rôznych tvarov geometrií vzoriek (obrázok 7.3). Časť vzoriek bola prevzatá priamo z iných štúdií [12], v ostatných prípadoch bol použitý len tvar a samotné rozmery boli prispôsobené podľa potreby. Pri návrhu sa dbalo na zachovanie jednotného maximálneho rozmeru vzoriek (v tomto parametre sa líšia len dve vzorky), ktorý bol stanovený na 40 mm. Zároveň bolo zabezpečené rovnaké uchytenie všetkých vzoriek – uchytenie bolo jednotné pre väčšinu testovaných variant. Týmto prístupom vznikol súbor vzoriek umožňujúci tzv. back-to-back porovnanie, ktoré eliminuje vplyv vonkajších vplyvov vďaka čomu je porovnanie objektívnejšie.



Obrázok 7.3: Geometria tvarov vzoriek pre biaxiálnu ťahovú skúšku.

7.3 Výpočtové modelovanie

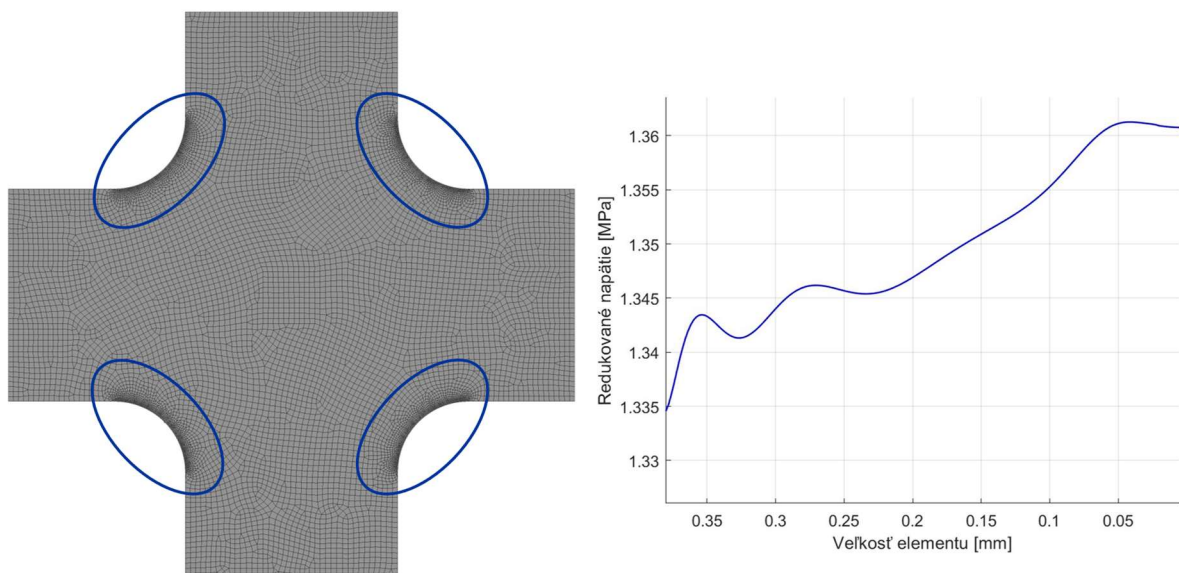
7.3.1 Model materiálu

V rámci simulácie boli definované dva rôzne varianty modelu materiálu. Prvý variant sa zameriava na použitie hyperelastického modelu materiálu, založeného na údajoch fitovaných v kapitole 7.1.1, s uvažovaním teórie veľkých deformácií.

V druhom prípade sa materiál uvažuje ako lineárne-elastický, pričom materiálové parametre boli prevzaté z výsledkov uvedených v kapitole 6.3.2. Tento prístup predstavuje určité zjednodušenie reality, keďže v skutočnosti sa silikón správa ako hyperelastický materiál. Avšak vzhľadom na to, že sa deformácie približne do 15 % javí ako lineárna, je toto zjednodušenie oprávnené a pre účely simulácie prijateľné.

