



# Simulační model interakce člověka a sedačky s proměnným tlakovým profilem

## Diplomová práce

*Studijní program:*

*Autor práce:*

*Vedoucí práce:*

N0715A270020 Aplikovaná mechanika

**Bc. Anna Luciová**

doc. Ing. David Círk, Ph.D.

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti





## Zadání diplomové práce

# Simulační model interakce člověka a sedačky s proměnným tlakovým profilem

*Jméno a příjmení:* **Bc. Anna Luciová**  
*Osobní číslo:* S20000231  
*Studijní program:* N0715A270020 Aplikovaná mechanika  
*Zadávací katedra:* Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti  
*Akademický rok:* **2020/2021**

### Zásady pro vypracování:

- Seznámení se s principem sedačky s proměnným tlakovým profilem.
- Naskenování tvaru čalounění automobilového sedáku pomocí 3D skeneru.
- Vytvoření objemové sítě ze skenovaných dat.
- Určení vstupních materiálových dat.
- Sestavení MKP modelu sedáku s proměnnou tuhostí.
- Vytvoření metodiky pro zpracování a vyhodnocení výsledků simulace.
- Experimentální validace simulačního modelu sedačky s použitím tuhého indentoru.
- Příprava simulačního modelu části lidského těla.
- Provedení výpočtu interakce soustavy sedadlo-člověk.
- Zhodnocení simulačních výsledků v kontextu experimentálně získaných dat.



Rozsah grafických prací:  
Rozsah pracovní zprávy: 50  
Forma zpracování práce: tištěná/elektronická  
Jazyk práce: Čeština



### Seznam odborné literatury:

TRAN XUAN, Tien. *Modelling of dynamical and statical properties of a car seat with adjustable pressure profile*. Liberec, 2019. 103 s. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta strojní. Školitel David CIRKL  
MCS SOFTWARE. *Marc® 2020 Feature Pack 1 Volume A: Theory and User Information*. 2020.  
TOYOTA MOTOR CORPORATION, TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC. *Total Human Model for Safety (THUMS)*. AM50 Occupant Model Version 5.03, 2021

*Vedoucí práce:* doc. Ing. David Cirkl, Ph.D.  
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

*Datum zadání práce:* 31. října 2020  
*Předpokládaný termín odevzdání:* 30. dubna 2022

doc. Ing. Jaromír Moravec, Ph.D.  
děkan

L.S.

doc. Ing. Iva Petříková, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Liberci dne 31. října 2020

## Prohlášení

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

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou 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 diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou 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 diplomová 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.

19. května 2022

Bc. Anna Luciová

# Simulační model interakce člověka a sedačky s proměnným tlakovým profilem

## Abstrakt

Diplomová práce se zabývá tvorbou konečnoprvkového modelu interakce automobilové sedačky s implementovaným pneumatickým prvkem pro změnu tlakového profilu a člověka. Model byl sestaven pro účely hodnocení komfortu sezení a vyhodnocována je distribuce kontaktních tlaků.

V práci je popsán proces vytvoření strukturované kombinované sítě na skenované geometrii sedáku. Materiálové modely jednotlivých částí sedáku byly identifikovány experimentálně. Na zjednodušeném modelu interakce sedáku bez pneumatického elementu a tuhého indentoru byla úspěšně provedena validace. Dále je popsán proces implementace pneumatického prvku.

Model části lidského těla obsahuje pouze oblast mezi pasem a koleny, silové účinky ostatních částí jsou nahrazeny okrajovými podmínkami. Výsledky jsou porovnány s experimentálně získanými daty.

**Klíčová slova:** Metoda konečných prvků, komfort sezení, sedák s proměnnou tuhostí, biomechanika

# Simulation model of interaction of human and seat with adjustable pressure profile

## Abstract

The thesis deals with the development of a finite element model of the interaction of a car seat with an implemented pneumatic element for changing the pressure profile and a human. The model was built for the purpose of evaluating seating comfort and the distribution of contact pressures is analysed.

The process of creating mapped mesh with multiple element types on the scanned geometry is described. The material models of the different parts of the seat cushion were identified experimentally. Validation was successfully performed on a simplified model of the interaction of a seat cushion without a pneumatic element and a rigid indenter. The implementation process of the pneumatic element is also described.

The human body part model contains only the region between the waist and knees, the force effects of the other parts are replaced by boundary conditions. The results are compared with experimentally obtained data.

**Keywords:** Finite element method, seating comfort, seat with adjustable stiffness, biomechanics

## Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala především vedoucímu práce doc. Cirklovi a konzultantovi Dr. Škodovi za trpělivé vedení a cenné podněty. Velký dík patří také všem figuranům.

Tato práce byla podpořena z projektu „European Smarter Seats for Global Innovation in the Automotive Sector“ (ESSGIAS, no. LTE 120004). Projekt je kofinancován Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy v rámci programu INTER-EUREKA (LTE) INTER-EXCELLENCE s podporou klastru EURIPIDES<sup>2</sup> monitorovaným sdružením AENEAS.

# Obsah

Seznam zkratk	10
Seznam zkratk	11
<b>1 Princip sedáku s proměnným tlakovým profilem</b>	<b>17</b>
1.1 Stav řešené problematiky	18
<b>2 Příprava geometrického modelu a sítě</b>	<b>20</b>
2.1 Skenování automobilového sedáku	20
2.2 Tvorba objemové sítě sedáku	20
<b>3 Experimentální identifikace materiálových vlastností sedáku</b>	<b>23</b>
3.1 Měření materiálových vlastností pěny	23
3.2 Identifikace materiálového modelu	26
3.3 Ověření materiálového modelu	27
3.4 Měření součinitele smykového tření metodou ball on disc	28
<b>4 Experimentální validace simulačního modelu sedačky s použitím tuhého indentoru</b>	<b>31</b>
4.1 Síť jednoduchého válcového indentoru	31
4.2 Sestavení pilotního validačního modelu	32
4.3 Vyhodnocení výsledků simulace	34
4.4 Provedení experimentu	36
4.5 Posouzení prvních výsledků a návrh úprav	37
<b>5 Implementace pneumatického členu pro změnu tuhosti</b>	<b>40</b>
5.1 Měření materiálových vlastností lepicí pásky	41
<b>6 Příprava simulačního modelu části lidského těla</b>	<b>43</b>
6.1 Geometrie	43
6.2 Materiálové modely měkkých tkání	46
6.3 Nahrazení zanedbaných částí těla silovými účinky	48
6.3.1 Experimentální určení reakcí nemodelovaných částí biomechanického modelu	49
6.3.2 Určení hodnot okrajových podmínek	50
6.4 Sestavení modelu části lidského těla	52
6.5 Provedení a vyhodnocení výpočtu interakce soustavy sedadlo-člověk	53

<b>7</b>	<b>Zhodnocení simulačních výsledků v kontextu experimentálně získaných dat</b>	<b>56</b>
7.1	Zpracování experimentálních dat . . . . .	56
7.2	Zpracování výsledků modelu . . . . .	58
7.3	Porovnání výsledků modelu a experimentu . . . . .	59
	<b>Použitá literatura</b>	<b>65</b>
<b>A</b>	<b>Úplné výsledky experimentální části</b>	<b>66</b>

## Seznam zkratek

$\alpha$	Úhel sklonu opěradla [°]
$\alpha_n$	Koeficient materiálového modelu
$\beta$	Úhel v koleni [°]
$\beta_n$	Koeficient materiálového modelu
$\gamma$	úhel sklonu sedáku [°]
$\varepsilon$	Inženýrské přetvoření [1]
$\lambda_i$	Prosté protažení [1]
$\mu$	Poissonovo číslo [1]
$\mu_n$	Koeficient materiálového modelu [Mpa]
<b>3D</b>	Trojrozměrný
<b>CAD</b>	Computer aided design, počítačem podporované projektování
<b>DIC</b>	Digital image corellation, digitální korelace obrazu
<b>E</b>	Modul pružnosti v tahu [MPa]
<b>e</b>	Rameno redukované reakce v zádové opěrice vůči těžišti odstraněné části modelu [m]
<b>f</b>	Součinitel smykového tření [1]
<b>F<sub>Bx</sub></b>	Vodorovná složka síly redukované do těžiště odstraněné části modelu [N]
<b>F<sub>CNF</sub></b>	Normálová kontaktní síla v uzlu [N]
<b>F<sub>COF</sub></b>	Redukovaná tlaková síla [N]
<b>F<sub>Lx</sub></b>	Svislá složka reakce v dolní končetině [N]
<b>F<sub>Lz</sub></b>	Vodorovná složka reakce v dolní končetině [N]
<b>F<sub>n</sub></b>	Normálová síla [N]
<b>G</b>	Tíhová síla působící na horní polovinu těla [N]
<b>G<sub>L</sub></b>	Tíhová síla působící na lýtko [N]
<b>J</b>	Jakobián tenzoru přetvoření [1]
<b>l</b>	Vzdálenost mezi kolenem a chodidlem [m]
<b>M<sub>B</sub></b>	Moment redukovanych silových účinků [Nm]
<b>MKP</b>	Metoda konečných prvků
<b>MRI</b>	Magnetická rezonance
<b>n</b>	Řád modelu [1]
<b>p</b>	kontaktní tlak [kPa]
<b>p(x, y)</b>	Kontaktní tlak v závislosti na souřadnicích x a y [kPa]
<b>PU, PUR</b>	Polyuretan
<b>r</b>	Poloměr [mm]



## Seznam zkratek

<b>RBE2</b>	Absolutně tuhý prvek
<b>S</b>	Plocha průřezu [m]
<b>S<sub>EL</sub></b>	Plocha elementu [m]
<b>S<sub>0</sub></b>	Počáteční plocha průřezu vzorku [mm]
$\sigma$	Inženýrské napětí [MPa]
$\sigma_t$	Tečné napětí [MPa]
<b>stl</b>	Datový formát využívaný v oblasti 3D tisku a 3D skenování
<b>t</b>	Tloušťka [mm]
<b>THUMS</b>	Total human model for safety, Celkový model člověk pro hodnocení bezpečnosti
<b>THUMS AM50</b>	Total human model for safety, Celkový model člověk pro hodnocení bezpečnosti, varianta pro 50 percentilního muže
<b>W</b>	Deformační energie [J]
<b>y<sub>COF</sub></b>	Souřadnice centra tlaku [m]

## Seznam obrázků

1.1	Schéma principu činnosti sedačky s proměnným tlakovým profilem . . . . .	17
1.2	Pneumatický prvek, na vnějším průměru je vrstva lepicí pásky, pod ní latexová membrána. Vnitřní objem je vyplněn polyuretanovou pěnou, převzato z [2] . . . . .	18
1.3	Výsledky modelu sestavovaného v rámci dizertační práce [2], zobrazena je tlaková mapa v Pa, vlevo nenatlakovaný pneumatický prvek, vpravo natlakovaný na hladinu 25 kPa . . . . .	19
2.1	Obě poloviny hrubých naskenovaných dat ve formátu .stl . . . . .	20
2.2	Polovina sedáku se zobrazenými hranicemi ploch po automatické identifikaci (hranice zobrazeny oranžově) a po předefinování (hranice zobrazeny žlutě) . . . . .	21
2.3	Čtvercovo - trojúhelníková povrchová síť sedáku . . . . .	21
2.4	Náhled vnitřku objemové sítě sedáku. Jádro tělesa je vyplněno hexa elementy, povrch a přechodová oblast polyedry. . . . .	22
3.1	Měření materiálových vlastností PU pěny . . . . .	23
3.2	Naměřené závislosti síly na stlačení pro všechny zatěžovací frekvence a amplitudy . . . . .	24
3.3	Naznačení postupu korekce falešné křivosti páteřní křivky, zobrazena je aproximace polynomem 5.stupně a tečna v inflexním bodě . . . . .	25
3.4	Porovnání páteřní křivky před a po korekci . . . . .	26
3.5	Porovnání materiálového modelu (černě) a experimentálních dat pěny (červeně), na svislé ose je inženýrské napětí [MPa], na vodorovné inženýrské přetvoření [-] . . . . .	27
3.6	Nasíťovaný model jedné čtvrtiny stlačovaného vzorku . . . . .	27
3.7	Silová odezva při stlačování, porovnání simulace a experimentu . . . . .	28
3.8	Popis jednotlivých částí tribometru pro měření součinitele smykového tření metodou ball on disc . . . . .	29
3.9	Závislost třecího součinitele na rychlosti pro jednotlivé hmotnosti závaží použitých pro vyvození normálové síly . . . . .	29
3.10	Hodnoty součinitele smykového tření v závislosti na velikosti normálové síly . . . . .	30
3.11	Hodnota součinitele smykového tření v závislosti na velikosti relativní rychlosti . . . . .	30

4.1	Čtvercovo trojúhelníková síť závaží . . . . .	31
4.2	Uzly sítě závaží jsou spojeny vazbou RBE2, řídicím uzlem je bod ve středu horní kruhové plochy . . . . .	32
4.3	Graf průběhu zatěžující síly, předepsán funkcí sinus . . . . .	33
4.4	Model sestavy sedáku a závaží se zobrazenými okrajovými podmínkami . . . . .	34
4.5	Distribuce kontaktních sil na povrchové síti sedáku (v newtonech), fialově jsou označeny vyhodnocované řady elementů . . . . .	35
4.6	Umístění plošného snímače tlaku a indentoru při validačním experimentu . . . . .	36
4.7	Výsledky prvního výpočtu v porovnání s experimentálními daty získanými z tlakoměrných deček TekScan a Xsensor . . . . .	37
4.8	Nahrazení části okrajových podmínek kontaktem . . . . .	38
4.9	Porovnání výsledků z měřicí dečky Xsensor a TekScan s výsledky modelu po implementaci navržených úprav . . . . .	39
4.10	Porovnání výsledků z měřicí dečky Xsensor a TekScan s výsledky modelu po implementaci navržených úprav v příčném směru . . . . .	39
5.1	Rozšíření modelu o pneumatický prvek. Zobrazen je vnější kvádrový insert a vnitřní pěnový insert obepnutý lepicí páskou . . . . .	40
5.2	Kontaktní tabulka modelu s pneumatickým prvkem . . . . .	40
5.3	Tahová zkouška lepicí pásky . . . . .	41
5.4	Naměřená závislost napětí na přetvoření lepicí pásky z pneumatického prvku . . . . .	41
5.5	Lineární interpolace na relevantní části tahové charakteristiky lepicí pásky . . . . .	42
6.1	Model pasažéra THUMS . . . . .	43
6.2	Detail propojení kyčelního kloubu a pánve . . . . .	44
6.3	Jednotlivé vrstvy biomechanického modelu pro simulaci interakce člověka a sedačky. Bíle prosvítající kosti jsou pouze pro názornost zvýrazněné elementy povrchu dutiny, která vznikla odstraněním objemové sítě kostí. . . . .	45
6.4	Křivky napětí - deformace pro materiálové modely tuku převzatých od různých autorů . . . . .	47
6.5	Křivky napětí - deformace pro materiálové modely svalů převzatých od různých autorů . . . . .	47
6.6	Křivky napětí - deformace pro materiálové modely kůže převzatých od různých autorů . . . . .	48
6.7	Měření vnějších reakcí působících na nemodelované části těla . . . . .	49
6.8	Distribuce kontaktního tlaku mezi zády a zádovou opěrkou . . . . .	50
6.9	Schéma nahrazení silových účinků odstraněných částí . . . . .	52
6.10	Vizualizace okrajových podmínek . . . . .	53
6.11	Absolutní hodnota posunutí uzlů modelu torza v mm . . . . .	54
6.12	Posunutí uzlů modelu torza ve směru x v mm . . . . .	54
6.13	Posunutí uzlů modelu torza ve směru y v mm . . . . .	55

6.14	Posunutí uzlů modelu torza ve směru z v mm . . . . .	55
7.1	Průměrná tlaková mapa pro 0 kPa . . . . .	57
7.2	Průměrná tlaková mapa pro 25 kPa . . . . .	57
7.3	Kontaktní tlaky modelu při 0 kPa . . . . .	58
7.4	Kontaktní tlaky modelu při 25 kPa . . . . .	58
7.5	Histogram distribuce kontaktních tlaků experimentu . . . . .	60
7.6	Histogram distribuce kontaktních tlaků modelu . . . . .	60
A.1	Tlaková mapa figuranta A pro 0 kPa . . . . .	67
A.2	Tlaková mapa figuranta A pro 25 kPa . . . . .	67
A.3	Histogram kontaktních tlaků figuranta A . . . . .	67
A.4	Tlaková mapa figuranta B pro 0 kPa . . . . .	68
A.5	Tlaková mapa figuranta B pro 25 kPa . . . . .	68
A.6	Histogram kontaktních tlaků figuranta B . . . . .	68
A.7	Tlaková mapa figuranta C pro 0 kPa . . . . .	69
A.8	Tlaková mapa figuranta C pro 25 kPa . . . . .	69
A.9	Histogram kontaktních tlaků figuranta C . . . . .	69
A.10	Tlaková mapa figuranta D pro 0 kPa . . . . .	70
A.11	Tlaková mapa figuranta D pro 25 kPa . . . . .	70
A.12	Histogram kontaktních tlaků figuranta D . . . . .	70
A.13	Tlaková mapa figuranta E pro 0 kPa . . . . .	71
A.14	Tlaková mapa figuranta E pro 25 kPa . . . . .	71
A.15	Histogram kontaktních tlaků figuranta E . . . . .	71

## Seznam tabulek

3.1	Hodnoty parametrů materiálového modelu pěny . . . . .	26
4.1	Porovnání parametrů plošných snímačů tlaku od dvou výrobců . . . . .	36
6.1	Hodnoty parametrů zvolených modelů, převzato z [7] . . . . .	48
6.2	Přehled fyzických proporcí figurantů a změřených parametrů . . . . .	50
6.3	Vstupní parametry pro výpočet silových účinků v řídicích uzlech RBE2 prvků . . . . .	51
7.1	Shrnutí hlavních sledovaných veličin pro jednotlivé figuranty, průměrnou tlakovou mapu a model . . . . .	59

# Úvod

Dlouhodobé sezení může být zdrojem diskomfortu, vedoucím k rychlejšímu rozvoji únavy a snížení pozornosti. Pro zvýšení komfortu sezení jsou automobilové sedačky do jisté míry modifikovatelné, standardně umožňují nastavení sklonu a polohy jednotlivých částí. Dalším prvkem této variability by mohl být pneumatický element umožňující změnu tuhosti.

Cílem této práce je sestavení modelu automobilové sedačky s proměnným tlakovým profilem při zatížení člověkem. Tlakový profil sedáku je měněn pneumatickým prvkem umístěným v objemu sedáku. Model je sestavován pro účely hodnocení komfortu. Vyhodnocována je distribuce kontaktního tlaku a její změna při natlakování sedáku.

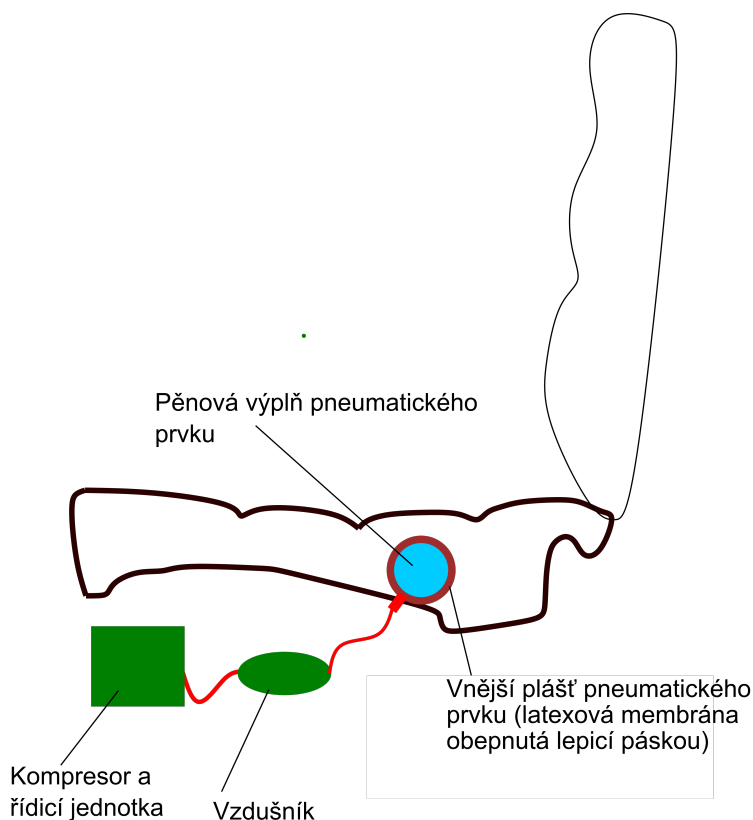
Model je sestavován podle fyzického prototypu. Geometrie sedáku je získána 3D skenováním, materiálové vlastnosti jsou zjišťovány experimentálně. Biomechanický model člověka je vytvářen jako reprezentace průměrného muže. Cílem je sestavit model tak, aby byl samostatně použitelný i pro hodnocení komfortu sezení jiných sedaček. Navržená metodika by měla umožňovat vytvoření obdobného modelu i pro člověka s jinými proporcemi.

