

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta textilní

Studijní program: P3106 Textilní inženýrství

Studijní obor: 3106V008 Textilní technika

3D netkané textilie ve zdravotnictví – simulace chování matrací při zatěžování

3D nonwovens in medicine – simulation of mattresses behavior under loading

Disertační práce

Autor: Ing. Ondřej Novák

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Hanuš, Ph.D.

V Liberci 30. 9. 2010

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou disertační práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo). Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé disertační práce a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé disertační práce (prodej, zapůjčení apod.). Jsem si vědom toho, že užit své disertační práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do její skutečné výše).

Disertační práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Datum 30. 9. 2010

Podpis

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval všem, kteří přispěli ke vzniku této práce, jmenovitě pak svému školiteli Ing. Jaroslavu Hanušovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady i připomínky a dále Ing. Michalu Petrů za uvedení do problematiky simulování metodou konečných prvků. Všem ostatním bych chtěl poděkovat za trpělivost a vytvoření vhodných studijních i pracovních podmínek.

Anotace

Předkládaná dizertační práce se zabývá modelováním materiálů, které se používají pro výrobu matrací pro prevenci dekubitů (proleženin). Tyto materiály se vyznačují značnou deformovatelností a lze je zařadit do kategorie materiálů hyperelastických. Část materiálů se navíc vyznačuje anizotropií vlastností. V úvodu práce jsou popsány důležité mechanické vlastnosti, které mají význam pro účinnost matrací proti vzniku dekubitů. Jedná se především o velikost kontaktního tlaku vznikající mezi zátěží a matrací. Stručně jsou popsány práce se vztahem k řešené problematice. Dále jsou popsány základní vztahy mechaniky kontinua, konjugované dvojice a významné materiálové modely aplikované v metodě konečných prvků. Výběr simulačního programu je proveden na vzorcích PU pěny zatěžované odlišně tvarovanými tělesy. Pro potahovou textilií byl sestaven model jednoosého zatěžování, který byl následně použit pro model dvouose předpjaté potahové textilie matrace. Výsledné simulační modely jsou aplikovány pro dvě odlišná jádra matrace překryté předepjatým potahem. Výsledky simulace jsou porovnávány s výsledky, které byly stanoveny experimentálně. V závěru jsou ukázány možnosti optimalizace vlastností pomocí navrženého modelu a náhrada zatěžovacího tělesa figurínou. Výsledný model je použitelný pro široký rozsah vlastností výplňových materiálů (jader) i potahových textilií. Lze také zavést vliv relaxace napětí použitých materiálů.

Klíčová slova: MKP, simulace, nelineární materiály, antidekubitní matrace, kontaktní tlak, XSensor

Annotation

Presented dissertation thesis deals with a simulation of materials used for a prefabrication of the mattresses. Special mattress materials are used for prevention of the pressure sores. These materials have significant deformability and they can be characterized as hyperelastic materials. Moreover some of them have anisotropic properties. In the introduction the mechanical properties, important for the efficiency of mattress, are described, especially the value of contact pressure between load and mattress. Works, closely related to the solved problem are described briefly. Further the basic relations of continuum mechanics, conjugated pairs and significant material models applied in the finite element method are described. A selection of the simulation program is carried out on the samples of polyurethane foam loaded with differently shaped bodies. The model of uniaxial loading was designed for the upholstery textile which covers the mattress. From this basic model the model of biaxially loaded fabric was derived. Complete simulation models are designed for two different paddings of the mattress covered with the preloaded upholstery fabric. The simulation results are compared with results that were determined experimentally. Possibilities of the property optimization and replacement of loading body with a dummy is discussed in the final part of the work. The presented models are applicable for a wide range of properties of padding materials and upholstery fabrics.

Keywords: FEM, simulation, nonlinear materials, antidecubital mattress, contact pressure, XSensor

Seznam vybraných zkratk

$\mathbf{F}$	materiálový deformační gradient
$\mathbf{F}^{-1}$	prostorový deformační gradient
$\mathbf{J}$	Jakobián transformace
$\mathbf{x} = x_i^0$	materiálová souřadnice
$\mathbf{X} = X_i$	prostorová souřadnice
ρ_0, ρ	počáteční, resp. okamžitá hustota kontinua
dV^0, dV	počáteční, resp. okamžitý objem kontinua
d_s^0, d_s	počáteční, resp. okamžitá délka
u_i	posuv částice kontinua
λ_i	protažení v hlavních směrech
$\mathbf{E}^G, \boldsymbol{\varepsilon}^G$	Green-Lagrangeův tenzor deformace
$\boldsymbol{\varepsilon}^I$	inženýrský tenzor deformace
$\mathbf{E}^A$	Almansiho tenzor deformace
$\boldsymbol{\varepsilon}^C$	Cauchyho tenzor deformace
$\mathbf{U}$	pravý tenzor protažení
$\mathbf{V}$	levý tenzor protažení
$\mathbf{R}$	tenzor rotace
$\mathbf{E}$	Biotův tenzor deformace
$\mathbf{E}^{\ln}$	logaritmický tenzor deformace
$\boldsymbol{\varepsilon}^{\ln}$	zjednodušený logaritmický tenzor deformace
$\boldsymbol{\Sigma}, \sigma_{ij}$	Cauchyho tenzor napětí
$\mathbf{P}$	Piola-Kirchhoffův tenzor napětí
$\mathbf{S}$	2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí
$\mathbf{H}$	Hillův tenzor napětí
$\mathbf{T}$	Biotův tenzor napětí
$\mathbf{A}$	práce konjugované dvojice
Φ	hustota deformační energie