7.3.2 Model konečno-prvkovej siete

Sieť konečnoprvkového modelu bola tvorená prvkami PLANE 182, teda štvoruzlové kvadratické prvky. Globálna veľkosť elementu bola zvolená 0,4 mm. Táto veľkosť bola aplikovaná pre všetky tvary vzoriek. V oblasti koncentrátorov napätia bola nastavená veľkosť prvkov 0,05 mm, kvôli zložitejšej geometrii. Na úkor toho bola vykonaná citlivostná analýza, ktorá potvrdila voľbu veľkosti prvku (Obrázok 7.4). Sem však nespádajú oblasti svoriek, pretože tu nastáva skoková zmena okrajových podmienok, čo spôsobuje singularitu napätia. V takýchto miestach nemá zmysel znižovať veľkosť prvku, pretože so znižovaním siete by napätie aj tak rástlo do nekonečna.



a) Oblasti vyhodnocovania citlivostnej analýzy.

b) Závislosť redukovaného napätia na veľkosti elementov.

Obrázok 7.4: a) Zobrazenie oblastí, kde bola vyhodnotená citlivostná analýza.
b) Graf závislosti redukovaného napätia na veľkosti elementov.

7.3.3 Model okrajových podmienok

Okrajové podmienky boli pre všetky simulácie nastavené podobne a tak, aby čo najvernejšie zodpovedali experimentálnym podmienkam. Keďže samotná jednoosová ťahová skúška bola riadená deformačne, rovnaký princíp bol zvolený aj pre simuláciu biaxiálnej ťahovej skúšky. Na dolnej hrane v oblasti uchytenia svoriek každej vzorky bolo v kolmom smere zamedzené posuvom, pričom na protiahlejšej strane v oblasti uchytenia vzoriek bol posuv dopredu predpísaný. Analogicky potom pre druhý smer.

Konkrétna hodnota posuvu sa však pri jednotlivých vzorkách líšila, nakoľko simulácia prebiehala až do okamihu, kedy sa v centrálnej, neovplyvnenej oblasti dosiahlo pretvorenie rovnaké pre všetky vzorky. Hodnota pretvorenia bola zvolená na 0,05.