Jedním z cílů práce je validace modelu. Detailně validován bude nejjednodušší model sedáku bez změny tlakového profilu se zjednodušeným tuhým indentorem. Pro validační experiment budou použity měřicí dečky, které snímají tlak ve stykové ploše. Cílem validace je ověření správnosti zavedených okrajových podmínek, použitého materiálového modelu a diskretizace geometrie.

Na závěr bude model sedáku s proměnným tlakovým profilem zatížený zjednodušeným modelem člověka porovnán s experimentálními daty.

# 1 Princip sedáku s proměnným tlakovým profilem

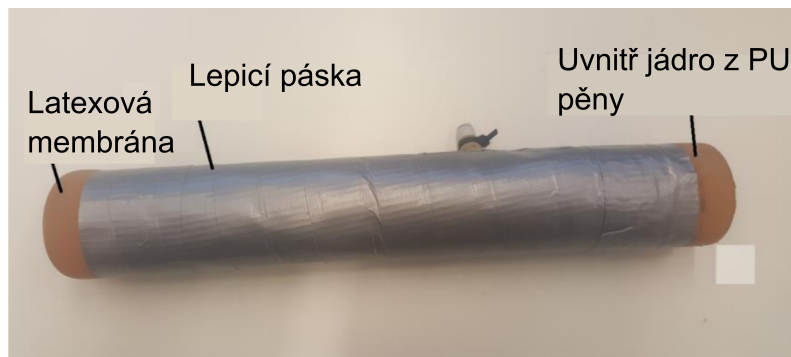
Motivací pro použití pneumatického prvku je řízená redistribuce kontaktního tlaku pomocí změny tuhosti. Zvýšením tlaku dojde ke zvýšení hodnot tlaku ve špičkách (typicky pod sedacími kostmi) a jelikož je celková velikost zatěžující síly stejná, dojde k odlehčení ostatních oblastí. Takováto redistribuce vede ke zvýšení komfortu sezení. Schéma principu sedačky je zobrazeno na obrázku 1.1



Obrázek 1.1: Schéma principu činnosti sedačky s proměnným tlakovým profilem

Sedák s pneumatickým prvkem modelovaný v této práci je popsán patentem Doc. Cirkla [1]. Pneumatický prvek (ekvivalentně pneumatický element) je zobrazena na obrázku 1.2. Vnitřní objem prvku je vyplněn polyuretanovou pěnou s otevřenými póry stejného typu jako je i zbytek sedáku. Další vrstvou je latexová bariéra, která

neprodyšně uzavírá objem pneumatického prvku. Na vnějším průměru je vrstva stříbrné lepicí pásky, která je oproti latexu výrazně tužší, důsledkem čehož dochází k dominantní deformaci v axiálním směru na čelech prvku a v radiálním směru dochází pouze ke změně tuhosti. Prvek je tlakován na hladinu 25 kPa.



Obrázek 1.2: Pneumatický prvek, na vnějším průměru je vrstva lepicí pásky, pod ní latexová membrána. Vnitřní objem je vyplněn polyuretanovou pěnou, převzato z [2]

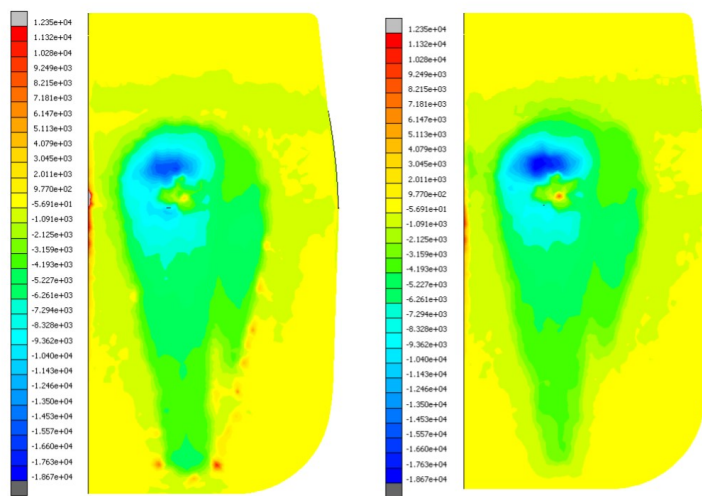
Práce vychází z disertační práce dr. Tran Xuana [2]. Tato práce si klade za cíl tento model zpřesnit a zvalidovat.

## 1.1 Stav řešené problematiky

Problematikou modelování interakce sedáku s pneumatickým prvkem a člověka se ve své dizertační práci zabýval Dr. Tien Tran Xuan [2]. Pro účely pilotní studie vhodnosti aplikace metody konečných prvků zavedl značná zjednodušení, redistribuce kontaktních tlaků je přesto dobře patrná. Prezentovaný model byl vytvořen na velmi přibližné geometrii. Pro jednodušší zavádění okrajových podmínek, je spodní plocha sedáku modelována jako rovná. Síť je tvořena 288 327 lineárními tetra elementy. Materiálové vlastnosti jsou zjišťovány experimentálně a ve všech případech jsou použity hyperelastické modely.

Torzo člověka je modelováno pomocí třech samostatných kontaktních těles - měkké tkáně, kosti stehení, křížové a pánve. Kostí jsou modelovány lineárně elastickým materiálem, na měkkou tkáň byl použit ogdenův hyperelastický model. Silové účinky horní poloviny těla jsou nahrazeny spojitým zatížením na pánevní pletenec. Na prezentovaném modelu byla úspěšně demonstrována redistribuce kontaktního tlaku (obr. 1.3) .





Obrázek 1.3: Výsledky modelu sestavovaného v rámci dizertační práce [2], zobrazena je tlaková mapa v Pa, vlevo nenatlakovaný pneumatický prvek, vpravo natlakovaný na hladinu 25 kPa

## 2 Příprava geometrického modelu a sítě

Geometrie automobilového sedáku byla získána 3D skenováním fyzické předlohy. Lépe zpracovatelná CAD data nebyla k dispozici. Skenováním lze navíc získat geometrii, která zahrnuje i rozměrové nepřesnosti způsobené například zbytkovými deformacemi technologického původu nebo předeprnutí čalouněním. Modifikace pro umístění pneumatického prvku byly tvořeny virtuálně na skenovaných datech.

### 2.1 Skenování automobilového sedáku

Automobilový sedák byl naskenován ve dvou polohách - zvrchu, s viditelnou pohledovou (sedací) částí čalounění a zespodu s viditelnou částí zapadající do vany automobilové sedačky. Tímto způsobem byly získány dva 3D modely ve formátu STL (obr. 2.1), které byly následně slícovány dohromady. Protože geometrie i zatížení je symetrické, byl následně STL model rozdělen podle roviny symetrie.

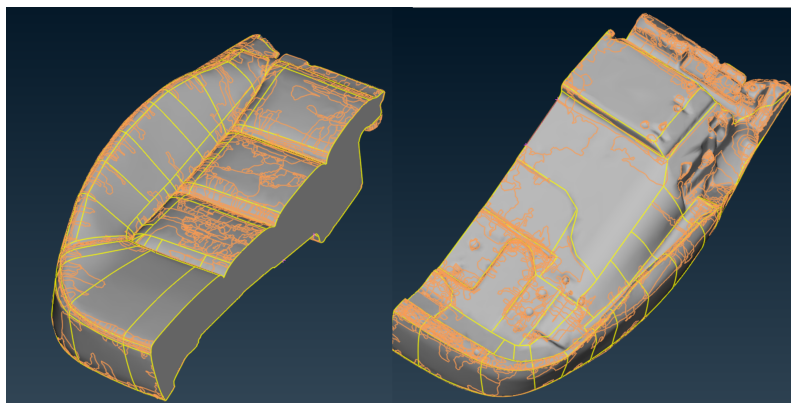


Obrázek 2.1: Obě poloviny hrubých naskenovaných dat ve formátu .stl

### 2.2 Tvorba objemové sítě sedáku

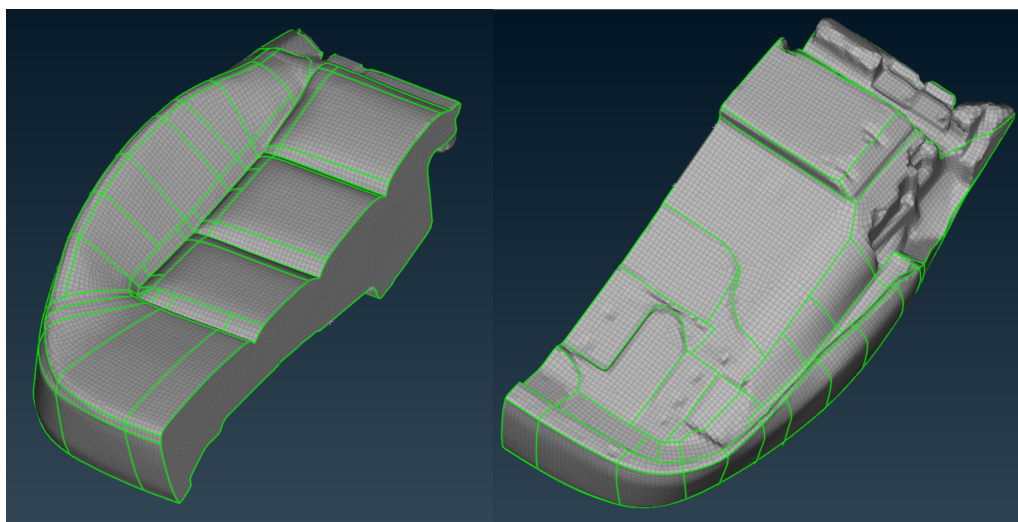
Pro tvorbu sítě byl použit preprocesor Ansa firmy Beta CAE. Data ve formátu stl jsou tvořena povrchovou trojúhelníkovou sítí, nikoliv parametricky (matematicky) definovanými plochami a objemy. Pro účely dalšího zpracování byl model převeden automatickou funkcí na plochy zobrazené oranžově na obrázku 2.2. Tvar těchto ploch (v Anse označovaných jako "makra") mají přímý vliv na polohu uzlů a tvar elementů

sítě, automaticky generované tvary hranic ploch jsou proto pro přímé nasítování nevhodné. Hranice ploch byly tedy předdefinovány do stavu znázorněného žlutými čarami na obrázku 2.2 .

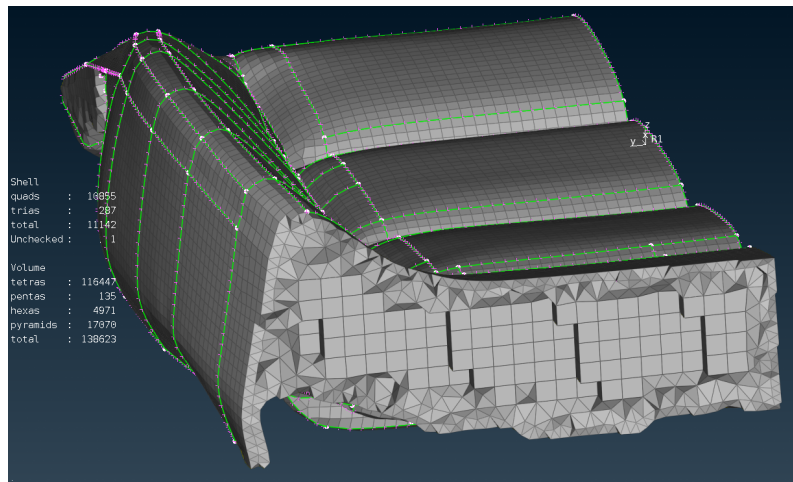


Obrázek 2.2: Polovina sedáku se zobrazenými hranicemi ploch po automatické identifikaci (hranice zobrazeny oranžově) a po předdefinování (hranice zobrazeny žlutě)

Následně byla vygenerována čtvercovo-trojúhelníková (tria-quad) povrchová síť s přibližnou velikostí hrany elementu 5 mm (obr. 2.3), ze které byla vygenerována objemová síť. Pro vytvoření objemové sítě byla použita funkce "HEXA POLY", která vytvoří hexaedrovou síť v místech, kde to je možné (uvnitř objemu) a polyedrovou síť na povrchu a v přechodové oblasti. Objemová síť je složená z 147971 tetra, 169 penta, 6190 hexa elementů a 21796 pyramid (celkem 176126 elementů), objemová síť je zobrazená na obrázku 2.4.



Obrázek 2.3: Čtvercovo - trojúhelníková povrchová síť sedáku

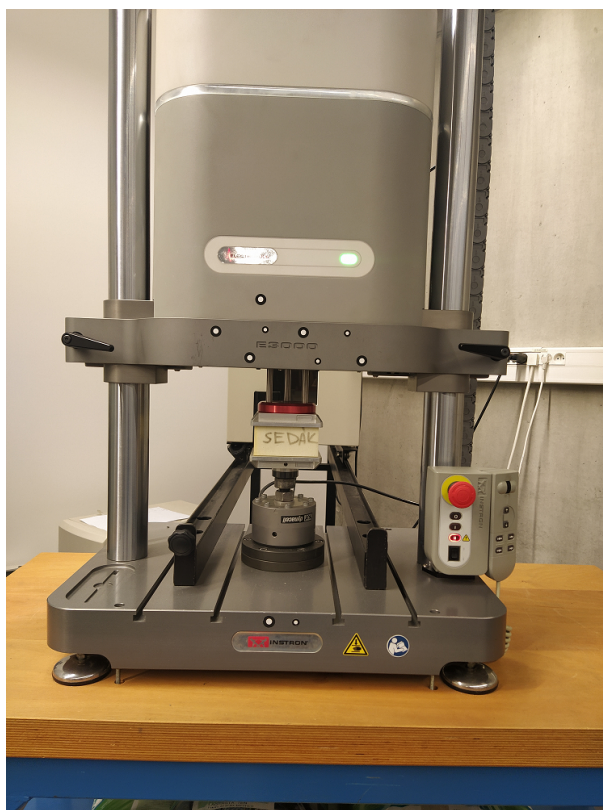


Obrázek 2.4: Náhled vnitřku objemové sítě sedáku. Jádru tělesa je vyplněno hexa elementy, povrch a přechodová oblast polyedry.

## 3 Experimentální identifikace materiálových vlastností sedáku

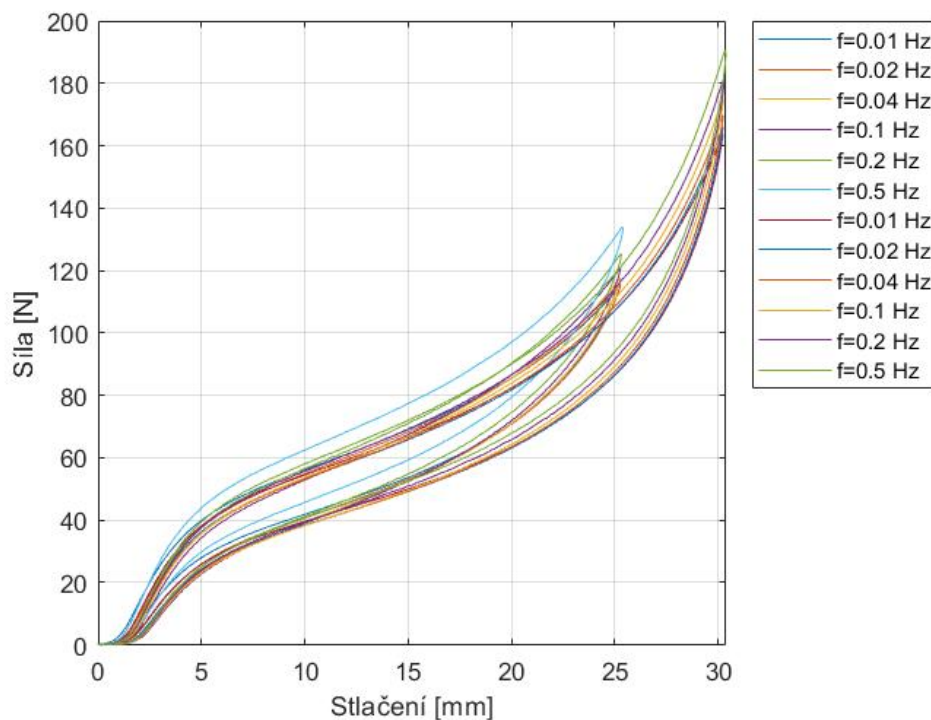
### 3.1 Měření materiálových vlastností pěny

Pro identifikaci materiálového modelu byl proveden experiment na vzorku polyuretanové pěny vyříznuté ze sedáku. Použit byl vzorek o rozměrech 100x100x50 mm. Vzorek byl zatěžován trojúhelníkovým signálem s frekvencemi v rozsahu od 0.01 Hz do 0.5 Hz pro dvě velikosti stlačení 25 a 30 mm. K měření byl použit zatěžovací stroj Instron E3000 (obr. 3.1).



Obrázek 3.1: Měření materiálových vlastností PU pěny

Materiálový model byl identifikován za účelem simulace statického zatížení sedáku. Ze všech měření byla k identifikaci modelu použita data získaná s nejnižší

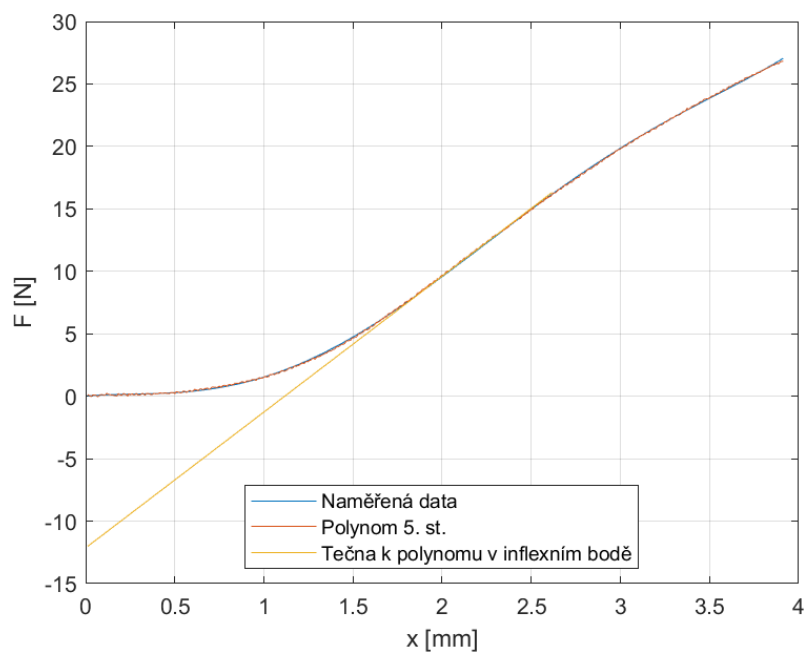


Obrázek 3.2: Naměřené závislosti síly na stlačení pro všechny zatěžovací frekvence a amplitudy

frekvencí (0.01 Hz, tzn. zatížení a odlehčení trvalo 100 s, to odpovídá zatěžovací rychlosti 0,5 mm/s). Z naměřené hysterezní smyčky je vypočtena páteřní křivka.