Ψ	hustota doplňkové energie
E_{ij}	Youngův modul pružnosti
μ_{ij}	zobecněná Poissonova čísla
μ	Poissonovo číslo
λ	Lámeho parametr
δ_{ij}	Kroneckerův symbol
G	smykový modul
K	objemový modul
ε_{ekv}	ekvivalentní přetvoření
$\dot{\sigma}_{ij}$	rychlosti složek tenzoru napětí
$\dot{\varepsilon}_{ij}$	rychlosti složek tenzoru deformace
A	funkce deformační energie
$A(F)$	deformační energie jako funkce materiálového deformačního gradientu
$A(E^G)$	deformační energie jako funkce Green-Lagrangeova tenzoru deformace
I_i	invarianty izotropního modelu hyperelastického materiálu
L_M, p	hydrostatický tlak (Lagrangeův multiplikátor)
$\mathbf{I}$	jednotková matice
A_{IZO}	izochorická část (neměníci objem) funkce deformační energie
A_{VOL}	volumetrická část (měnící objem) funkce deformační energie
S_{IZO}	izochorická část (objem neměnící) 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí
S_{VOL}	volumetrická část (objem měnící) 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí
A_{iso}	funkce deformační energie odpovídající izotropní deformaci
A_{aniso}	funkce deformační energie odpovídající anizotropní deformaci
k_1, k_2, k_3, k_4	materiálové parametry anizotropních hyperelastických materiálů
$\mathbf{a}^0, \mathbf{g}^0$	vektory směru výztuže
q	reakční člen
Δ_i	poměrné přetvoření

α^0, γ^0	tenzorová pole
$R(t)$	relaxační modul
$C(t)$	creepová poddajnost
$\dot{\varepsilon}^E(t)$	rychlost deformace pružného členu
$\dot{\varepsilon}^V(t)$	rychlost deformace viskózního členu
τ	časová konstanta
Π	potenciální energie
U	vektor uzlových posuvů prvků
F	působící síla
K	matice tuhosti
E	matice elastických konstant
s	plošný obsah prvku
S	inverzní matice elementárních aproximačních funkcí se souřadnicemi uzlů
h	tloušťka prvku
S	inverzní matice elementárních aproximačních funkcí
D	matice diferenciálních operátorů
A	matice aproximačních funkcí
M	matice hmotnosti
B	matice tlumení
$\dot{U}$	matice okamžité rychlosti
$\ddot{U}$	matice okamžitého zrychlení

Obsah

1 Úvod.....	1
2 Současný stav.....	4
2.1 Příčiny vzniku dekubitu	4
2.1.1 Mechanické vlivy.....	4
2.1.2 Chemické vlivy.....	5
2.1.3 Další vlivy.....	5
2.1.4 Systémy používané pro předcházení a léčbu dekubitů	6
2.2 MKP ve vztahu k řešené problematice – rešerše	10
2.3 Principy přímého měření kontaktního tlaku	14
2.3.1 Jednorázové měření kontaktního tlaku	14
2.3.2 Opakované měření kontaktního tlaku	15
3 Cíle disertační práce a postup k jejich dosažení	18
4 Problematika nelineárních anizotropních materiálů	19
4.1 Úvod do mechaniky kontinua vláknenných útvarů	19
4.1.1 Popis kinematiky přetvoření kontinua	19
4.1.2 Velikost a míra přetvoření	22
4.1.3 Velikost a míra napětí	25
4.2 Energeticky konjugované dvojice.....	27
4.3 Konstitutivní vztahy v mechanice kontinua	28
4.4 Modely elastických materiálů.....	28
4.4.1 Ortotropní materiálový model	29
4.4.2 Transverzálně izotropní materiálový model	29
4.4.3 Lineárně elastický materiálový model	29
4.4.4 Po částech lineárně elastický materiálový model	30
4.4.5 Model nelineárně elastického materiálu	31
4.5 Modely hypoelastického materiálu.....	31
4.6 Modely hyperelastického materiálu.....	31
4.6.1 Model izotropního hyperelastického materiálu	32
4.6.2 Model nestlačitelného hyperelastického materiálu.....	32
4.6.3 Model stlačitelného hyperelastického materiálu	33
4.7 Modely vybraných anizotropních hyperelastických materiálů	33
4.7.1 Model anizotropního hyperelastického materiálu se dvěma skupinami nití	34
4.7.2 Model ortotropního hyperelastického materiálu.....	35
4.8 Modely vybraných viskoelastických materiálů	36
4.8.1 Model lineárního viskoelastického materiálu	36
4.8.2 Maxwellův model	37
4.8.3 Kelvinův model	38
5 Použitá zařízení a metody	39
5.1 Zkušební rám	39
5.1.1 Popis horizontálního rámu	40
5.1.2 Upevnění textlie.....	40
5.1.3 Popis vertikálního rámu.....	40
5.2 Popis zkušebního stroje a jeho úpravy.....	41
5.2.1 Zatěžovací těleso	42
5.3 Zařízení pro snímání a zpracování dat ze siloměrných snímačů	42
5.4 Zařízení pro snímání a vyhodnocování kontaktního tlaku	43
6 Experimentální stanovení vybraných vlastností použitých materiálů	44