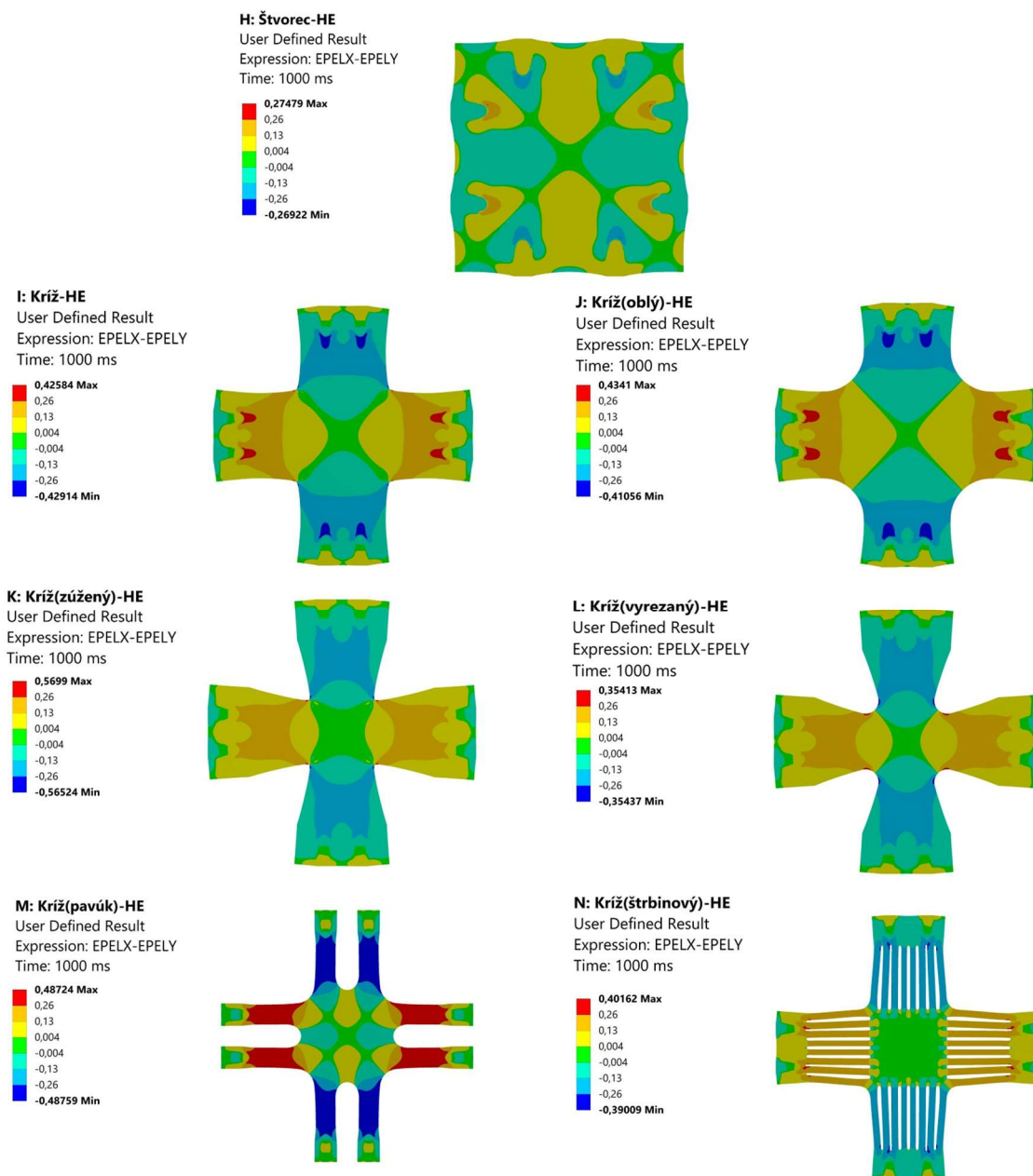
Samotný výpočet bol riadený pomocou subkrokov, pričom bol nastavený počiatočný počet subkrokov na 20. Minimálny povolený počet subkrokov bol 10 a maximálny 200. Vzhľadom na to, že išlo o dvojrozmernú úlohu a vzorky mali malé rozmery, nebola v simulácii zavedená žiadna symetria.

7.4 Prezentácia a analýza výsledkov

Vzhľadom na použitie dvoch rôznych modelov materiálu bolo nevyhnutné vykonať simuláciu pre každý z nich. V prípade lineárne-elastického modelu bola simulácia ďalej rozdelená na dva varianty: s uvažovaním teórie a bez uvažovania teórie veľkých deformácií. Celkovo tak boli pre každú geometriu vzorky realizované tri samostatné simulácie, čo predstavuje spolu 21 statických štruktúrnych úloh.

Hlavným cieľom tejto simulácie bolo určiť najvhodnejší tvar vzorky na základe veľkosti tzv. neovplyvnenej oblasti, teda oblasti, kde sa vyskytuje iba rovnomerná rovinná deformácia. Porovnanie týchto oblastí pre jednotlivé vzorky je znázornené na obrázku 7.5 a samotné hodnoty sú uvedené v tabuľke 7.3. Pri hodnotení rozsahu neovplyvnenej oblasti sa vychádzalo z rozdielu pretvorení v ose X a v ose Y. Oblasť, v ktorej bol tento rozdiel približne nulový, bola definovaná ako neovplyvnená. Hodnota rozdielu bola stanovená na $\pm 0,004$ [-], pričom rovnaký postup bol aplikovaný na všetky vzorky. Týmto spôsobom bola jasne definovaná veličina pre porovnanie neovplyvnenej oblasti pre všetky vzorky. Na základe tohto porovnania sa ako najvhodnejšia ukázala vzorka so štrbinami, ktorá dosiahla najväčšiu neovplyvnenú oblasť.