Polyuretanová pěna vykazuje vysokou míru relaxace i po krátké době zatížení. Pro eliminaci tohoto efektu byl zkušební vzorek před samotným měřením stlačen o 5 mm a ponechán v tomto stavu, dokud se hodnota síly neustálila. Následně byl vzorek odlehčen a poloha příčnicku byla nastavena na kontakt (s nulovou silou). Jak vyplývá z grafu 3.7 toto opatření se ukázalo jako nedostatečné. V horní úvrati po několikátém opakování došlo ke ztrátě kontaktu čelisti stroje a vzorku. Ve výsledcích se relaxace vzorku projevila falešnou křivostí kolem nuly.

Pro korekci byly nejprve hodnoty na intervalu 0-4 mm aproximovány polynomem 5. stupně, následně byl nalezen inflexní bod, do inflexního bodu byla vložena tečna. Aproximace a tečna jsou zobrazeny na obrázku 3.3. Počátek souřadnicového systému byl posunut do průsečíku tečny s vodorovnou osou.



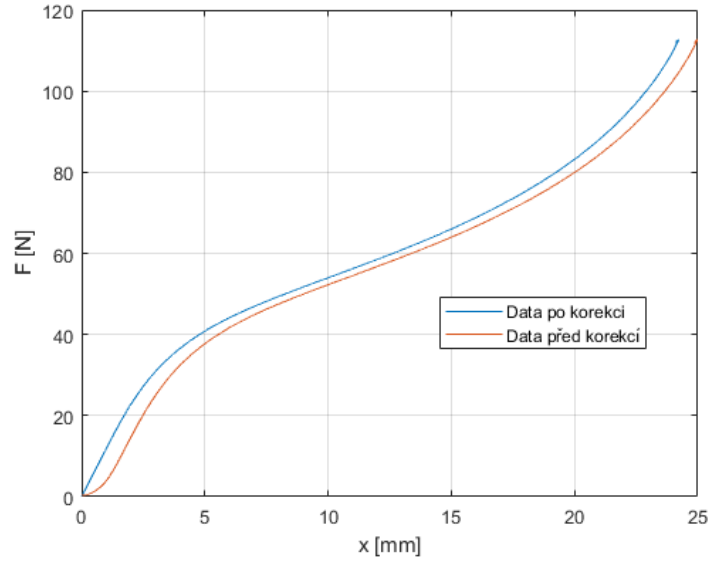
Obrázek 3.3: Naznačení postupu korekce falešné křivosti páteřní křivky, zobrazena je aproximace polynomem 5.stupně a tečna v inflexním bodě

Do softwaru MSC.Marc je pro identifikaci materiálového modelu třeba nahrát závislost inženýrského napětí  $\sigma$  na inženýrském přetvoření  $\varepsilon$  3.1 .

$$\sigma = \frac{F}{S_0} \quad (3.1)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{x}{l_0} \quad (3.2)$$

Kde  $x$  je stlačení,  $l_0$  je počáteční výška vzorku (původně 50 mm, korekcí opraveno na 48,85 mm) a  $S_0$  je počáteční plocha průřezu vzorku. Porovnání původní a upravené křivky je patrné z obrázku 3.4.



Obrázek 3.4: Porovnání páteřní křivky před a po korekci

## 3.2 Identifikace materiálového modelu

Pro identifikaci byl v softwaru MSC.Marc zvolen model "foam". Jedná se o modifikaci Ogdenova modelu [3] pro stlačitelné materiály a je definován funkcí deformační energie  $W$  3.3.

$$W = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) + \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\beta_n} (I - J^{\beta_n}) \quad (3.3)$$

Kde  $\beta_n$ ,  $\alpha_n$ ,  $\mu_n$  jsou materiálové konstanty,  $\lambda_i$  je prosté protažení v příslušném směru a  $J$  je jakobián tenzoru přetvoření. Konstanty byly hledány pro  $n=2$ . [4].

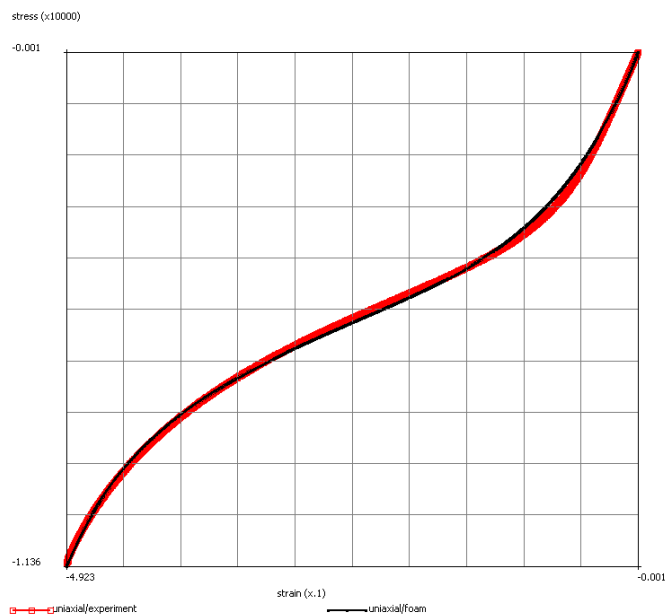
Nalezené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Hodnoty parametrů materiálového modelu pěny

$\alpha_1$	-10,1147
$\alpha_2$	14,8761
$\beta_1$	0,103211
$\beta_2$	-0,151797
$\mu_1$	-0,984644 MPa
$\mu_2$	4368,21 MPa

Porovnání modelu a experimentálních dat je zobrazeno na obrázku 3.5.

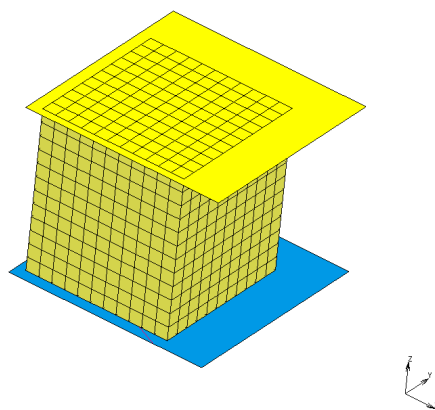




Obrázek 3.5: Porovnání materiálového modelu (černě) a experimentálních dat pěny (červeně), na svislé ose je inženýrské napětí [MPa], na vodorovné inženýrské přetvoření [-]

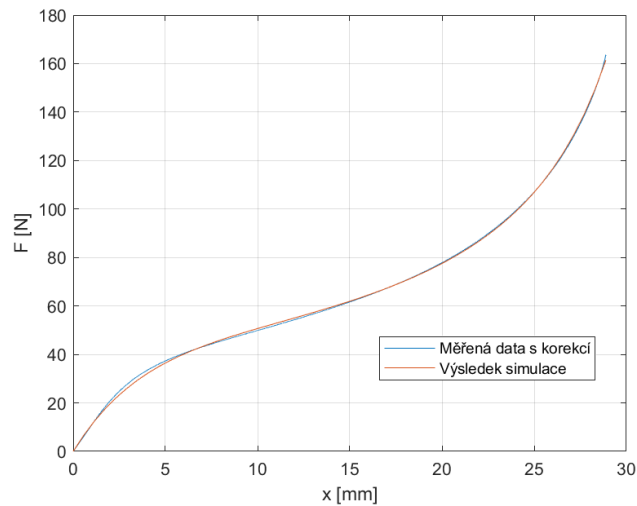
### 3.3 Ověření materiálového modelu

Pro ověření materiálového modelu byla provedena MKP simulace za stejných okrajových podmínek jako výše popsany experiment. Simulováno bylo stlačování kostky o rozměrech 48,85 mm x 100 mm x 100 mm do hloubky 28,85 mm. Zavedeny byly dvě roviny symetrie - zx a zy. Nasítovaný model je zobrazený na obrázku 3.6.



Obrázek 3.6: Nasítovaný model jedné čtvrtiny stlačovaného vzorku

Jak je patrné z obrázku 3.7, silová odezva na horní čelist získaná simulací vykazuje velmi dobrou shodu s provedeným experimentem.



Obrázek 3.7: Silová odezva při stlačování, porovnání simulace a experimentu

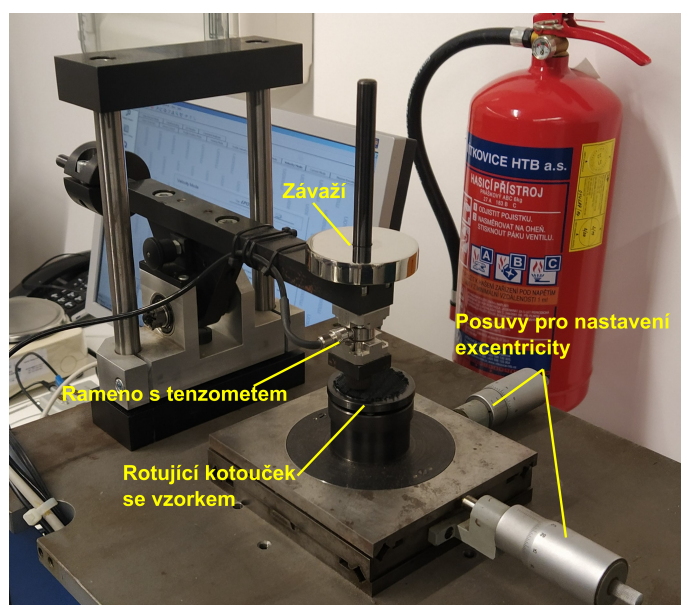
### 3.4 Měření součinitele smykového tření metodou ball on disc

Pro definování kontaktu mezi indentorem a potahem sedačky bylo třeba určit součinitel smykového tření. K tomu byla použita metoda ball on disc. Zkušební zařízení se skládá z rotujícího disku, na který se přilepí vzorek měřeného materiálu a kyvným ramenem s kovovou kuličkou, která se tře o disk se vzorkem. Na kyvné rameno se umísťují závaží, čímž je definována normálová síla. Dále jsou snímány síly ve třech navzájem kolmých směrech. Rychlost vzájemného pohybu je dána rychlostí otáčení disku a nastavenou excentricitou kuličky vůči středu kotouče. Uspořádání zkušebního zařízení je zobrazeno na obrázku 3.8.

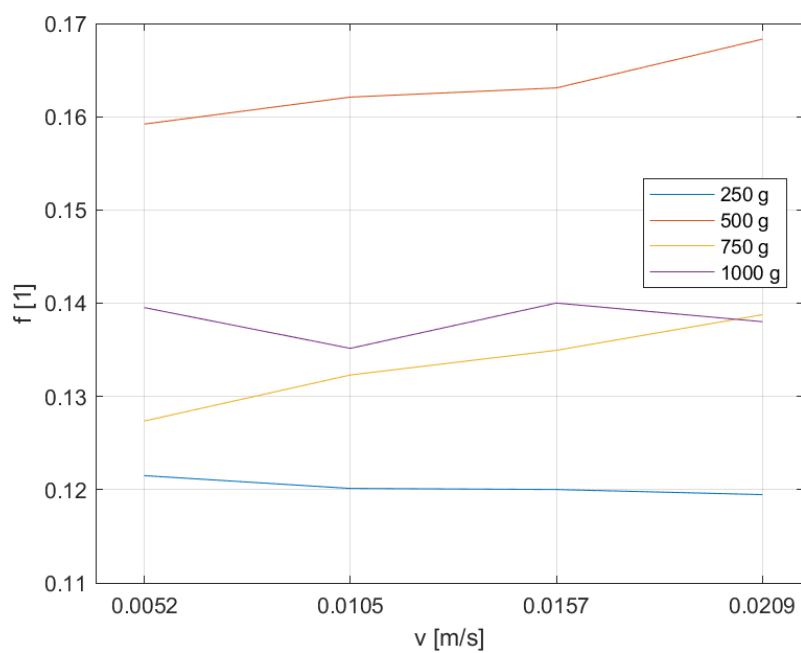
Pro vyvození normálové síly byly postupně použity čtyři hodnoty závaží 250, 500, 750 a 1000 g. Součinitel byl měřen pro čtyři hodnoty otáček disku: 5, 10, 15 a 50 ot/min. Hodnoty součinitele tření pro jednotlivé otáčky a hmotnosti byly zprůměrovány a vyneseny do grafu 3.9.

Dále byly vyneseny do grafu závislosti součinitele na velikosti normálové síly (3.10) a na relativní rychlosti (3.11).

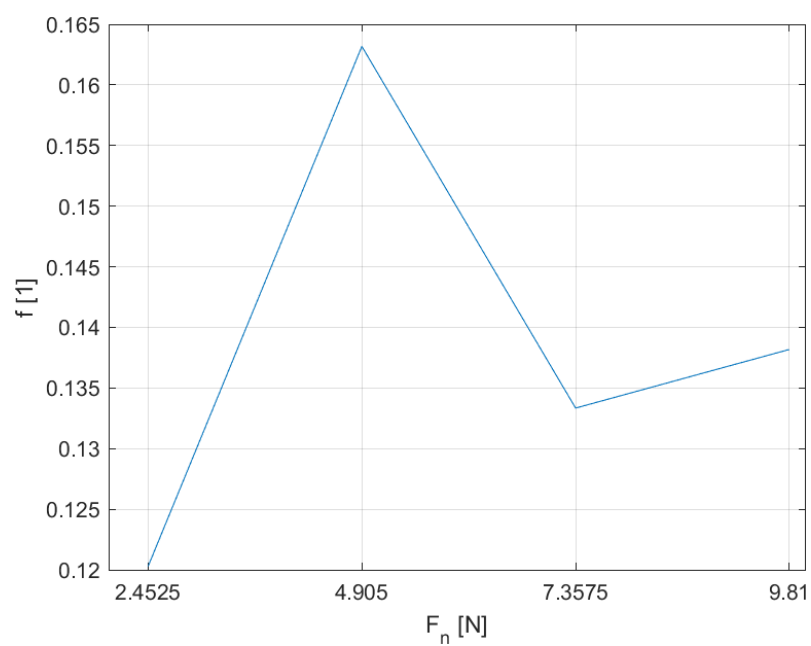
Z uvedených grafů vyplývá, že součinitel smykového tření mezi potahovou látkou a ocelí na velikosti normálové síly a relativní rychlosti nezávisí. Graf 3.11 by sice mohl vést k domněnce, že součinitel s rychlostí roste, ale rozdíl mezi nejnižší a nejvyšší hodnotou je zanedbatelný. Lze tedy přijmout předpoklad že třecí síla je přímo úměrná normálové síle a použit byl lineární model smykového tření. Pro výpočet tedy byla použita celková průměrná hodnota 0.1387.



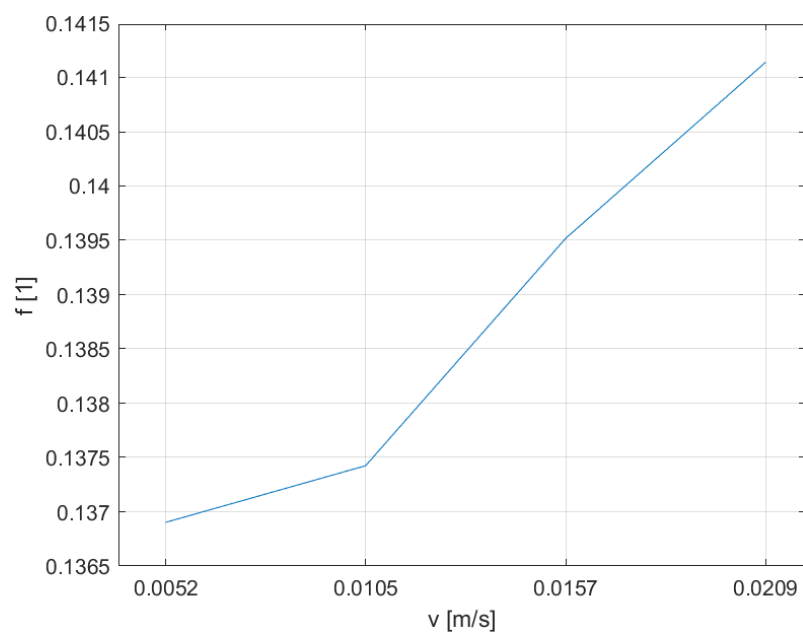
Obrázek 3.8: Popis jednotlivých částí tribometru pro měření součinitele smykového tření metodou ball on disc



Obrázek 3.9: Závislost třecího součinitele na rychlosti pro jednotlivé hmotnosti závaží použitých pro vyvození normálové síly



Obrázek 3.10: Hodnoty součinitele smykového tření v závislosti na velikosti normálové síly



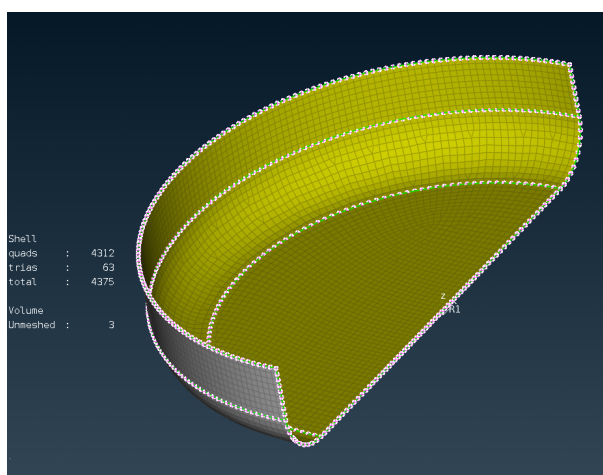
Obrázek 3.11: Hodnota součinitele smykového tření v závislosti na velikosti relativní rychlosti

## 4 Experimentální validace simulačního modelu sedačky s použitím tuhého indentoru

Pro účely ověření správnosti použitého materiálového modelu pěny, geometrie sedáku a okrajových podmínek byla provedena experimentální validace. Na základě výsledků modelu a experimentu byla navržena série úprav tak, aby bylo dosaženo co nejlepší shody. Experimentální validace je záměrně prováděna na nejjednodušším modelu sedáku bez pneumatického členu a s cylindrickým tuhým indentorem, případný zdroj odchylek je tak snadněji identifikovatelný.

### 4.1 Síť jednoduchého válcového indentoru

Závaží má jednoduchý geometrický tvar, takže ho bylo možné přímo vymodelovat v CAD programu. Zároveň je závaží řádově tužší než sedák a lze ho tedy uvažovat jako dokonale tuhé. Z toho důvodu byla vytvořena pouze povrchová síť ploch v přímém kontaktu se sedákem. Dle dokumentace MSC Marc [4] by síť tužšího tělesa měla být jemnější, proto byla zvolena velikost elementu 4 mm. Síť je složená z 4312 čtvercových (quad) a 63 trojúhelníkových (tria) elementů a je zobrazena na obrázku 4.1.



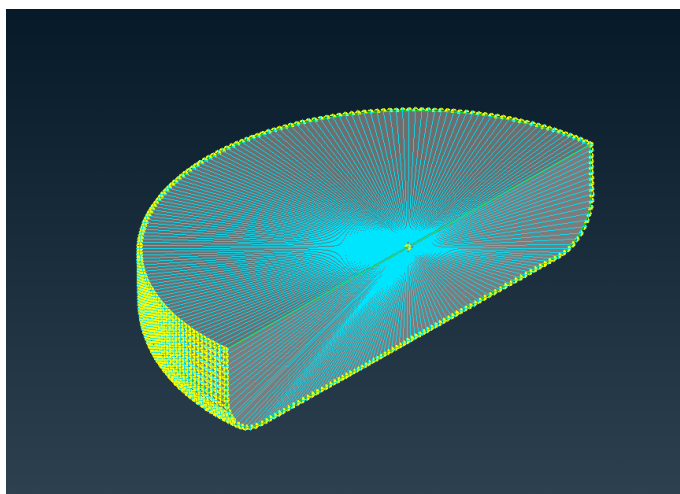
Obrázek 4.1: Čtvercovo trojúhelníková síť závaží

## 4.2 Sestavení pilotního validačního modelu

Úloha zahrnuje dvě kontaktní tělesa - sedačku a indentor. Kontakt mezi nimi je definován pomocí povrchové sítě sedáku a skořepiny indentoru. Použitím povrchové sítě místo celého objemu dojde k řádovému snížení velikosti kontaktního tělesa, což vede k redukci výpočetního času. Úloha je formulována za účelem studia kontaktního tlaku. Primárním výsledkem interakce dvou těles jsou však normálové kontaktní síly na uzel. U povrchových prvků je jednoznačně definována plocha elementu i normála z čehož lze kontaktní tlaky jasně a jednoduše vypočítat. Posledním důvodem pro použití povrchové sítě jako kontaktního tělesa je zjednodušení manipulace s modelem a výběru částí kontaktní plochy při postprocesingu.