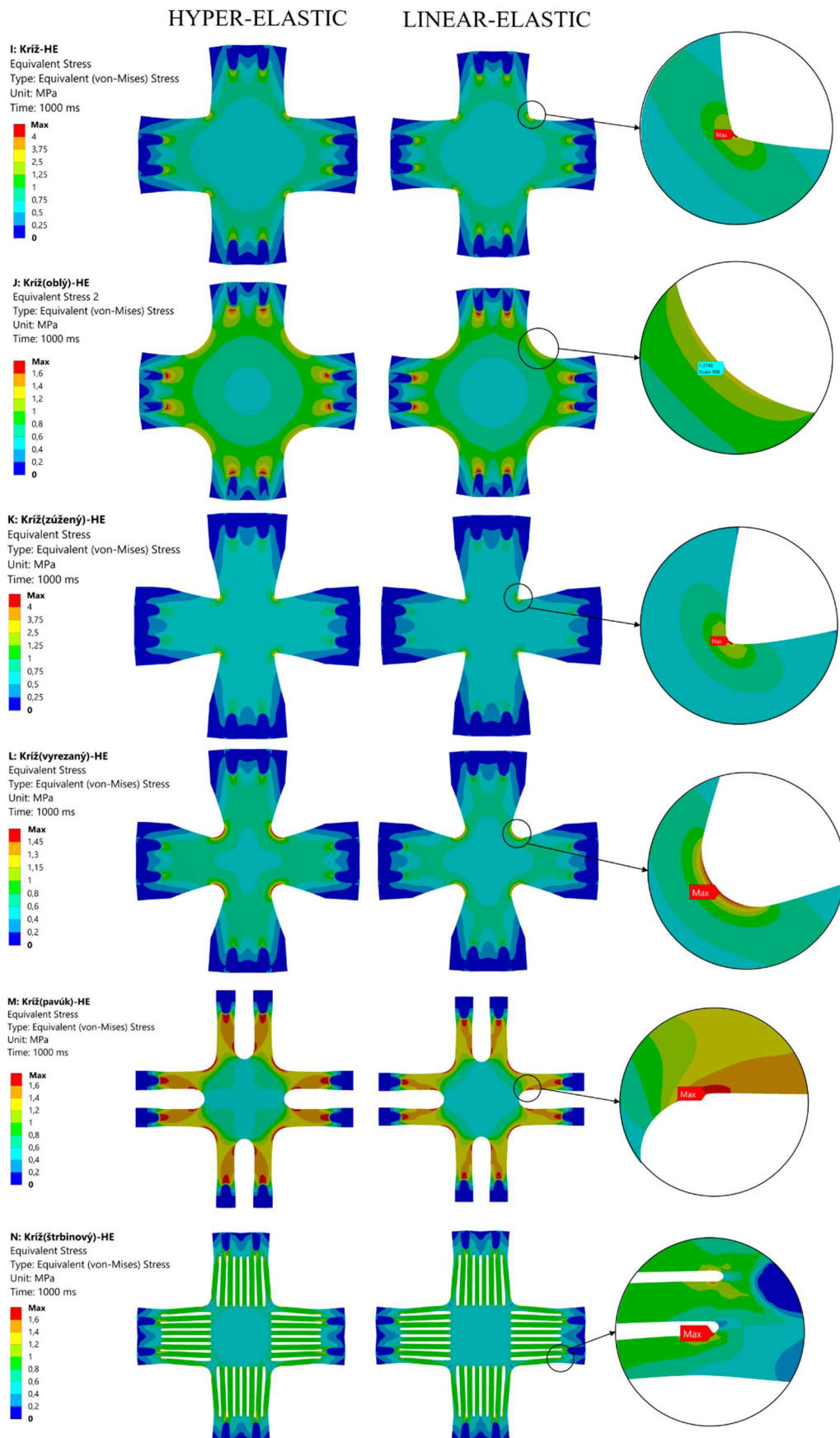
Ďalším zámerom simulácie bolo porovnať hodnoty napätí získaných z lineárne-elastického modelu pri uvažovaní veľkých deformácií s výsledkami hyperelastického materiálového modelu (obrázok 7.6). Motiváciou pre toto porovnanie bola skutočnosť, že pri MKP simuláciách hyperelastických materiálov s uvažovaním veľkých deformácií sa často nedarí dosiahnuť vysoké hodnoty pretvorenia – simulácie v niektorých prípadoch zlyhávali už pri hodnote pretvorenia okolo 20 %. Z toho vyplýva, že numerické výpočty sa prevažne pohybujú v počiatočnej časti experimentálnej krivky, kde aj hyperelastický materiál vykazuje takmer lineárnu odozvu. Cieľom tohto porovnania bolo teda zistiť, či by pre popis materiálového správania v danom rozsahu nepostačoval aj jednoduchší lineárne-elastický model, ktorý by mohol výrazne znížiť výpočtovú náročnosť bez podstatnej straty presnosti.



Obrázok 7.5: Porovnanie veľkostí neovplyvnených oblastí pre všetky vzorky.

Tabuľka 7.3: Veľkosti neovplyvnenej oblasti, reakčných síl, posuvu potrebného na dosiahnutie 5% pretvorenia a veľkosť normálového pretvorenia v stredovej oblasti.

Hyperelastický	Oblasť [mm ²]	Reakčná sila [N]	Posuv [mm]	ϵ_{xx} [-]
Štvorec	10,50	14,5	1,81	0,05
Kríž	24,02	10,2	3,23	0,05
Kríž(oblý)	11,74	12,6	3,39	0,05
Kríž(zúžený)	50,03	7,1	2,87	0,05
Kríž(vyrezaný)	18,73	6,9	2,98	0,05
Kríž(pavúk)	8,14	9,2	5	0,05
Kríž(štrbinový)	141,16	8,9	4,73	0,05



Obrázok 7.6: Izolinie napätia všetkých tvarov vzoriek.

Maximálne hodnoty redukovaných napätí boli vždy určované v oblasti koncentrátora napätia. Je však potrebné zdôrazniť, že do tejto analýzy neboli zahrnuté oblasti okolo svoriek, keďže tieto miesta sú charakteristické výskytom napäťových singularít, ktoré by skresľovali výsledky. Ďalej treba konštatovať, že pre vzorku so štvorcovým tvarom nebolo možné určiť maximálne napätie, nakoľko táto vzorka neobsahuje žiadny koncentrátor napätia. Kompletný prehľad nameraných hodnôt napätí je uvedený v tabuľke 7.4.

V tabuľke sú taktiež uvedené percentuálne rozdiely medzi hodnotami napätia pre rôzne modely materiálov. Prvý popisuje rozdiel medzi hyper-elastickým a lineárne-elastickým materiálovým modelom pri uvažovaní teórie veľkých deformácií a druhý, analogicky, bez zohľadnenia teórie veľkých deformácií.

Tabuľka 7.4: Maximálne hodnoty napätí pri uvažovaní hyper-elastického a lineárne-elastického modelu materiálu.

Vzorky	H-E [MPa]	L-E(ON) [MPa]	Rel. Odchýlka [%]	L-E(OFF) [MPa]	Rel. odchýlka [%]
Štvorec	-	-	-	-	-
Kríž	5,69	6,00	5,3	5,05	11,9
Kríž(oblý)	1,34	1,27	5,2	1,26	6,6
Kríž(zúžený)	5,05	5,78	13,5	4,29	16,2
Kríž(vyrezaný)	1,66	1,67	0,5	1,67	0,8
Kríž(pavúk)	1,93	1,96	1,7	2,10	8,4
Kríž(štrbinový)	1,79	2,22	21,4	1,69	5,7

Z výsledkov vyplýva, že najväčšiu neovplyvnenú (equibiaxiálnu) oblasť dosiahla krížová vzorka so štrbinami, ako je zrejme z tabuľky 7.3. Dobrú hodnotu tejto veľkosti dosiahla taktiež krížová zúžená vzorka. Na druhej strane, najvyššie hodnoty redukovaného napätia sa vyskytli pri obyčajnej krížovej a zúženej vzorke.