Mezi oběma tělesy je definován součinitel smykového tření. Dle závěrů z kapitoly 3.3 byl použit nejjednodušší lineární model tření se součinitelem 0,13.

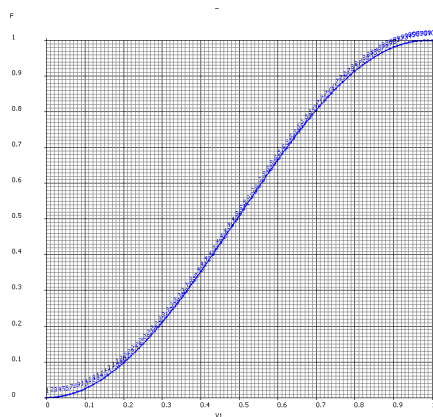
Pro závaží byl použit lineární elastický konstitutivní model s parametry modulu pružnosti  $E = 2,1e5$  MPa a Poissonova čísla  $\mu = 0,3$ , uzly závaží jsou spojeny vazbou RBE2 a těleso se tak chová jako dokonale tuhé. Jako řídicí uzel je použit bod ve středu horní kruhové plochy (obr. 4.2).



Obrázek 4.2: Uzly sítě závaží jsou spojeny vazbou RBE2, řídicím uzlem je bod ve středu horní kruhové plochy

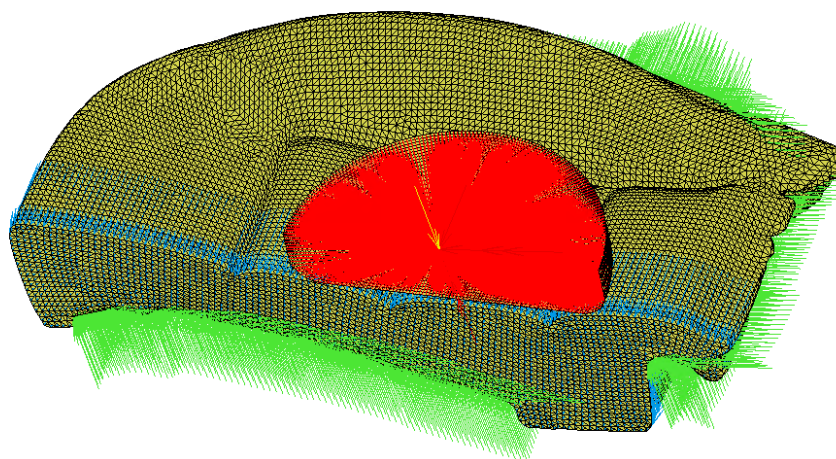
Na řídicí uzel vazby RBE2 jsou předepsány okrajové podmínky vztahující se k symetrii. Dále je předepsána silová okrajová podmínka ve svislém směru. Nárůst síly v průběhu simulace je dán grafem 4.3. Funkce s pozvolným nárůstem kolem nuly byla zvolena pro zajištění konvergence v prvních časových krocích, kdy ještě není vymezena vůle mezi sedákem a závažím, ale na závaží již působí zatěžující síla.

Těleso sedáku má předepsané dvě okrajové podmínky - uzlům ležícím v rovině symetrie byl zakázán posuv v příčném směru a uzly na spodní ploše sedáku mají fixovaný posuv ve svislém směru.



Obrázek 4.3: Graf průběhu zatěžující síly, předepsán funkcí sinus

Pro výpočet byl použit adaptivní časový krok s počátečním krokem 0,01 s, maximální síly bylo dosaženo ve 179 krocích.



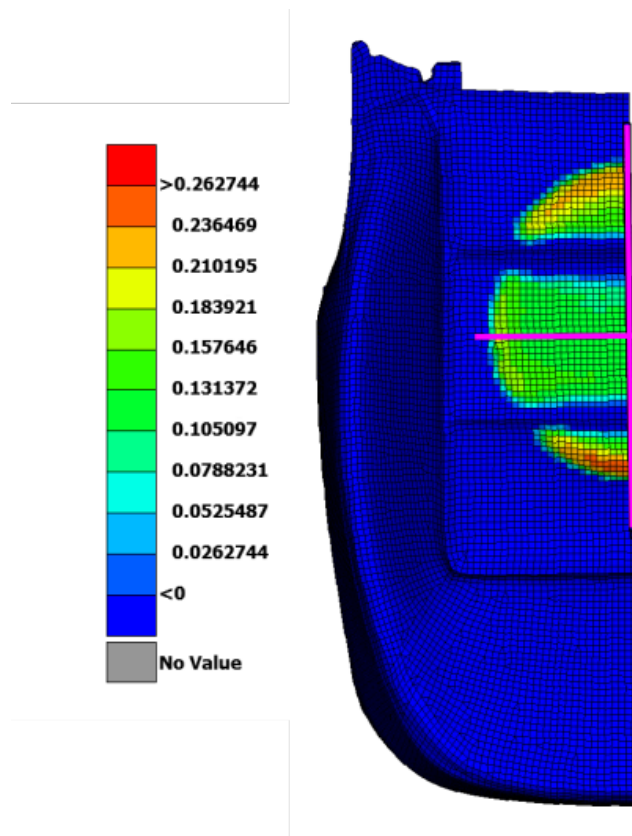
Obrázek 4.4: Model sestavy sedáku a závaží se zobrazenými okrajovými podmínkami

### 4.3 Vyhodnocení výsledků simulace

Cílem modelu je studium distribuce kontaktních tlaků. Primárním výsledkem výpočtu je ale kontaktní normálová síla v uzlech, kontaktní tlaky je proto nutné vyhodnotit až v postprocesu. Vyhodnocení bylo provedeno v postprocesoru META firmy BETA CAE. Z povrchové sítě byly vybrány dvě řady elementů (obr. 4.5), na kterých byl vyhodnocen tlakový profil. Normálová síla na uzel byla postprocesorem přepočítána na element ( $F_{CNF}$ ) a dle plochy jednoho elementu ( $S_{el}$ ) byly určeny kontaktní tlaky ( $p$ ).

$$p = \frac{F_{CNF}}{S_{el}} \quad (4.1)$$





Obrázek 4.5: Distribuce kontaktních sil na povrchové síti sedáku (v newtonech), fialově jsou označeny vyhodnocované řady elementů

## 4.4 Provedení experimentu

Pro validaci modelu byl proveden experiment s plošným snímačem tlaku. Použity byly dvě různé dečky a výsledky byly vzájemně porovnány. Parametry deček jsou uvedeny v tabulce 4.1.

Dečka byla umístěna mezi indentor a sedák do stejného místa, jako v simulačním modelu. Použito bylo závaží o celkové hmotnosti 34,5 kg. Při použití dečky TekScan bylo nutné bezprostředně před zahájením měření provést kalibraci. Dle doporučení výrobce byla kalibrace provedena za stejných podmínek jako samotné měření, tzn. na sedáku se stejnou sadou závaží. Uspořádání experimentu je patrné z obrázku 4.6. Vyhodnocovány byly tlakové profily odpovídající tlakovým profilům modelu (znázorněno na obrázku 4.5.)

Tabulka 4.1: Porovnání parametrů plošných snímačů tlaku od dvou výrobců

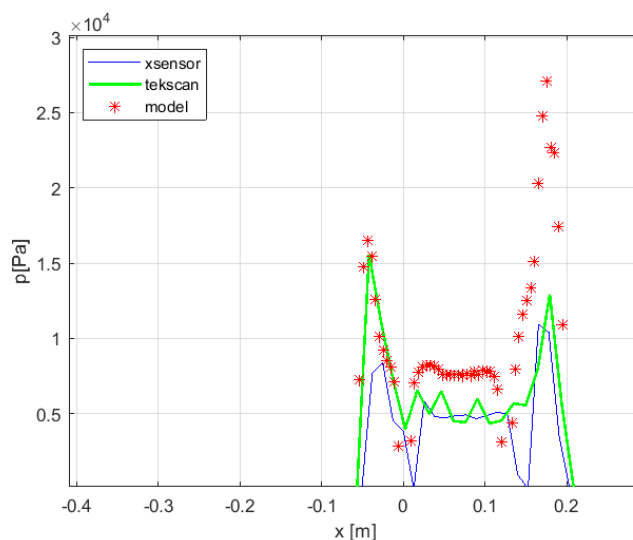
Výrobce	Xsensor	TekScan
Počet snímaných bodů	48x48	33x33
Rozteč snímaných bodů	0,5 palce	14,7 mm
Princip	kapacitní	odporový
Rozsah	27 kPa	kalibrováno sadou použitých závaží



Obrázek 4.6: Umístění plošného snímače tlaku a indentoru při validačním experimentu

## 4.5 Posouzení prvních výsledků a návrh úprav

Porovnání tlakového profilu prvního výpočtu s tlakovým profilem experimentu jsou zobrazeny na obr 4.7. Porovnávána byla nejprve řada elementů rovnoběžná s rovinnou symetrie (viz označení na obrázku 4.5). Jsou patrné velké odchylky ve všech oblastech.

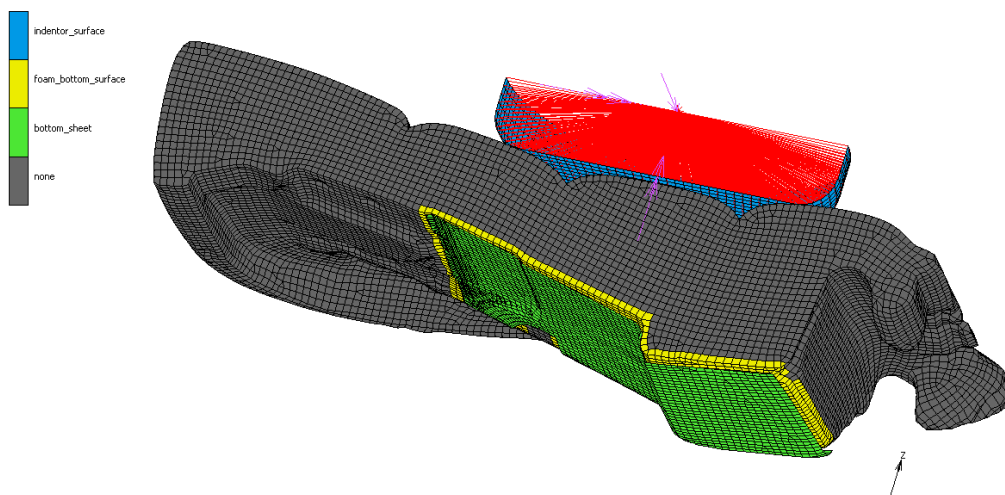


Obrázek 4.7: Výsledky prvního výpočtu v porovnání s experimentálními daty získanými z tlakoměrných deček TekScan a Xsensor

Jak bylo uvedeno v kapitole 2, experiment pro identifikaci materiálového modelu byl proveden pro dvě úrovně stlačení. Pro první výpočet byl použit model identifikovaný pro 50 % přetvoření, z prvních výsledků ale vyplývá, že vypočtená přetvoření tuto hranici překračují, proto je vhodnější použít druhý identifikovaný model.

Dále je patrný vliv orientace sedáku. Geometrie byla skenována v obecné poloze a následná orientace byla měřena úhloměrem a vodováhou. Sedák je velice poddajný a deformoval se při pouhém dotyku měřidla, dá se tedy předpokládat, že chyby mohou být značné. Přesný úhel natočení byl nalezen iterativním postupem v modelu.

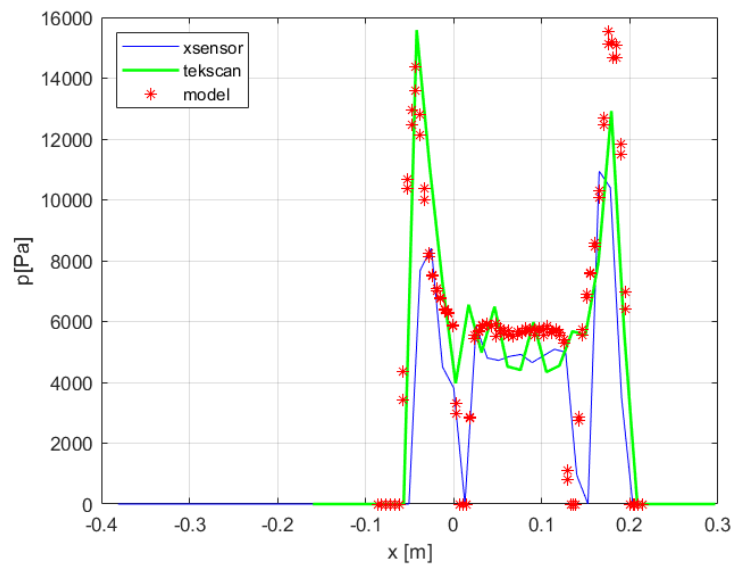
V zamontovaném stavu dosedá sedák do ocelové vany, která má tvar negativu spodní plochy sedáku. Bylo tedy logické v první iteraci tyto uzly fixovat okrajovou podmínkou. Po bližším prozkoumání bylo zjištěno, že mezi sedákem a vanou je v některých místech, především pod prostředním segmentem na který byl umístěn indentor, vůle maximálně 15 mm, která se ale při zatížení vymeží. Z tohoto důvodu byla část okrajových podmínek na spodní ploše nahrazena kontaktem mezi sedákem a tuhou kovovou vanou. Pro tento účel byla domodelována část geometrie vany (obr. 4.8).



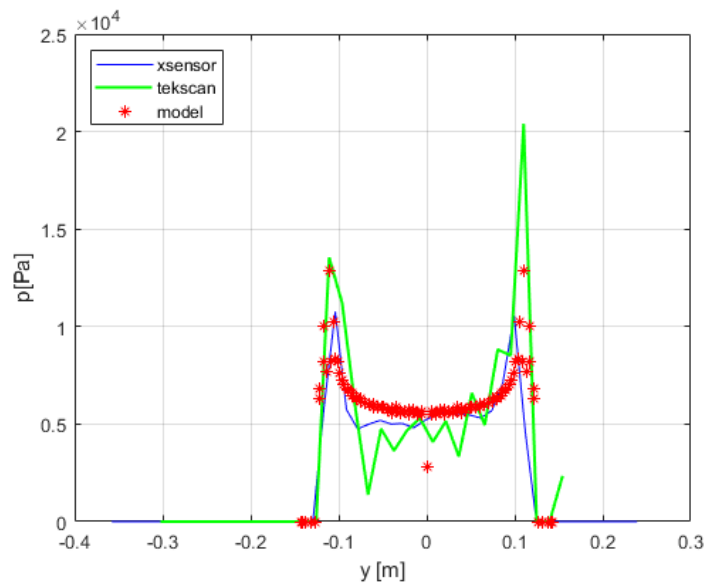
Obrázek 4.8: Nahrazení části okrajových podmínek kontaktem

Výsledky modelu s implementovanými úpravami jsou zobrazeny na obrázku 4.9. S ohledem na složitost zatěžovacího případu, kdy po tlakové špičce bezprostředně následuje oblast švu s nulovými hodnotami, je shoda velmi dobrá. Rozdíly mezi výsledky z jednotlivých deček mohou být způsobeny vlastními mechanickými vlastnostmi měřidla. Dečka TekScan má vyšší ohybovou tuhost než Xsensor a tedy k povrchu sedačky hůře přilne. To vysvětluje absenci propadů kolem švů u TekScanu na rozdíl od Xsensoru. Dále je také potřeba zdůraznit, že obě měřidla mají 3-4x hrubší rastr bodů než model.

Pro finální posouzení výsledků modelu byla vyhodnoceny i řada elementů/snímačů tlaku v příčném směru (dle značení na obr 4.5 - kolmo na směr symetrie). Porovnání je zobrazené na obrázku 4.10. Z výsledků je patrné, že shoda je dobrá ve dvou vzájemně kolmých směrech a model lze považovat za zvalidovaný.



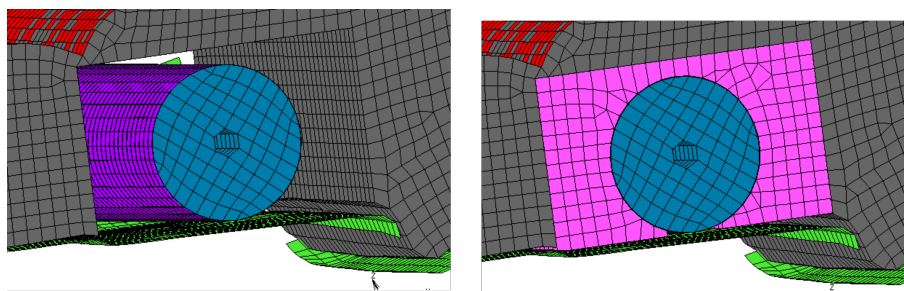
Obrázek 4.9: Porovnání výsledků z měřicí dečky Xsensor a TekScan s výsledky modelu po implementaci navržených úprav



Obrázek 4.10: Porovnání výsledků z měřicí dečky Xsensor a TekScan s výsledky modelu po implementaci navržených úprav v příčném směru

## 5 Implementace pneumatického členu pro změnu tuhosti

Po validaci jednoduchého modelu sedáku byl modelován pneumatický člen. Fyzický prototyp se skládá z uzavřené latexové trubky vyplněné pěnou a lepicí pásky. Latexová membrána je velmi poddajná, takže tuhost pneumatického prvku je dána především tuhostí lepicí pásky. Membrána byla proto zanedbána. Páska byla modelována pomocí čtyřúhelníkových plošných elementů, na které byla aplikována silová okrajová podmínka s náběhem dle harmonické funkce, obdobně jako v případě na obrázku 4.3. Dále byl modelován kvádrový insert z PU pěny ve kterém je celý prvek uložen. Soustava nově přidaných těles je zobrazena na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1: Rozšíření modelu o pneumatický prvek. Zobrazen je vnější kvádrový insert a vnitřní pěnový insert obepnutý lepicí páskou

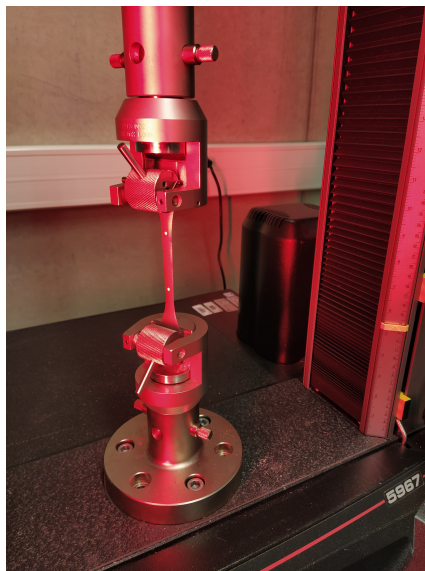
V modelu tak přibyly tři kontaktní tělesa - páska, pěna obepnutá páskou a kvádrový insert. Kontaktní tabulka pak vypadá následovně 5.2. Dále bylo nutné do modelu doplnit materiálový model lepicí pásky.

First	Body Name	Body Type	1	2	3	4	5	6	7
1	seat_surface	Meshed (Deformable)		T					
2	indentor_surface	Meshed (Deformable)	T						
3	foam_bottom_surface	Meshed (Deformable)				T	G		
4	bottom_sheet	Meshed (Deformable)			T		T	T	
5	bcbody_insert_foam	Meshed (Deformable)			G	T		G	
6	bcbody_pneuElement_outerSurface	Meshed (Deformable)				T	G		T
7	bcbody_pneuElement_Foam	Meshed (Deformable)						T	T

Obrázek 5.2: Kontaktní tabulka modelu s pneumatickým prvkem

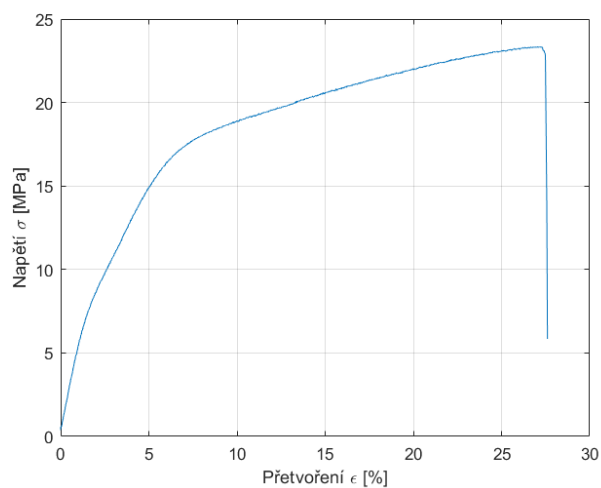
## 5.1 Měření materiálových vlastností lepicí pásky

Materiálové vlastnosti lepicí pásky byly zjišťovány experimentálně tahovou zkouškou. Použity byly vzorky o šířce 10 mm. Přetvoření bylo snímáno pomocí digitální korelace obrazu (DIC), kontrolní značky byly umístěny 100 mm od sebe. Uspořádání experimentu je zobrazeno na obrázku 5.3.