8 Záver

V tejto bakalárskej práci bola vykonaná deformačná analýza aditívneho odtlačkového silikónového materiálu pomocou výpočtového modelovania metódou konečných prvkov. Výpočtový model pozostával z modelu geometrie siedmych tvarov vzoriek aditívneho silikónového materiálu. Model materiálu bol uvažovaný homogénny, izotropný a hyperelastický alebo lineárne-elastický. Model okrajových podmienok bol nastavený tak, aby čo najpresnejšie odpovedal biaxiálnej ťahovej skúške. Spolu teda bolo vytvorených 21 výpočtových modelov, ktoré vytvorili tri hlavne skupiny vzoriek.

Ešte pred samotnou simuláciou bola realizovaná jednoosová ťahová skúška, pre určenie materiálových charakteristík. Z takto získaných experimentálnych dát boli vypočítané parametre konštitutívneho 3-parametrického modelu Yeoh, ktoré boli následne využité pre simuláciu biaxiálnej ťahovej skúšky.

Na základe deformačnej analýzy je možné vyvodit' tieto závery:

- (1) Z pohľadu dosiahnutia čo najväčšej neovplyvnenej (equibiaxiálnej) oblasti sa ako najvhodnejšia ukázala krížová vzorka so štrbinami, ktorá dosiahla oblasť o veľkosti $141,2 \text{ mm}^2$. Využitie štrbín pravdepodobne znižuje bočnú tuhosť ramien, čo umožňuje efektívnejší prenos zaťaženia do centrálnej oblasti a tým aj zväčšenie equibiaxiálneho priestoru. Podobný efekt sa prejavil aj pri zúženej krížovej vzorke, avšak táto vzorka zároveň vykazovala vysoké hodnoty napätia, ktoré presiahli hodnoty medze pevnosti, čo predstavuje riziko predčasného porušenia vzorky pred dosiahnutím požadovanej deformácie. Analogicky potom pre jednoduchú krížovú vzorku. Ďalej možno konštatovať, že zaoblenie ramien prispelo k zníženiu maximálnych napätí, avšak nemalo zásadný vplyv na veľkosť equibiaxiálnej oblasti v strede vzorky.
- (2) Z hľadiska porovnania hyperelastického materiálového modelu s lineárne elastickým možno konštatovať, že vo väčšine prípadov boli rozdiely v napätiach zanedbateľné. To potvrdzuje, že pre popis materiálového správania v analyzovanom rozsahu deformácií by postačoval aj jednoduchší lineárne elastický model, čím by sa znížila výpočtová náročnosť simulácií bez výraznej straty presnosti. Zaujímavým zistením je, že najväčšie rozdiely medzi oboma modelmi sa vyskytli práve pri vzorkách, ktoré vykazovali najväčšie neovplyvnené oblasti v predchádzajúcom porovnaní. To naznačuje, že s rastúcou veľkosťou equibiaxiálnej oblasti rastie aj citlivosť výpočtu na zvolený materiálový model.