Obrázek 5.3: Tahová zkouška lepicí pásky

Výsledky jsou zobrazeny na obrázku 5.4.

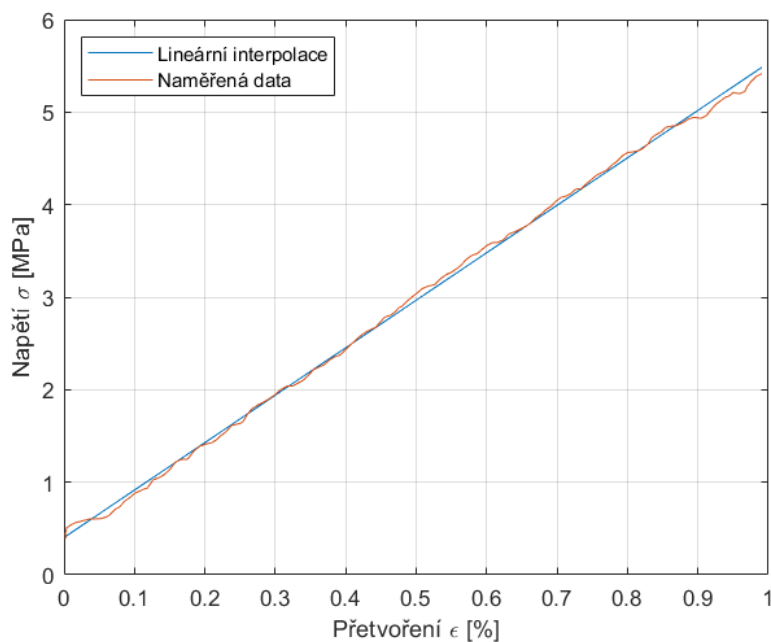


Obrázek 5.4: Naměřená závislost napětí na přetvoření lepicí pásky z pneumatického prvku

Pro volbu materiálového modelu byl proveden odhad napětí v provozním stavu jednoduchým analytickým výpočtem. Na pneumatický prvek lze nahlížet jako na tenkostěnnou tlakovou nádobou pro kterou platí [5]:

$$\sigma_t = \frac{pr}{t} \quad (5.1)$$

Kde  $\sigma_t$  je tečné napětí,  $p$  tlak uvnitř prvku (25 kPa),  $r$  poloměr válce (20 mm) a  $t$  tloušťka pásky (0,16 mm). Po dosazení do vztahu (5.1) vyjde maximální napětí rovno 3,13 MPa. Dle grafu 5.4 se tedy bezpečně pohybujeme v první lineární části charakteristiky. Modul pružnosti byl nalezen pomocí lineární interpolace (obr. 5.5) a je roven 5,13 MPa.



Obrázek 5.5: Lineární interpolace na relevantní části tahové charakteristiky lepicí pásky

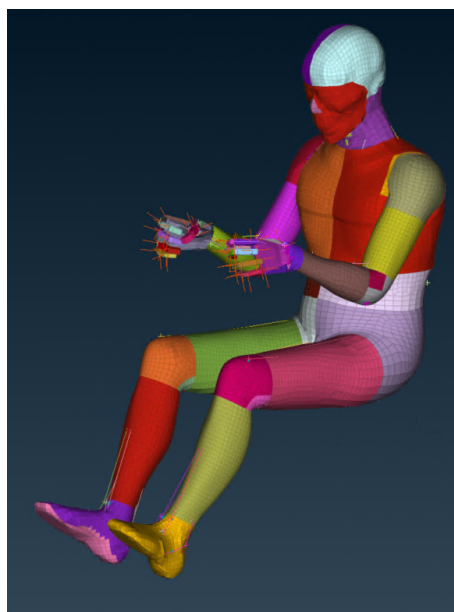


## 6 Příprava simulačního modelu části lidského těla

Cílem této části je sestavení zjednodušeného modelu pro účely hodnocení komfortu sezení. Pro účely dalšího výzkumu je potřeba, aby byl model dobře modifikovatelný. Hodnocena bude především redistribuce kontaktního tlaku.

### 6.1 Geometrie

Geometrie byla převzata z modelu pasažéra THUMS AM50 v5.03 reprezentujícího 50 percentilního muže o hmotnosti 74 kg a výšce 175 cm. Tento model byl automobilkou TOYOTA primárně sestaven pro hodnocení bezpečnosti vozidla (nebo jeho částí) během nárazu [6]. Pro účely hodnocení komfortu sezení byla použita pouze část modelu mezi pasem a koleny a byla provedena některá zjednodušení.



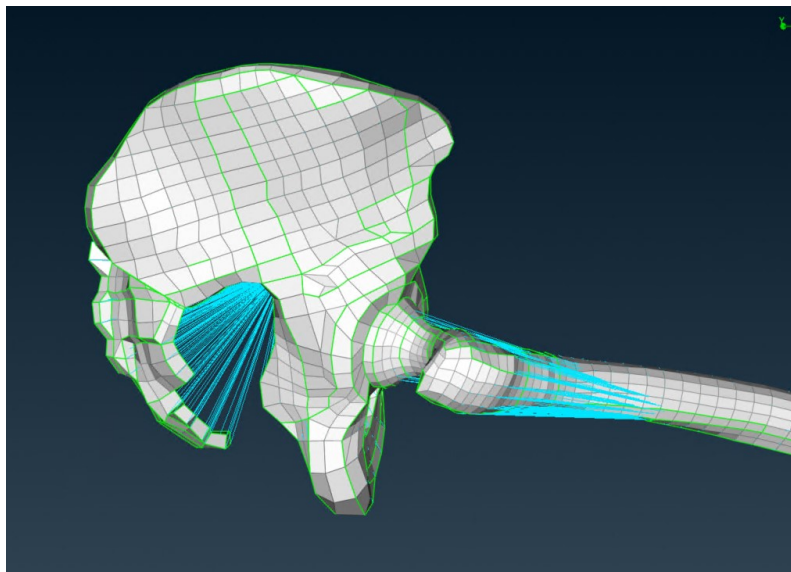
Obrázek 6.1: Model pasažéra THUMS

Originální model je složen ze čtyř vrstev - kůže, tuku, svalů a kostí. Vzhledem k aplikaci byly kosti uvažovány jako dokonale tuhé, jejich objemová síť byla zanedbána (smazána z původního modelu), na jejich místě ve svalu pak zůstala dutina

v původním tvaru kosti. Uzly na povrchu vzniklé dutiny byly spojeny prvkem RBE2. Umístěny byly dva prvky RBE2, jeden pro kost stehenní a jeden dohromady pro pánevní pletenec.

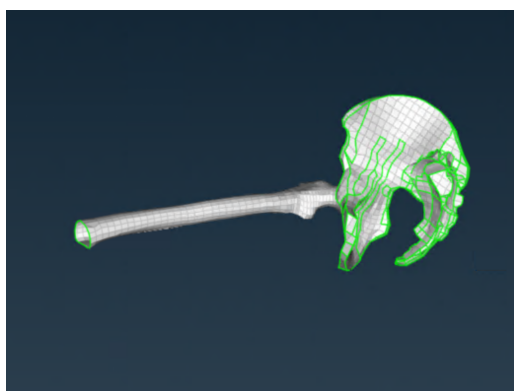
Kůže je reprezentována 1 910 povrchovými elementy o tloušťce 4 mm [7]. Tuková vrstva je složena z 21 916 elementů a sval z 62 063 elementů.

Na nově vzniklé plochy odstraněných částí modelu byly umístěny prvky RBE2 (obr. 6.3d). Řídící uzel RBE2 prvku na dolní končetině byl umístěn do středu otáčení kolena, řídicí uzel prvku na horní polovině těla byl umístěn do těžiště odstraněné hmoty horní poloviny těla. Poloha těžiště odstraněné hmoty byla určena dostupnými nástroji v preprocesoru ANSA.

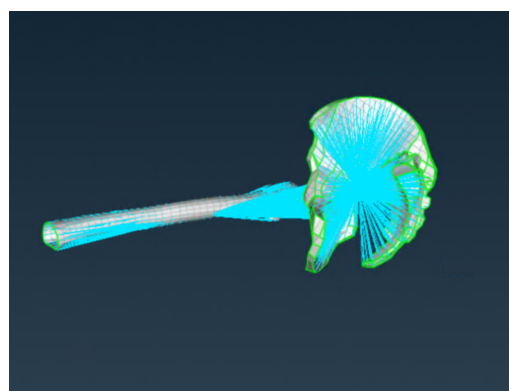


Obrázek 6.2: Detail propojení kyčelního kloubu a pánve

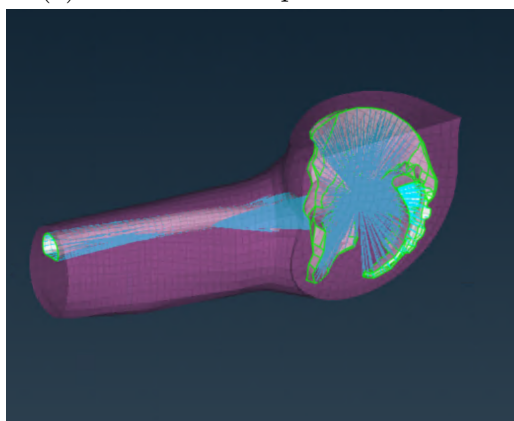
Při pilotním výpočtu bylo zjištěno, že elementy mezi jamkou kyčelního kloubu a hlavicí stehenní kosti se příliš deformují a model nekonvergoval. Geometrie stehenní kosti a pánve proto byla propojena (obr. 6.2) tak, aby tvořila jeden celek. Pro zachování přibližné funkce kloubu byly opět použity dva prvky RBE2 pro stehenní kost a pánev. V oblasti kyčelního kloubu bylo vynecháno několik řad elementů, natočení stehna vůči trupu je tak stále možné.



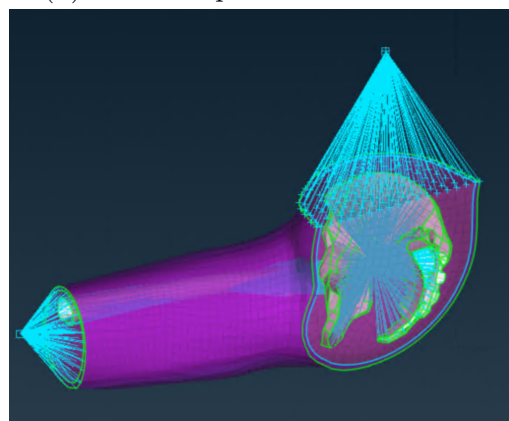
(a) Geometrická reprezentace kostí



(b) Umístění prvků RBE2 na kosti



(c) Objemová síť svalových tkání



(d) Celý model

Obrázek 6.3: Jednotlivé vrstvy biomechanického modelu pro simulaci interakce člověka a sedačky. Bíle prosvítající kosti jsou pouze pro názornost zvýrazněné elementy povrchu dutiny, která vznikla odstraněním objemové sítě kostí.

## 6.2 Materiálové modely měkkých tkání

Problematika modelování měkkých tkání je poměrně nepřehledná a nekonzistentní, jak dokládá například článek [8], který shrnuje metody a výsledky velkého množství dalších autorů kteří se zabývali tvorbou biomechanických MKP modelů pro hodnocení komfortu sezení. Pro modelování měkkých tkání jako kontinua se používá celá řada materiálových modelů. Část autorů [9], [10], [11] používá lineární elastický materiál, což je model vycházející z teorie malých přetvoření. V modelu sestaveném v této práci se dají očekávat velká přetvoření, použití lineárního elastického materiálu tedy není vhodné. Dále jsou prezentovány aplikace různých hyperelastických modelů různého řádu - od Neo Hookeova modelu [12] [7] [13], přes Mooney Rivlinův model [14] až po Ogdenův model [15] [16] [17]. Parametry modelů stejného typu od dvou různých autorů se liší až stonásobně. Z toho důvodu byly analyzovány vlastnosti prezentovaných modelů při jednoosém namáhání.

Deformace je definována pomocí prostých protažení  $\lambda$ . Běžněji používané poměrné přetvoření  $\varepsilon$  je pak o hodnotu 1 nižší. Odvození je uvedeno ve vztahu 6.1, kde  $L$  je rozměr před zatížením a  $L_0$  rozměr po zatížení.

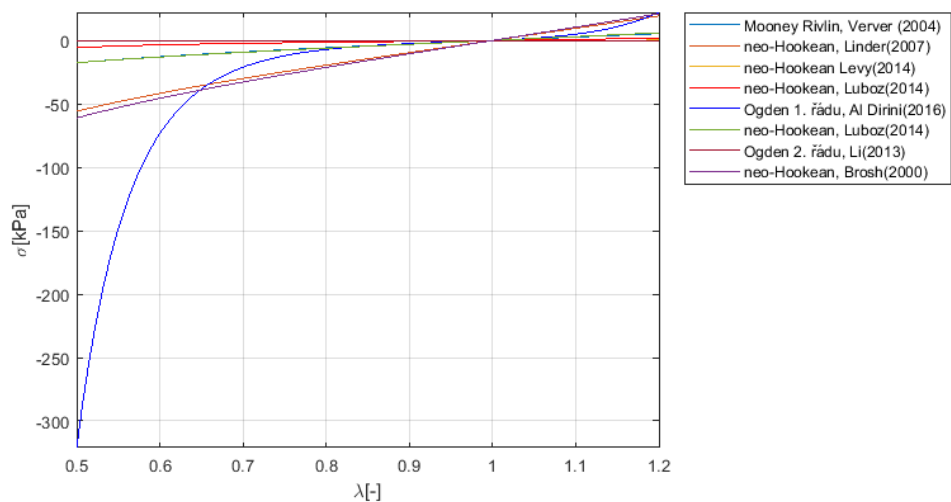
$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{\Delta L + L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} + \frac{L_0}{L_0} = \varepsilon + 1 \quad (6.1)$$

Jednoosé zatížení je definováno deformací ve směru  $x$ . Protažení v ostatních směrech musí být takové, aby byla splněna podmínka nestlačitelnosti - jakobián tenzoru přetvoření byl roven jedné. Takové podmínky splňuje tenzor s členy [18]:

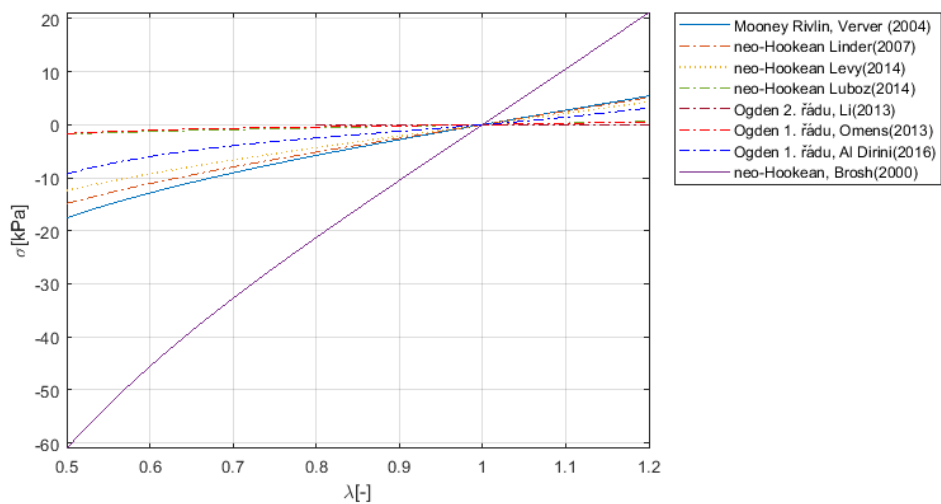
$$C_{11} = \lambda_1 = \lambda, C_{22} = \lambda_2 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}}, C_{33} = \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \quad (6.2)$$

Pro takto připravené přetvoření byla vypočtena deformační energie definovaná jednotlivými konstitutivními vztahy z prezentovaných článků. Derivací deformační energie je pak získáno napětí. [18]

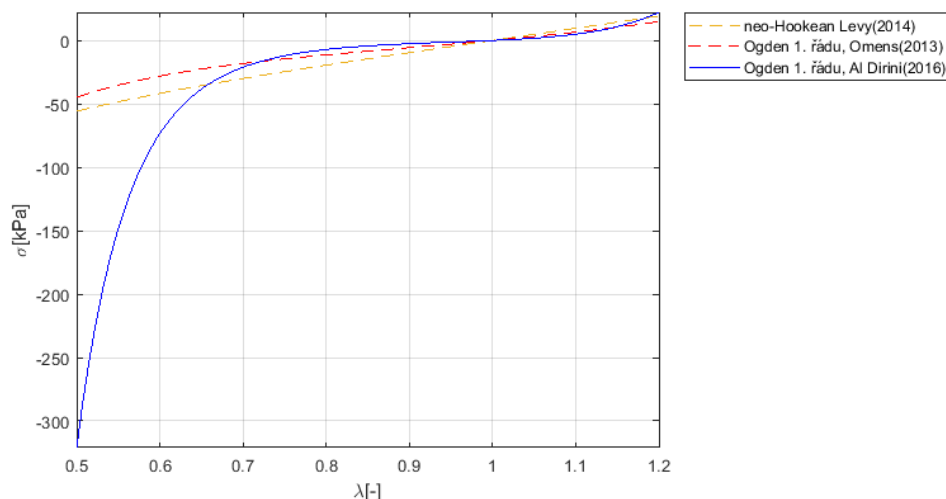
Výsledky představených modelů pro přetvoření v rozsahu prostého přetvoření  $\lambda$  od 0.5 do 1.2 (odpovídá 50 % stlačení a 20 % natažení) jsou zobrazeny zvlášť pro kůži (obr. 6.6), tuk (obr. 6.4) a sval (obr. 6.5). Z průběhů je patrné, že výrazněji vybočuje model Mooney Rivlinův model prezentovaný v [19] a Ogdenův model z článku [15], mezi ostatními modely však nepanuje výraznější tendence. Pro budoucí účely přizpůsobování modelu konkrétnímu figurantovi např. pomocí optimalizačního algoritmu je výhodné mít model s co nejmenším počtem parametrů. Z dvouparametrických modelů pouze Levy [7] prezentuje kompletní sadu materiálových modelů pro tuk, kůži i sval.



Obrázek 6.4: Křivky napětí - deformace pro materiálové modely tuku převzatých od různých autorů



Obrázek 6.5: Křivky napětí - deformace pro materiálové modely svalu převzatých od různých autorů



Obrázek 6.6: Křivky napětí - deformace pro materiálové modely kůže převzatých od různých autorů

Materiálové vlastnosti ve zmíněném článku byly určeny ze zatěžování pod magnetickou rezonancí (MRI). Z obrazového výstupu magnetické rezonance byla získána změna tloušťky kůže tuku a svalu. Model byl sestavován pro účely analýzy komfortu sezení s ohledem na vlivy vedoucí ke vzniku proleženin u kvadruplegiků. Přesné hodnoty použitých modelů jsou uvedeny v tabulce 6.1. Deformační energie použitého modelu je definována vztahem 6.3 [7].

$$W = \frac{G}{2} (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + \frac{1}{2} K (\ln J)^2 \quad (6.3)$$

Tabulka 6.1: Hodnoty parametrů zvolených modelů, převzato z [7]

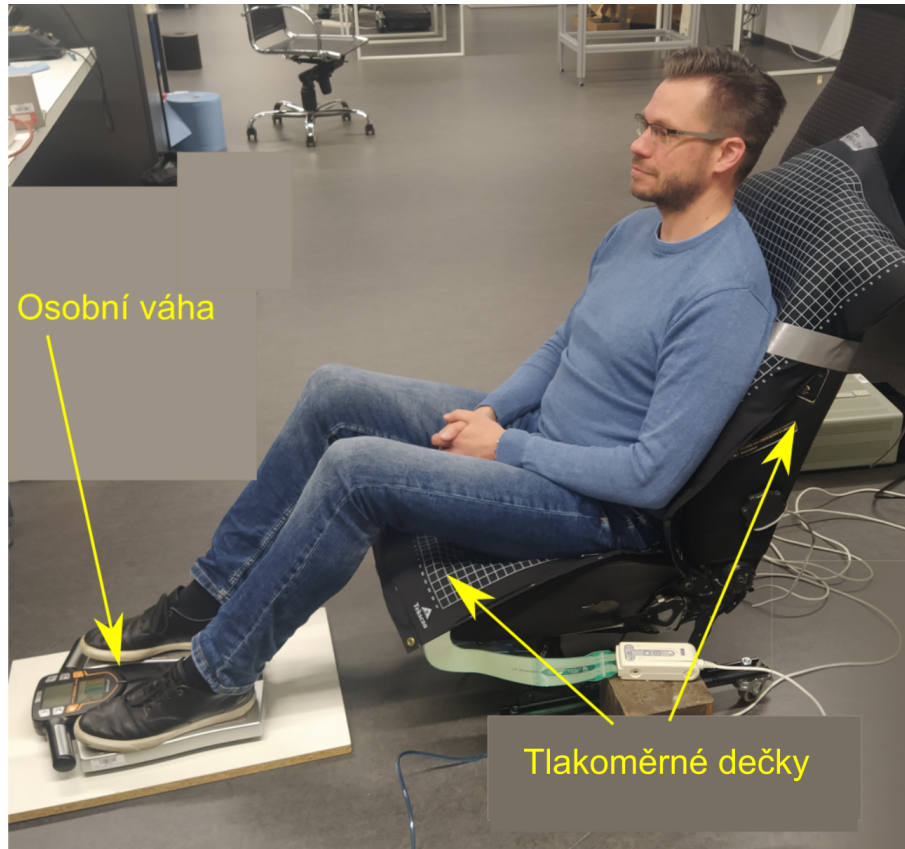
Kůže	$G = 31.9 \text{ kPa}, K = 3179.37 \text{ kPa}$
Tuk	$G = 0.286 \text{ kPa}, K = 28.5 \text{ kPa}$
Sval	$G = 7.1 \text{ kPa}, K = 707.6 \text{ kPa}$

### 6.3 Nahrazení zanedbaných částí těla silovými účinky

Do řídicích uzlů prvků RBE2 byly umístěny okrajové podmínky reprezentující silové účinky odstraněných hmot. Na rozdíl od hmotových charakteristik, reakce mezi zádovou opěrkou sedačky a zády pasážíra a mezi podlahou a nohama nelze určit přímo z modelu (resp. z geometrie a hustoty). Z toho důvodu byly tyto vlastnosti určovány experimentálně.

### 6.3.1 Experimentální určení reakcí nemodelovaných částí biomechanického modelu

Experiment byl proveden za použití dvou deček TekScan. Jednou umístěnou standardně na sedáku, druhou na opěradle. Data získaná ze sedáku byla použita pouze pro validaci modelu. Svislá složka reakce dolních končetin byla zjišťována pomocí osobní váhy. Uspořádání experimentu je zobrazeno na obrázku 6.7.



Obrázek 6.7: Měření vnějších reakcí působících na nemodelované části těla

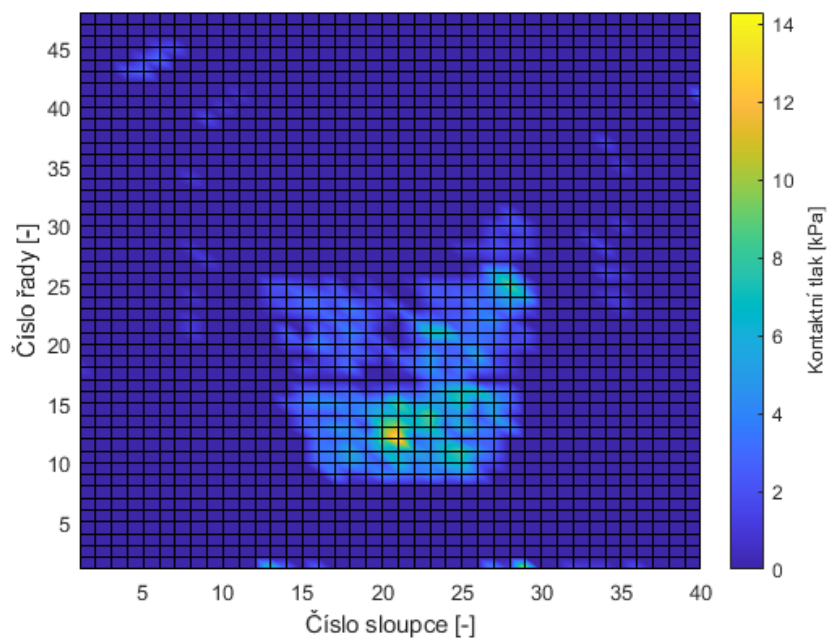
Jako figuranti byly zvoleni muži o fyzických proporcích podobných výchozímu modelu (tzn. 74 kg a 175 cm). Při kalibraci dečky umístěné na sedáku byl požádán, aby se nohama neopíral o zem a zády o opěradlo a na klín mu bylo umístěno závaží o hmotnosti 5 kg. Následně byl v ovládacím programu dečky spuštěn proces kalibrace a jako kalibrační síla byla zadána tíhová síla figuranta se závažím. Dečka umístěná na opěradle byla kalibrována závažím o hmotnosti 11,5 kg.

Tlaková mapa ze zádové opěrky je zobrazena na obr. 6.8. Integrací měřeného tlaku  $p(x, y)$  přes plochu dečky  $S$  (rovnice 6.4) byla vypočtena velikost celkové náhradní síly  $F_{COF}$ . Tyto údaje společně s fyzickými proporcemi figurantů jsou shrnuty v tabulce 6.2.

$$F_{COF} = \int_S p(x, y) dS \quad (6.4)$$

Dále bylo podle vzorce 6.5 vypočteno centrum tlaku, tedy bod, ve kterém je moment silových účinků distribuovaného tlaku nulový.

$$y_{COF} = \frac{\int y dF}{F_{COF}} = \frac{\iint p(x, y) \cdot y dS}{F_{COF}} \quad (6.5)$$



Obrázek 6.8: Distribuce kontaktního tlaku mezi zády a zádovou opěrkou

Tabulka 6.2: Přehled fyzických proporcí figurantů a změřených parametrů

Fugurant	Hmotnost	Výška	$F_{COF}$	$y_{COF}$	Hodnota na osobní váze
A	75,5 kg	180 cm	147 N	279 mm	7,8 kg
B	76,4 kg	175 cm	273 N	250 mm	14,4 kg
C	74,2 kg	174 cm	334 N	278 mm	14,6 kg
D	77,4 kg	175 cm	273 N	242 mm	12,3 kg
E	73,2 kg	178 cm	301 N	217 mm	13,4 kg
Průměr	75,3 kg	176,4 cm	241 N	253 mm	12,5 kg

### 6.3.2 Určení hodnot okrajových podmínek

Změřené reakce mají působiště v místech odstraněných částí původního modelu. Z toho důvodu byly tyto reakce redukovány k řídicím bodům prvků RBE2. Označení jednotlivých bodů, sil, úhlů a rozměrů je znázorněno na obrázku 6.9. Přesné hodnoty



rozměrů byly změřeny v modelu THUMS. Tíhové síly odstraněných částí byly určeny ze znalosti hustot a objemů v preprocesoru ANSA. Všechny vstupní parametry jsou označeny a shrnuty v tabulce 6.3.

Tabulka 6.3: Vstupní parametry pro výpočet silových účinků v řídicích uzlech RBE2 prvků

Parametr		Rozměr
Úhel v koleni	$\alpha$	120°
Úhel sklonu opěradla	$\beta$	10°
Úhel sklonu sedáku	$\gamma$	15,4°
Rameno reakce v zádové opěrci vůči bodu B	$e$	0,1839 m
Délka mezi kolenem a chodidlem	$l$	0,542 m
Tíhová síla horní poloviny těla	$G_B$	362 N
Tíhová síla lýtek a chodidel	$G_L$	96 N

K bodu B budou zadány okrajové podmínky pro směr  $x$  ( $F_{Bx}$ ),  $z$  ( $F_{Bz}$ ), a moment kolem osy  $y$  ( $M_{By}$ ). Velikosti těchto veličin byly vypočteny z rovnic rovnováhy (6.6), (6.7), (6.8), kde  $\beta$  označuje úhel sklonu opěradla,  $G_B$  velikost gravitační síly odstraněné části horní poloviny těla a  $e$  vzdálenost působíště síly  $F_{COF}$  od bodu B. Číselné hodnoty uvedené v následujících vztazích platí pro výpočet provedený za použití průměrných vstupních hodnot z tabulky 6.2.

$$F_{bx} = F_{COF} \cos \beta = 237,3 \text{ N} \quad (6.6)$$

$$F_{Bz} = G_B - F_{COF} \sin \beta = 321,1 \text{ N} \quad (6.7)$$

$$M_B = e \cdot F_{COF} = 47,24 \text{ Nm} \quad (6.8)$$

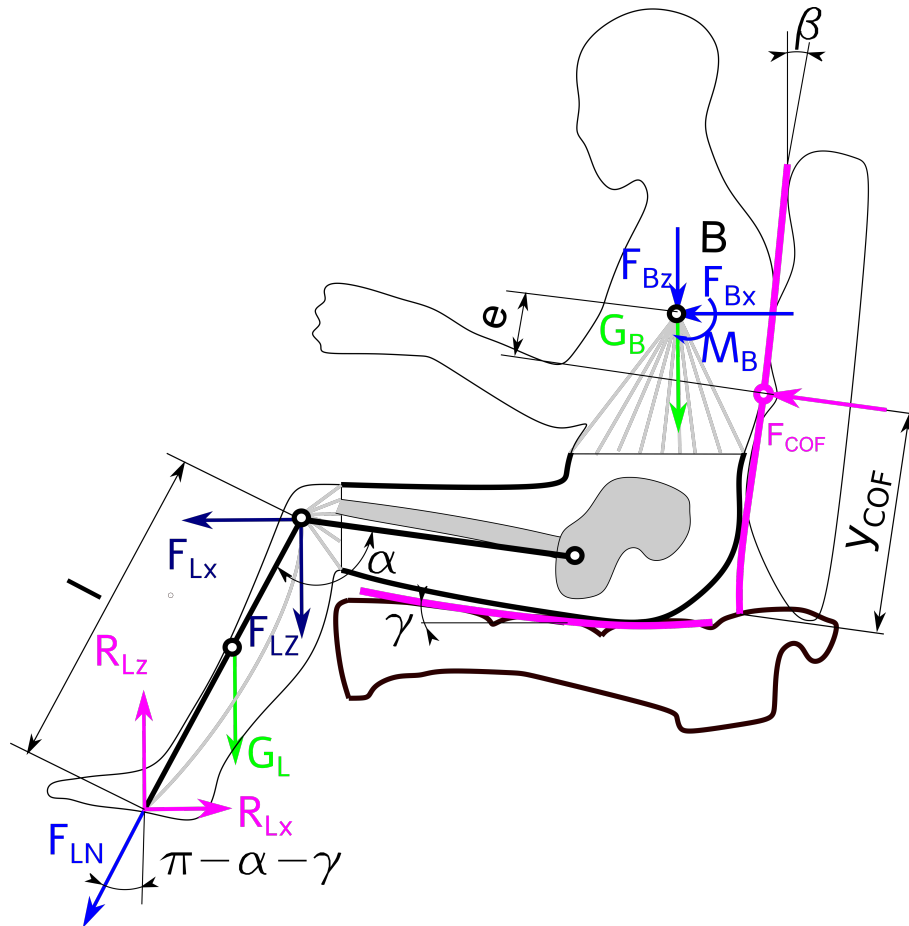
Dále byly řešeny vnitřní silové účinky v kolenním kloubu. Zde  $G_L$  je hmotnost lýtka a chodidla,  $R_{Lx}$  a  $R_{Lz}$  jsou reakce chodidla,  $F_{Lx}$  a  $F_{Lz}$  jsou reakce v koleni.

$$G_L \frac{l}{2} \cos(\pi - \alpha - \gamma) - R_{Lz} l \cos(\pi - \alpha - \gamma) + R_{Lx} l \sin(\pi - \alpha - \gamma) = 0 \quad (6.9)$$

$$F_{Lx} - R_{Lx} = 0 \quad (6.10)$$

$$G_L + F_{Lz} - R_{Lz} = 0 \quad (6.11)$$

Z rovnic rovnováhy 6.9, 6.10, 6.11 byla vypočtena vodorovná složka reakce v chodidle (6.12) a dále síly působící v koleni (6.13) a (6.14), které byly následně zadávány jako okrajové podmínky.



Obrázek 6.9: Schéma nahrazení silových účinků odstraněných částí

$$R_{Lx} = \frac{F_{Lz} l \cos(\pi - \alpha - \gamma) - G_L \frac{l}{2} \cos(\pi - \alpha - \gamma)}{l \sin(\pi - \alpha - \gamma)} \quad (6.12)$$

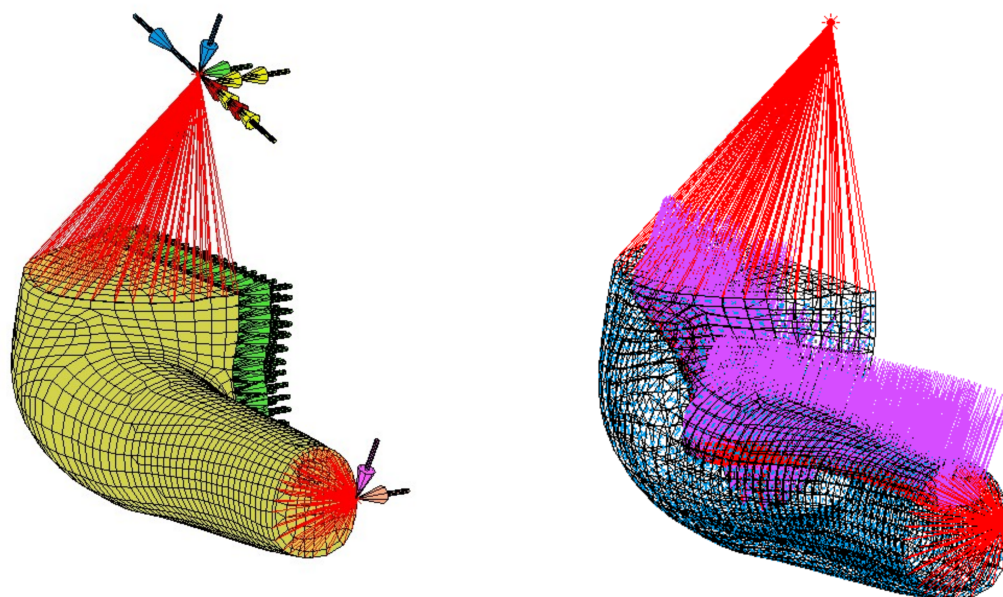
$$F_{Lx} = R_{Lx} = 75,6 \text{ N} \quad (6.13)$$

$$F_{Lz} = R_{Lz} - G_L = 26,5 \text{ N} \quad (6.14)$$

## 6.4 Sestavení modelu části lidského těla

Navržený model je tvořen pouze jedním kontaktním tělesem. Kontakt je definován opět přes povrchové síť, konkrétně pomocí povrchové sítě kůže a sedačky.

Silové účinky vypočtené v předešlé kapitole byly použity jako okrajové podmínky, jelikož je sestavován poloviční model, zadána byla polovina jejich velikosti. Dále byly zavedené okrajové podmínky reprezentující symetrii. Vlastní tíha stehna a hýždí byla simulována pomocí silové okrajové podmínky aplikované na kosti.



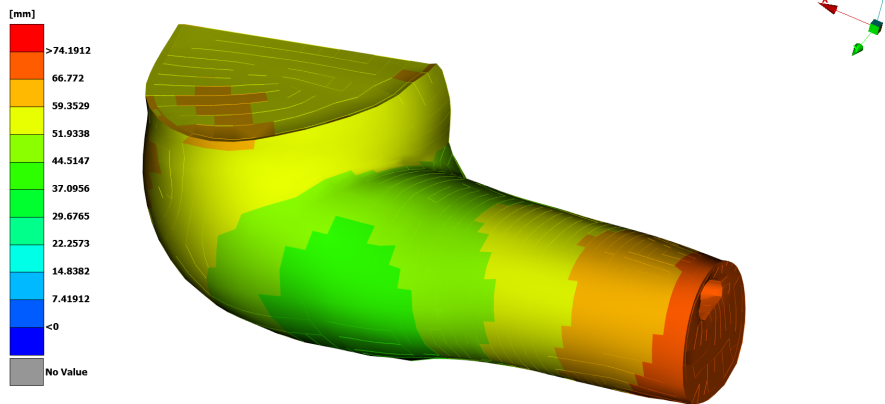
Obrázek 6.10: Vizualizace okrajových podmínek

## 6.5 Provedení a vyhodnocení výpočtu interakce soustavy sedadlo-člověk

Model části lidského těla popsany v kapitole 5 byl umístěn na model sedáku s proměnným tlakovým profilem prezentovaný v kapitole 6.4. Zkombinovaný model obsahoval 277 121 elementů. Výpočet byl proveden pro pneumatický prvek natlakovaný na hodnotu 25 kPa a pro prvek s nulovým tlakem.

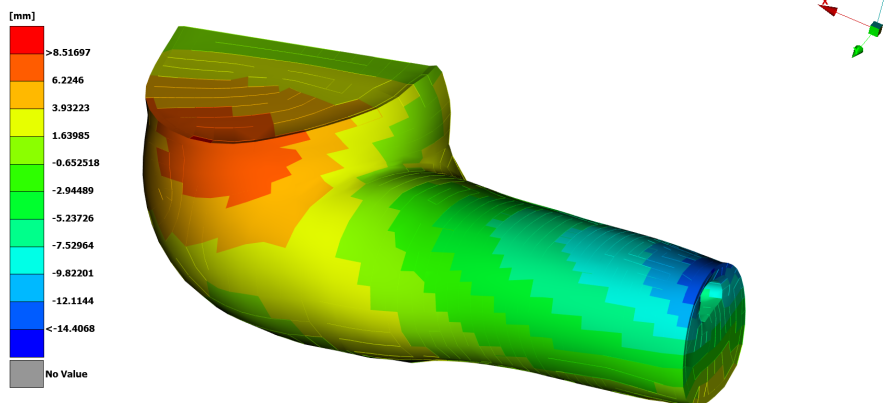
Vizualizace deformovaného stavu je zobrazena na obrázcích 6.11, 6.12, 6.13, 6.14. Absolutní hodnota posunutí, zobrazená na obrázku 6.11, v sobě zahrnuje i posunutí celého těla ve vertikálním směru (při posazení torza do sedáku), pro detailnější představu o deformaci torza jsou uvedeny i obrázky se znázorněnými složkami posunutí pro jednotlivé směry.