Zoznam použitých zdrojov

- [1] PANDEY, Pragya, Sneha MANTRI, Abhilasha BHASIN a SuryakantC DEOGADE. Mechanical properties of a new vinyl polyether silicone in comparison to vinyl polysiloxane and polyether elastomeric impression materials. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2019, **10**(2), 203-207 [cit. 2024-12-18]. ISSN 0976-237X. Dostupné z: doi:10.4103/ccd.ccd_324_18
- [2] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, c2009. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9.
- [3] RUBEL, Barry S. Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007, **51**(3), 629-642 [cit. 2024-11-18]. ISSN 00118532. Dostupné z: doi:10.1016/j.cden.2007.03.006
- [4] HAMALIAN, Techkouhie A., Elie NASR a José J. CHIDIAC. Impression Materials in Fixed Prosthodontics: Influence of Choice on Clinical Procedure. *Journal of Prosthodontics*. 2011, **20**(2), 153-160 [cit. 2025-05-23]. ISSN 1059941X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x
- [5] Restorative dental materials. In: *Restorative dental materials*.. 11th. St. Louis, Mo. : Mosby Elsevier, 2006, s. 12. ISBN 978-0-323-08108-5.
- [6] CHAI, J, a Y TAKAHASHI. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1998, **11**(3), 219-23.
- [7] SINGH, Eeshitw Kaushal a Shailesh Kumar SINGH. Computational and Experimental Validation of Uniaxial Tensile Test of Silicone Rubber. *International Journal for Scientific Research and Development*. 2019, **7**(9), 41-43 [cit. 2025-03-28]. ISSN 2321-0613.
- [8] NARENDRA GOKHALE, Maitreya. Hyperelastic Material Modelling of Silicone Rubber. *International Journal of Science and Research (IJSR)*. 2023, 2023-7-5, **12**(7), 2069-2073 [cit. 2025-03-28]. ISSN 23197064. Dostupné z: doi:10.21275/SR23726173228
- [9] HARTMANN, Stefan, Rose Rogin GILBERT a Carmen SGUAZZO. Basic studies in biaxial tensile tests. *GAMM-Mitteilungen* [online]. 2018, **41**(1), 312-338 [cit. 2025-03-26]. ISSN 0936-7195. Dostupné z: doi:10.1002/gamm.201800004
- [10] PUTRA, Ketut B., Xiaoqing TIAN, Jeffrey PLOTT a Albert SHIH. Biaxial test and hyperelastic material models of silicone elastomer fabricated by extrusion-based additive manufacturing for wearable biomedical devices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020, **107** [cit. 2025-03-26]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103733
- [11] MARL, Svenja, Xiaofei NI, Tobias HORNIG, Christian SPIEKER, Ralf-Urs GIESEN, Hans-Peter HEIM a Michael FISTER. Correlations between the Aging Behavior and Finite

- Element Method Simulation of Three Silicone Elastomers. *Materials*. 2024, **17**(16) [cit. 2025-03-26]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma17163961
- [12] AVANZINI, Andrea a Davide BATTINI. Integrated Experimental and Numerical Comparison of Different Approaches for Planar Biaxial Testing of a Hyperelastic Material. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2016, **2016**, 1-12 [cit. 2025-03-26]. ISSN 1687-8434. Dostupné z: doi:10.1155/2016/6014129
- [13] SEIBERT, H, T SCHEFFER a S DIEBELS. Biaxial Testing of Elastomers: Experimental Setup, Measurement and Experimental Optimisation of Specimen's Shape. *Technische Mechanik*. 2014, **34**(2), 72-89 [cit. 2025-04-13]. Dostupné z: doi:10.24352/UB.OVGU-2017-054.
- [14] JOHLITZ, Michael a Stefan DIEBELS. Characterisation of a polymer using biaxial tension tests. Part I: Hyperelasticity. *Archive of Applied Mechanics*. 2011, **81**(10), 1333-1349 [cit. 2025-04-13]. ISSN 0939-1533. Dostupné z: doi:10.1007/s00419-010-0480-1
- [15] SIMÓN-ALLUÉ, Raquel, Alberto CORDERO a Estefanía PEÑA. Unraveling the effect of boundary conditions and strain monitoring on estimation of the constitutive parameters of elastic membranes by biaxial tests. *Mechanics Research Communications*. 2014, **57**, 82-89 [cit. 2025-04-13]. ISSN 00936413. Dostupné z: doi:10.1016/j.mechrescom.2014.01.009
- [16] BURŠA, Jiří. *Studijní opory*. 2007 [cit. 2025-02-03]. Dostupné z: <http://www.old.umt.fme.vutbr.cz/jbursa/>
- [17] CARLESCU, Vlad, Gheorghe PRISACARU a Dumitru OLARU. FEM Simulation on Uniaxial Tension of Hyperelastic Elastomers. *Applied Mechanics and Materials*. 2014, 2014-10-01, **659**(57), 57-62 [cit. 2025-02-03]. ISSN 1662-7482. Dostupné z: doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.659.57
- [18] ISO 527-2. *Plastics – Determination of tensile properties – Part 2: Test conditions for moulding and extrusion plastics*. Edition 2. 2012.
- [19] SKÁCEL, Pavel. *Vysoké učení technické v Brně. Tibixus [software]*. 2010.
- [20] *MathWorks: MATLAB R2024b [software]*. 2024.
- [21] LISICKÝ, Ondřej, Anna HRUBANOVÁ a Jiří BURŠA. Interpretation of Experimental Data is Substantial for Constitutive Characterization of Arterial Tissue. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2021, 2021-10-01, **143**(10) [cit. 2025-04-25]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.4051120
- [22] ANSYS, Inc. *Ansys R Academic Research Mechanical, Release 19.2 [software]*. Dostupné také z: <https://www.ansys.com/academic/students>
- [23] SKÁCEL, Pavel. *Vysoké učení technické v Brně. Hyperfit [software]*. 2009. Dostupné také z: <https://www.hyperfit.cz/>
- [24] ZHAO, X., Z. C. BERWICK, J. F. KRIEGER, H. CHEN, S. CHAMBERS a G. S. KASSAB. Novel Design of Cruciform Specimens for Planar Biaxial Testing of Soft Materials.

ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

Experimental Mechanics. 2014, **54**(3), 343-356 [cit. 2025-05-22]. ISSN 0014-4851. Dostupné z: doi:10.1007/s11340-013-9808-4

- [25] PUTRA, Ketut B., Xiaoqing TIAN, Jeffrey PLOTT a Albert SHIH. Biaxial test and hyperelastic material models of silicone elastomer fabricated by extrusion-based additive manufacturing for wearable biomedical devices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020, **107** [cit. 2025-05-22]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103733

Zoznam použitých skratiek a symbolov

MKP	Metóda konečných prvkov
FEM	Finite element method
C (K) - silikóny	Kondenzačné silikóny
A - silikóny	Aditívne silikóny
PVS	Polyvinylsiloxany
VPS	Vinylpolysiloxany
PE	Polyétery
DIC	Digital image correlation – Digitálna korelácia obrazu
3D	Trojrozmerný
X, Y, Z	Súradnice v nedeformovanom stave
x, y, z	Súradnice v deformovanom stave
u	Deformačný posuv
λ	Pomerné pretiahnutie
ε	Zmluvné pretvorenie
E^L	Green - Lagrangeov tenzor pretvorenia
F	Tenzor deformačného gradientu
C	Pravý Cauchy – Greenov tenzor deformácie
B	Ľavý Cauchy - Greenov tenzor deformácie
τ	Tenzor napätia Piola – Kirchhoffa 1. druhu
σ	Cauchyho tenzor deformácie
S	Tenzor napätia Piola – Kirchhoffa 2. druhu
W	Elastická potencionálna funkcia
G	Počiatočný modul pružnosti v šmyku
E^L	Modifikovaný prvý invariant pravého Cauchy - Greenovho tenzoru deformácie
d	Parameter stlačiteľnosti
K	Objemový modul pružnosti
J	Tretí invariant tenzoru deformačného gradientu
c_{ii}	Materiálové konštanty

ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK A SYMBOLOV

μ_p	Materiálová konštanta modelu Ogden
α	Materiálová konštanta modelu Ogden
d_p	Materiálová konštanta modelu Ogden
$\bar{\lambda}$	Modifikované hlavné pomerné pretiahnutie
CCD	Charge - Couple device
F_{exp}	Nameraná sila
b	Šírka vzorky
t	Hrúbka vzorky
E	Modul pružnosti
μ	Poissonov pomer