0:sedacka\_pneu\_full\_bc\_mat8\_poloza\_2rbe\_job1.t16 : job1 : Scalar: Displacement,Magnitude : : INC 136 TIME 1.000000E+00



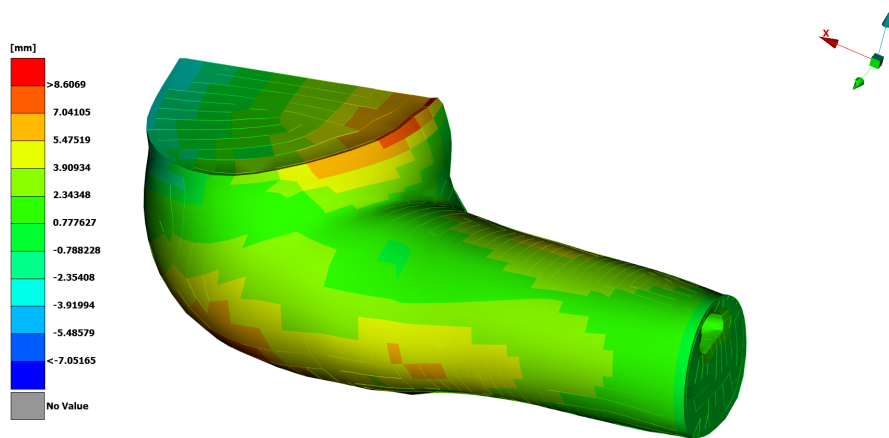
Obrázek 6.11: Absolutní hodnota posunutí uzlů modelu torza v mm

0:sedacka\_pneu\_full\_bc\_mat8\_poloza\_2rbe\_job1.t16 : job1 : Scalar: Displacement,Direction-X : : INC 136 TIME 1.000000E+00



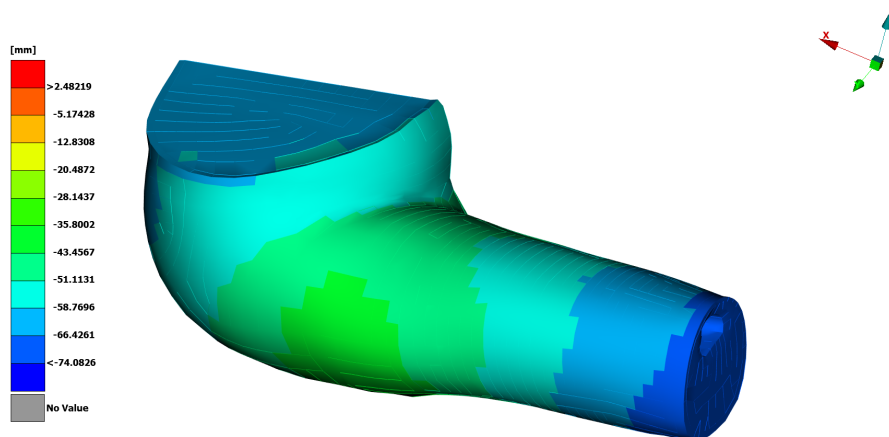
Obrázek 6.12: Posunutí uzlů modelu torza ve směru x v mm

0:sedacka\_pneu\_full\_bc\_mat8\_poloza\_2rbe\_job1.t16 : job1 : Scalar: Displacement,Direction-Y : : INC 136 TIME 1.000000E+00



Obrázek 6.13: Posunutí uzlů modelu torza ve směru y v mm

0:sedacka\_pneu\_full\_bc\_mat8\_poloza\_2rbe\_job1.t16 : job1 : Scalar: Displacement,Direction-Z : : INC 136 TIME 1.000000E+00



Obrázek 6.14: Posunutí uzlů modelu torza ve směru z v mm

## 7 Zhodnocení simulačních výsledků v kontextu experimentálně získaných dat

Pro validaci sestaveného modelu byla provedena měření pomocí měřicí dečky dle metodiky popsané v předešlých kapitolách. U modelu i experimentu byly vyhodnoceny stejné srovnávací parametry.

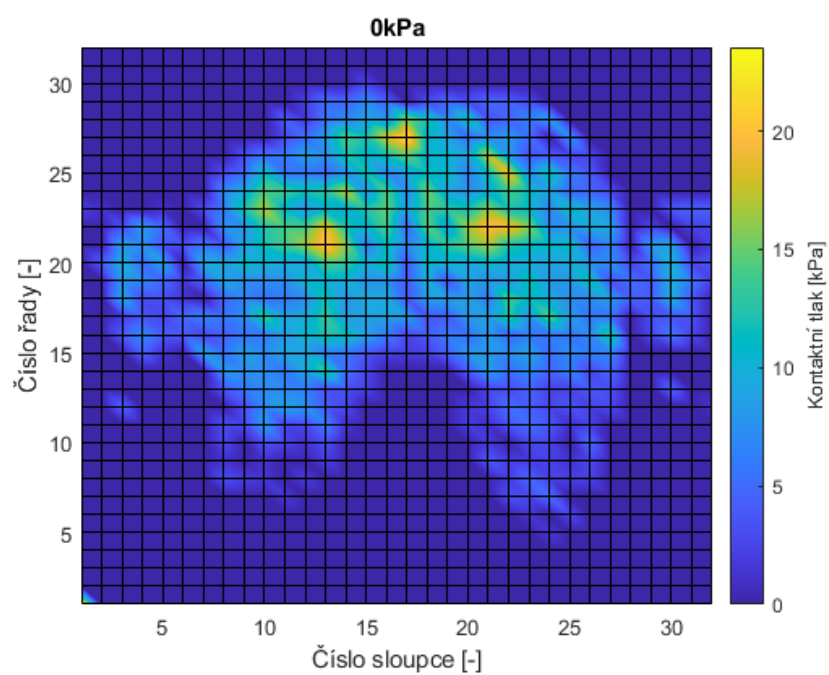
### 7.1 Zpracování experimentálních dat

Pro zasazení modelu do kontextu experimentálních dat bylo provedeno pět měření s figuranty o fyzických proporcích blízkých THUMS modelu. Model byl sestavován pro statisticky průměrného muž a okrajové podmínky týkající se silových účinků odstraněných částí těla byly vypočteny jako průměr ze všech provedených experimentů. Logickým východiskem je tedy nalezení průměrné tlakové mapy.

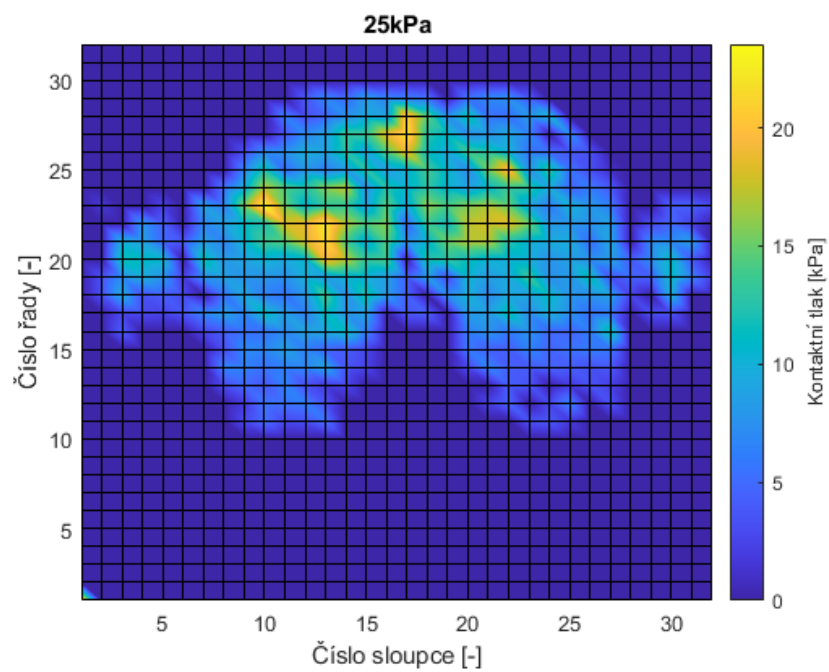
Pro eliminaci vlivu odlišného způsobu posazení člověka na sedák byly tlakové mapy zcentrovány podle centra tlaku. Následně byl pro jednotlivé buňky vypočten aritmeticky průměr. Průměrná tlaková pole pro tlak 0 kPa a 25 kPa jsou zobrazena na obrázcích 7.1 a 7.2, Tlakové mapy pro jednotlivé figuranty jsou uvedeny v příloze A.

Změna distribuce kontaktních tlaků je výrazně méně patrná než u ostatních měření prováděných na stejném sedáku, jejichž výsledky jsou publikovány [2], [20]. Detailně se hodnocením změny kontaktního tlaku pomocí pneumatického prvku s využitím dečky Xsensor zabýval p. Kubr v rámci své absolventské práce [21]. Výsledky prezentované v jeho práci vykazují výraznější a konzistentnější tendence změny kontaktní plochy a velikosti tlakové špičky.

Jediným rozdílem oproti zmiňovaným publikacím je použití tlakoměrné dečky Xsensor místo zde prezentované dečky TekScan. Dečka TekScan byla použita na základě pilotních výsledků validace s tuhým indentorem, kdy oproti Xsensoru lépe pokrývala špičky. V rámci dalšího výzkumu by měla být provedena analýza oblastí použitelnosti zmíněných deček a jejich vlastností při měření interakce tuhé těleso - deformovatelné těleso a deformovatelné těleso-deformovatelné těleso.



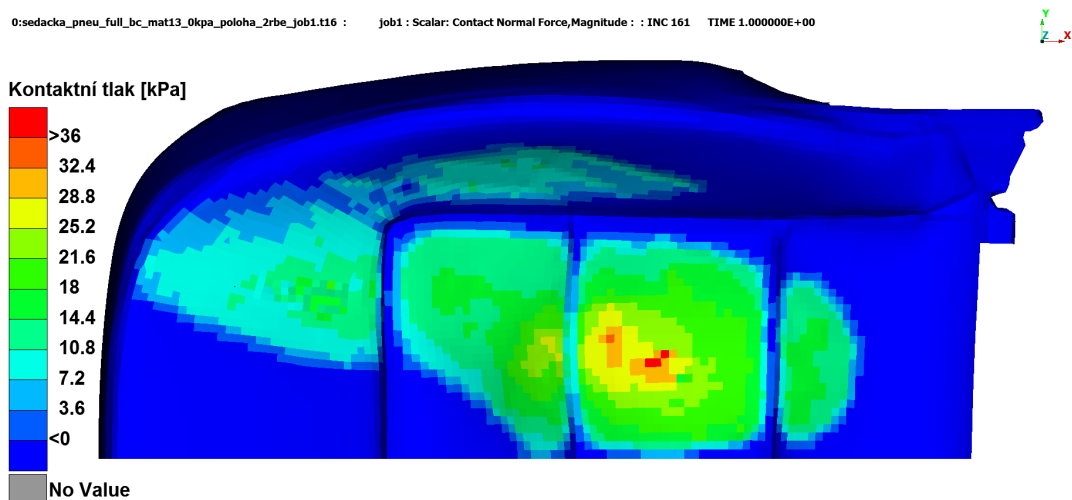
Obrázek 7.1: Průměrná tlaková mapa pro 0 kPa



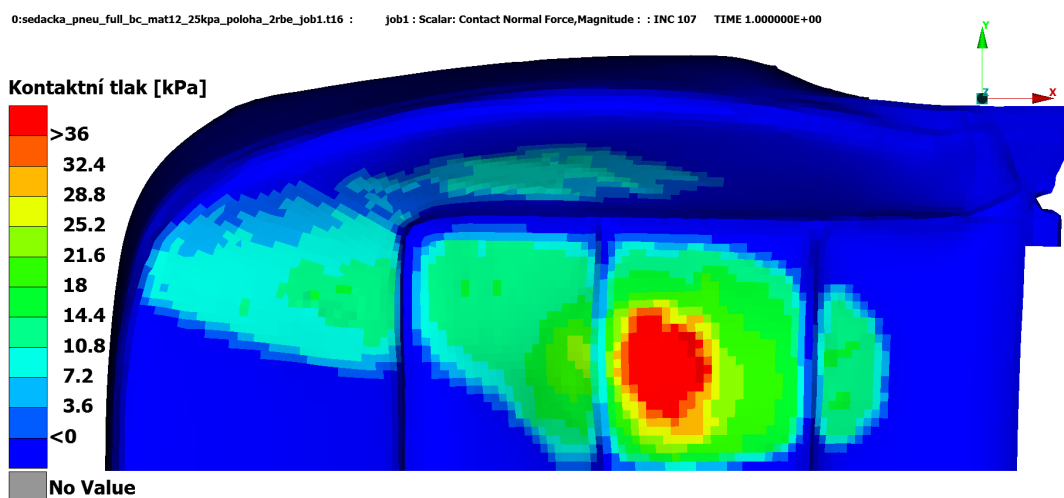
Obrázek 7.2: Průměrná tlaková mapa pro 25 kPa

## 7.2 Zpracování výsledků modelu

Dle zavedené metodiky byl z kontaktní normálové síly vypočten kontaktní tlak na element. Dále byl vytvořen histogram distribuce kontaktních tlaků (obr. 7.6).



Obrázek 7.3: Kontaktní tlaky modelu při 0 kPa



Obrázek 7.4: Kontaktní tlaky modelu při 25 kPa



## 7.3 Porovnání výsledků modelu a experimentu

Pro celkové porovnání a kvantifikaci shody modelu a experimentu a také míry redistribuce kontaktního tlaku byla vyhodnocována velikost kontaktní plochy a velikost tlakové špičky. Tyto veličiny byly vyhodnoceny pro všech pět experimentů, průměrnou tlakovou mapou popsanou v kapitole 7.1 a model a jsou shrnuty v tabulce 7.1.

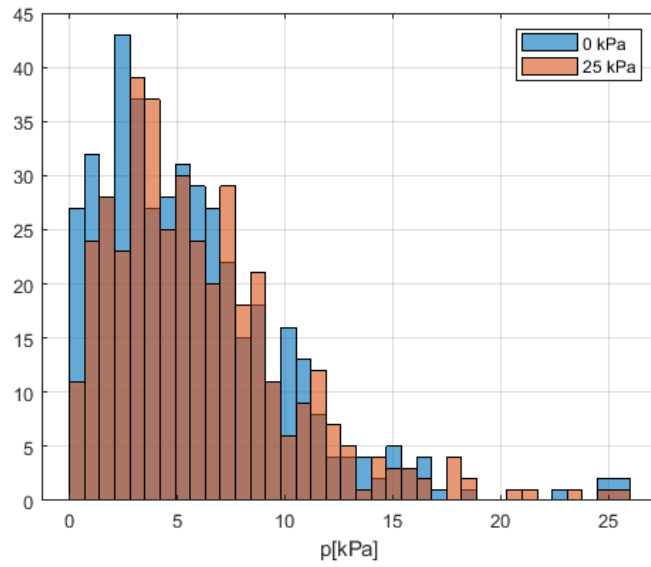
Tabulka 7.1: Shrnutí hlavních sledovaných veličin pro jednotlivé figuranty, průměrnou tlakovou mapu a model

	Kontaktní plocha		Tlaková špička	
	0 kPa	25 kPa	0 kPa	25 kPa
Experiment - figurant A	0,0968 m <sup>2</sup>	0,0931 m <sup>2</sup>	28,5 kPa	31,1 kPa
Experiment - figurant B	0,086 m <sup>2</sup>	0,0847 m <sup>2</sup>	29,5 kPa	33,8 kPa
Experiment - figurant C	0,0851 m <sup>2</sup>	0,0808 m <sup>2</sup>	31,5 kPa	32,8 kPa
Experiment - figurant D	0,1333 m <sup>2</sup>	0,1328 m <sup>2</sup>	29,5 kPa	29,6 kPa
Experiment - figurant E	0,103 m <sup>2</sup>	0,102 m <sup>2</sup>	33,2 kPa	35,8 kPa
Experiment - průměrná mapa	0,117 m <sup>2</sup>	0,115 m <sup>2</sup>	25,1 kPa	26,2 kPa
Model	0,1127 m <sup>2</sup>	0,1017 m <sup>2</sup>	32,08 kPa	36,29 kPa

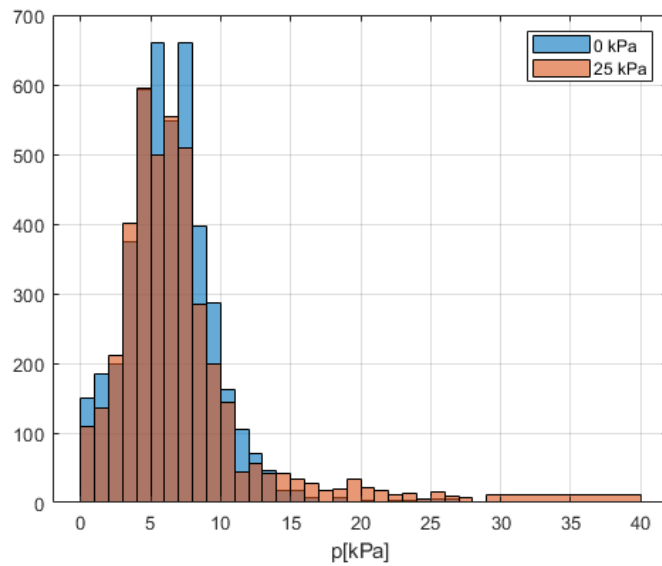
Z výsledků je patrné, že natlakováním pneumatického prvku dojde ke zmenšení kontaktní plochy a zvýšení tlakové špičky. Tento trend je patrný konzistentně u všech případů. U modelu jsou pozorované změny při natlakování pneumatického prvku výrazně patrnější než u experimentů. Velikost stykové plochy u modelu a experimentu je řádově podobná.

Velikost tlakových špiček průměrné tlakové mapy je nejnižší ze všech prezentovaných výstupů. To je dáno principem průměrování a rozložením tlaku v prostoru. Oblast tlakové špičky je poměrně malá a její tvar a velikost je individuální pro každého člověka. Průměrování je prováděno buňku po buňce, takže v mnoha případech byly průměrovány malé a velké hodnoty a došlo tedy ke snížení špiček. Absolutní velikost tlakové špičky při 0 kPa se pohybuje v mezích experimentálních dat, špička při 25 kPa je mírně vyšší.

Dalším srovnávacím měřítkem jsou histogramy kontaktních tlaků (obr. A.15 a 7.6). Z výše zmíněných důvodů se změna tlakového profilu u experimentu projevila pouze minimálně, u modelu je zřetelná výrazněji. Tendence je však v obou případech shodná. S natlakováním pneumatického prvku se zvýší hodnota tlakové špičky a odlehčí se málo a středně zatížené oblasti.



Obrázek 7.5: Histogram distribuce kontaktních tlaků experimentu



Obrázek 7.6: Histogram distribuce kontaktních tlaků modelu

## Závěr

Cílem práce je sestavení modelu interakce člověka a sedačky s proměnným tlakovým profilem. Model byl sestavován pro účely hodnocení distribuce kontaktního tlaku a hodnocení komfortu sezení. Úloha je charakteristická velkými deformacemi (poměrná přetvoření dosahují hodnoty až 60%), materiálovými nelinearitami a přítomností několika kontaktů. Výchozím bodem pro sestavování modelu byl fyzický vzorek sedáku, který byl využit pro digitalizaci geometrie pomocí 3D skenování a dále pro získání vzorků pro identifikaci materiálových modelů.

Jedním ze zásadních problémů úlohy jsou velmi vysoké deformace sedáků. Z důvodu absence geometrie v CAD formátu nebylo možné využít přesítování v průběhu výpočtu. Místo toho byla vytvořena strukturovaná kombinovaná objemová síť.

Pro odladění geometrie, materiálového modelu sedáku a okrajových podmínek, byla provedena validace. Validován byl zjednodušený model sedáku bez zabudovaného pneumatického prvku v interakci s tuhým a tvarově jednoduchým válcovým indentorem. Ověřovací experiment byl proveden pomocí tlakoměrné dečky umístěné mezi indenter a sedák. Výsledné rozložení kontaktního tlaku bylo porovnáno vůči výsledkům modelu. Po sérii navržených úprav bylo dosaženo velmi dobré shody. Validovaný model byl následně rozšířen o pneumatický prvek.

Biomechanický model části lidského těla vychází z většího a detailnějšího modelu celého člověka vytvořeného firmou Toyota pro hodnocení bezpečnosti. Ze zmiňovaného modelu byly použity pouze části mezi pasem a kolena a bylo zavedeno několik zjednodušení. Silové účinky odstraněných částí těla byly nahrazeny okrajovými podmínkami. Jejich přesné hodnoty byly vypočítány redukcí tíhových sil a reakcí do řídicích uzlů dvou tuhých (RBE2) prvků a vychází z kombinace experimentálně zjištěných veličin a znalosti geometrie a hustot.

Poslední část práce se zabývá hodnocením modelu v kontextu experimentálních dat. Model byl srovnáván s tlakovými mapami pěti figurantů. Pro lepší představu byla vytvořena průměrná tlaková mapa. Srovnávána byla velikost tlakové špičky a velikost stykové plochy. Kromě absolutních velikostí byla hodnocena i redistribuce kontaktního tlaku při natlakování pneumatického prvku. Zde se projevil výrazný nedostatek experimentálních dat, kde ve všech případech byla redistribuce méně patrná než experimentální výsledky běžně získávané z měření na zadávajícím pracovišti, prezentované např. v dizertaci [2] nebo článku [20]. Oproti zmiňovaným publikacím byla v této práci použita tlakoměrná dečka jiného výrobce. Důvodem pro výběr jiného snímače byly pilotní výsledky validačního experimentu s tuhým indentorem. Nabízí se tedy otázka vhodnosti použití zmíněné dečky v interakci dvou měkkých těles. Analýza tohoto jevu je námětem pro další výzkum.

I přes výše zmíněné nedostatky experimentální části, absolutní hodnoty tlakové špičky i kontaktní plochy vychází ve shodě s experimenty. Změna rozložení kontaktního tlaku je v modelu zřetelně patrná, primární cíl tvorby modelu byl tedy naplněn. Pomocí metodiky navržené pro stavbu modelu části lidského těla lze vytvořit i modely reprezentující jiné části populace (nabízí se 5 percentilní žena a 95 percentilní muž).

## Použitá literatura

- [1] CIRKL, David. *Seat*. Czech Republic. 303163. 2012.
- [2] TRAN XUAN, Tien. *Modelling of Dynamical and Statical Properties of a Car Seat with Adjustable Pressure Profile*. 2020. Dis. Technical University of Liberec.
- [3] MSC SOFTWARE. *Nonlinear finite element analysis*. 2000.
- [4] MCS SOFTWARE. *Marc® 2020 Feature Pack 1 Volume A: Theory and User Information*. 2020.
- [5] MICHALEC, Jiří. *Pružnost a pevnost I*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1995. ISBN ISBN 978-80-01-04224-3.
- [6] TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC. *Total Human Model for Safety (THUMS), AM50 Occupant Model Version 5.03*. 2021. Tech. zpr. TOYOTA MOTOR CORPORATION.
- [7] LEVY, Ayelet, KOPPLIN, Kara a GEFEN, Amit. An air-cell-based cushion for pressure ulcer protection remarkably reduces tissue stresses in the seated buttocks with respect to foams: Finite element studies. *Journal of Tissue Viability* [online]. 2014, roč. 23, č. 1, s. 13–23 [cit. 2022-04-30]. ISSN 0965206X. Dostupné z DOI: [10.1016/j.jtv.2013.12.005](https://doi.org/10.1016/j.jtv.2013.12.005).
- [8] SAVONNET, Léo, WANG, Xuguang a DUPREY, Sonia. Finite element models of the thigh-buttock complex for assessing static sitting discomfort and pressure sore risk. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2018, roč. 21, č. 4, pp. 379–388 [cit. 2022-04-15]. Dostupné z DOI: [10.1080/10255842.2018.1466117](https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1466117).
- [9] MERGL, Christian et al. *Development of a 3D Finite Element Model of Thigh and Pelvis* [online]. Warrendale, PA, 2004-06 [cit. 2022-04-19]. SAE Technical Paper, 2004-01-2132. SAE Technical Paper. Dostupné z DOI: [10.4271/2004-01-2132](https://doi.org/10.4271/2004-01-2132).
- [10] WAGNAC, Éric L., AUBIN, Carl-Éric a DANSEREAU, Jean. A New Method to Generate a Patient-Specific Finite Element Model of the Human Buttocks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2008, roč. 55, č. 2, s. 774–783 [cit. 2022-04-19]. ISSN 0018-9294. Dostupné z DOI: [10.1109/TBME.2007.912640](https://doi.org/10.1109/TBME.2007.912640).

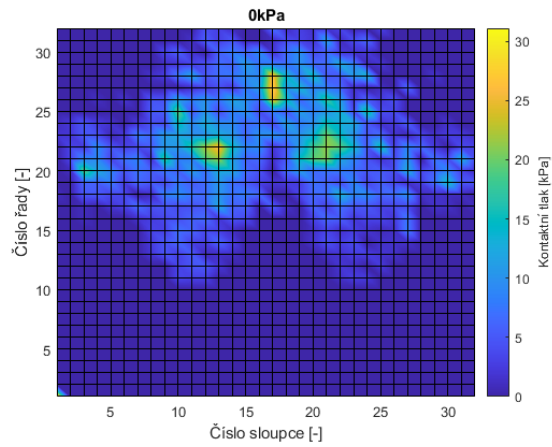
- [11] KURODA, Shuichi a AKIMOTO, Masataka. Finite Element Analysis of Undermining of Pressure Ulcer with a Simple Cylinder Model. *Journal of Nippon Medical School* [online]. 2005, roč. 72, č. 3, s. 174–178 [cit. 2022-04-19]. ISSN 1345-4676, ISSN 1347-3409. Dostupné z DOI: [10.1272/jnms.72.174](https://doi.org/10.1272/jnms.72.174).
- [12] LINDER-GANZ, Eran et al. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. *Journal of Biomechanics* [online]. 2007, roč. 40, č. 7, s. 1443–1454 [cit. 2022-04-30]. ISSN 00219290. Dostupné z DOI: [10.1016/j.jbiomech.2006.06.020](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.06.020).
- [13] LUBOZ, Vincent et al. Biomechanical modeling to prevent ischial pressure ulcers. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, roč. 47, č. 10, s. 2231–2236 [cit. 2022-04-30]. ISSN 00219290. Dostupné z DOI: [10.1016/j.jbiomech.2014.05.004](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.004).
- [14] VERVER, M.M. et al. A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2004, roč. 7, č. 4, s. 193–203 [cit. 2022-04-30]. ISSN 1025-5842, ISSN 1476-8259. Dostupné z DOI: [10.1080/10255840410001727832](https://doi.org/10.1080/10255840410001727832).
- [15] AL-DIRINI, Rami M. A. et al. Development and Validation of a High Anatomical Fidelity FE Model for the Buttock and Thigh of a Seated Individual. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2016, roč. 44, č. 9, s. 2805–2816 [cit. 2022-04-30]. ISSN 0090-6964, ISSN 1573-9686. Dostupné z DOI: [10.1007/s10439-016-1560-3](https://doi.org/10.1007/s10439-016-1560-3).
- [16] OOMENS, C.W.J. et al. A numerical study to analyse the risk for pressure ulcer development on a spine board. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, roč. 28, č. 7, s. 736–742 [cit. 2022-04-30]. ISSN 02680033. Dostupné z DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2013.07.005](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.005).
- [17] LI, Sujiao, ZHANG, Zhengxiang a WANG, Jue. A NEW CUSTOM-CONTOURED CUSHION SYSTEM BASED ON FINITE ELEMENT MODELING PREDICTION. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2013, roč. 13, č. 04, s. 1350051 [cit. 2022-04-30]. ISSN 0219-5194, ISSN 1793-6810. Dostupné z DOI: [10.1142/S0219519413500516](https://doi.org/10.1142/S0219519413500516).
- [18] MCGINTY, Bob. *Continuum Mechanics* [online]. 2012 [cit. 2022-04-19]. Dostupné z: <https://www.continuummechanics.org/>.
- [19] BROSH, T a ARCAN, M. Modeling the body/chair interaction – an integrative experimental–numerical approach. *Clinical Biomechanics* [online]. 2000, roč. 15, č. 3, s. 217–219 [cit. 2022-04-30]. ISSN 02680033. Dostupné z DOI: [10.1016/S0268-0033\(99\)00073-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00073-X).
- [20] VOTRUBEC, Radek, CIRKL, David a SIVCAK, Michal. Control Unit for Seat with Variable Stiffness. In: KATALINIC, Branko (ed.). *DAAAM Proceedings* [online]. 1. vyd. DAAAM International Vienna, 2021, sv. 1, s. 0058–0066 [cit. 2022-05-07]. ISBN 9783902734334. Dostupné z DOI: [10.2507/32nd.daaam.proceedings.009](https://doi.org/10.2507/32nd.daaam.proceedings.009).

- [21] KUBR, Josef. *Měření tlaku v kontaktní zóně automobilového sedáku*. Liberec, 2019. Seminární práce. GYMNÁZIUM F. X. ŠALDY.

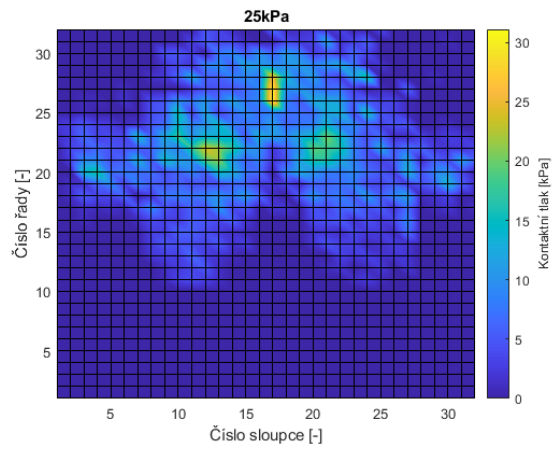
## A Úplné výsledky experimentální části

Tlakové mapy a histogramy pro všechny figuranty.

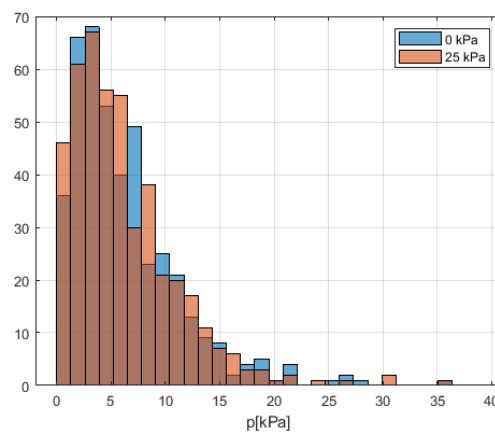




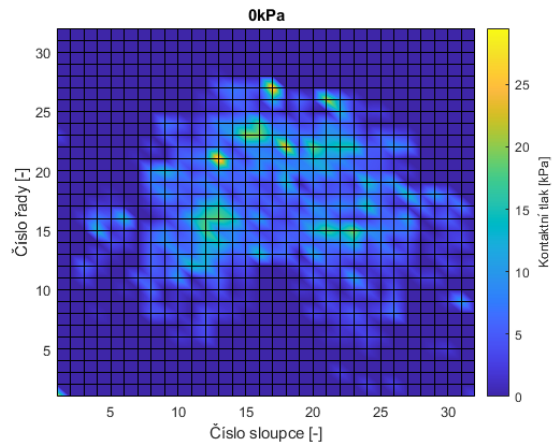
Obrázek A.1: Tlaková mapa figuranta A pro 0 kPa



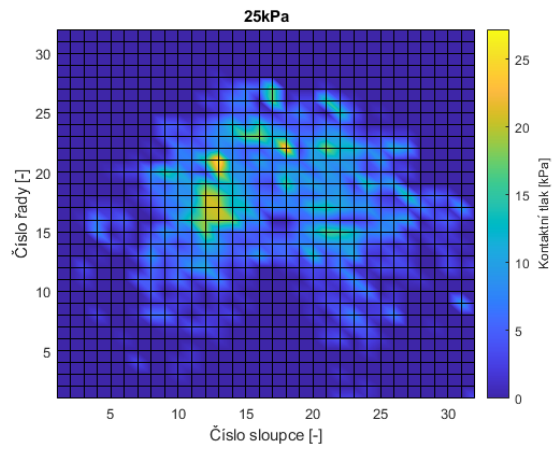
Obrázek A.2: Tlaková mapa figuranta A pro 25 kPa



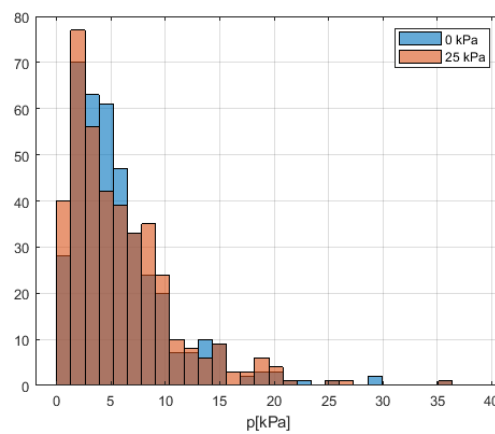
Obrázek A.3: Histogram kontaktních tlaků figuranta A



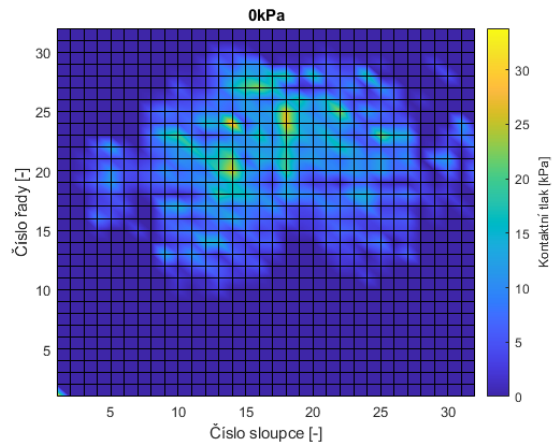
Obrázek A.4: Tlaková mapa figuranta B pro 0 kPa



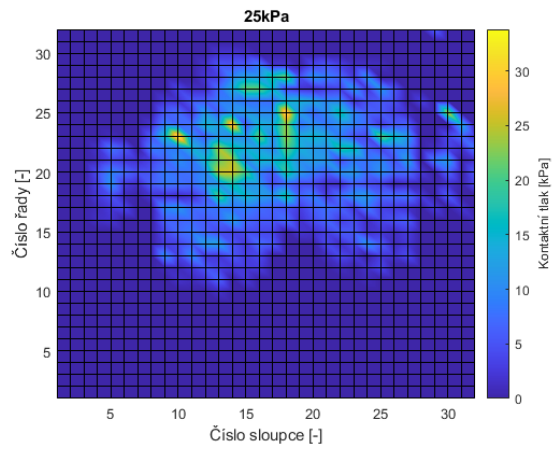
Obrázek A.5: Tlaková mapa figuranta B pro 25 kPa



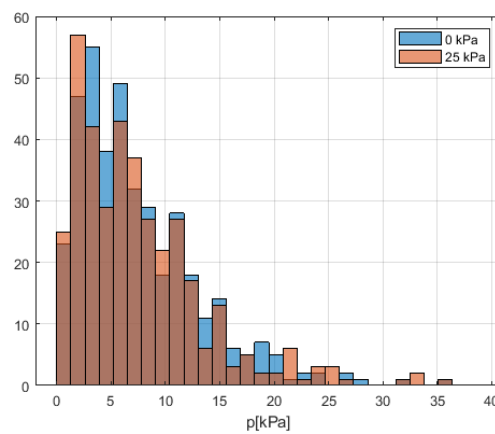
Obrázek A.6: Histogram kontaktních tlaků figuranta B



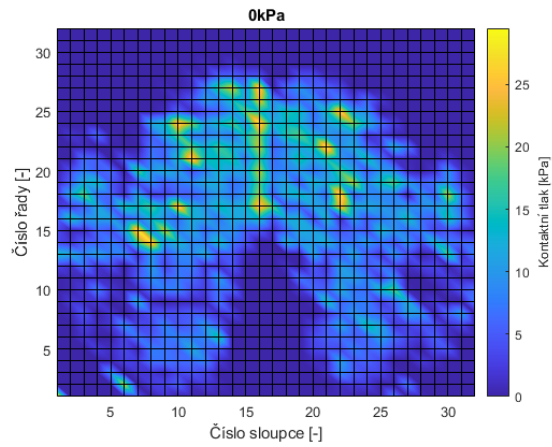
Obrázek A.7: Tlaková mapa figuranta C pro 0 kPa



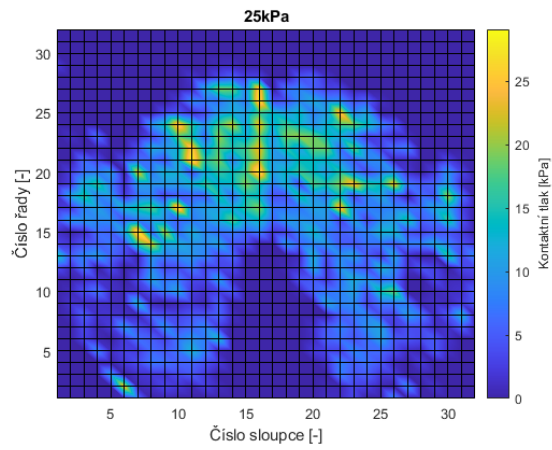
Obrázek A.8: Tlaková mapa figuranta C pro 25 kPa



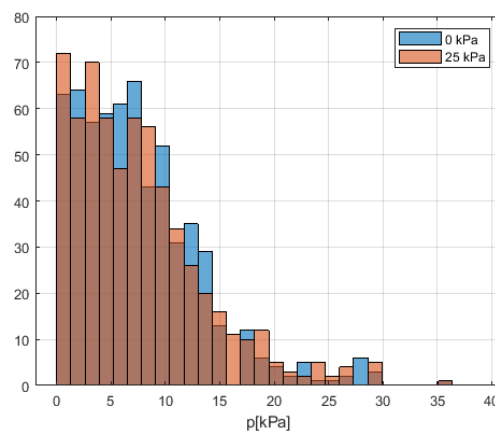
Obrázek A.9: Histogram kontaktních tlaků figuranta C



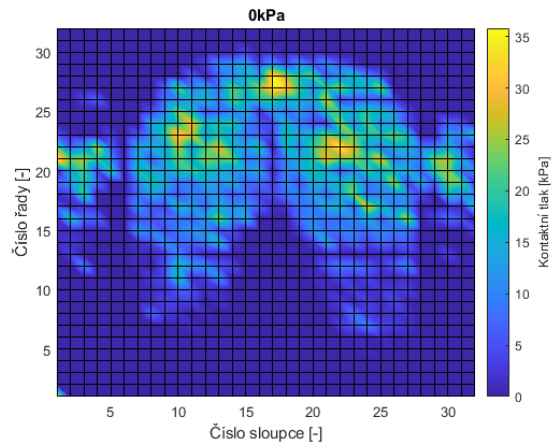
Obrázek A.10: Tlaková mapa figuranta D pro 0 kPa



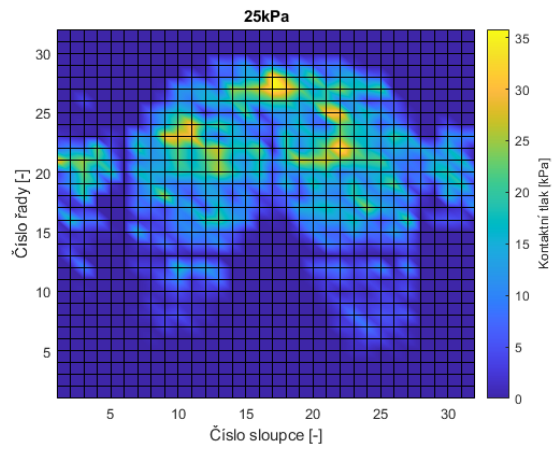
Obrázek A.11: Tlaková mapa figuranta D pro 25 kPa



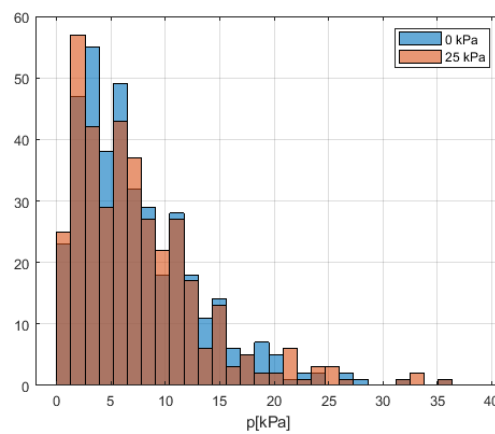
Obrázek A.12: Histogram kontaktních tlaků figuranta D



Obrázek A.13: Tlaková mapa figuranta E pro 0 kPa



Obrázek A.14: Tlaková mapa figuranta E pro 25 kPa



Obrázek A.15: Histogram kontaktních tlaků figuranta E