6.1 Stanovení mechanických vlastností PU pěny pro ověření simulačního programu	45
6.1.1 Zatěžování PU pěny plochou deskou	45
6.1.2 Zatěžování PU pěny tělesem ve tvaru koule	47
6.2 Stanovení mechanických vlastností potahové textilie	48
6.2.1 Popis zkušební vzorku	49
6.2.2 Výsledky testování mechanických vlastností potahové textilie	49
6.3 Testování experimentálního modelu matrace potažené předpjatou textilií	53
6.3.1 Dvouosé zatěžování potahové textilie	53
6.3.2 Kompresní zkouška experimentálního modelu matrace	54
6.3.3 Stanovení kontaktních tlaků na experimentálním modelu matrace	57
7 Popis simulace v MKP a sestavení simulačních úloh	61
7.1 Teorie matematického výpočtu modelů v programu MKP	64
7.2 Simulační model PU pěny zatěžované rovinnou deskou	67
7.3 Simulační model PU pěny zatěžovaný koulí	68
7.4 Simulační model potahové látky namáhané jednoose tahem	70
7.5 Simulační model matrace s jádrem z 3D NT a PU pěny	71
8 Výsledky simulací a diskuze	75
8.1 Testovací simulační modely	75
8.1.1 PU pěna zatěžovaná rovinnou deskou	75
8.1.2 PU pěna zatěžovaná tělesem tvaru koule	77
8.2 Potahová textilie namáhaná jednoose tahem	79
8.3 Potahová textilie namáhaná dvouose tahem	86
8.4 Matrace s jádrem z 3D NT	90
8.4.1 Vyhodnocení deformace	90
8.4.2 Vyhodnocení napětí	91
8.4.3 Vyhodnocení průběhů zatěžovacích křivek	92
8.4.4 Vyhodnocení kontaktních tlaků	93
8.5 Matrace s jádrem z PU pěny	96
8.5.1 Vyhodnocení deformace	96
8.5.2 Vyhodnocení napětí	98
8.5.3 Vyhodnocení průběhů zatěžovacích křivek	99
8.5.4 Vyhodnocení kontaktních tlaků	100
8.6 Příklad optimalizace parametrů matrace	104
9 Přínos práce a doporučení	106
10 Literatura	108
Přílohy	113
Příloha I	113
Příloha II	117
Příloha III	121
Příloha IV	123
Příloha V	125

1 Úvod

Nemocniční lůžka a matrace jsou zdravotním prostředkem, se kterým je pacient po dobu hospitalizace v kontaktu po významnou část dne, pacienti s omezenou hybností na něm mohou být dokonce upoutáni trvale. Je tedy zřejmé, že tato pomůcka musí zajistit určitý stupeň komfortu nejen pro personál, např. z hlediska manipulace s nemocným či při její údržbě, ale především pro samotného pacienta. Kromě komfortu musí poskytnout také určitou bezpečnost, která může být posuzována z různých hledisek. Obecně je zajištěna příslušnými normami, např. ČSN EN 1970 nebo ČSN EN ISO 10993-10. Normami však není ošetřena oblast, která úzce souvisí s funkčností matrací z hlediska jejich schopnosti předcházet vzniku dekubitů.

Důsledek interakce mezi matrací a pacientem popisuje např. *Burman 1993* jako určitou kontaktní plochu a zejména mezi nimi vznikající kontaktní tlak, který je rozhodujícím faktorem pro posouzení rizika možného vzniku dekubitu.

Dekubity patří mezi onemocnění, která se obtížně léčí a nezhledka končí úmrtím. Náklady na léčbu mnohonásobně překračují náklady na prevenci a také doba léčby se významně prodlužuje a zanechává trvalé následky (*Health grades, 2008*).

Vhodnou a účinnou metodu, jak předcházet vzniku dekubitů, případně je léčit a zabránit jejich dalšímu rozvoji, představuje používání pro tento účel navržených matrací. Ty se rozdělují na **pasivní a aktivní** (více kap. 2.1.4). Od běžných matrací používaných zdravými lidmi se liší specifickými mechanickými i fyzikálními vlastnostmi. Tato dizertační práce je zaměřena pouze na studium vybraných vlastností **pasivních matrací**. Pro výrobu pasivních matrací se používá nejčastěji polyuretanová pěna. Z hlediska geometrie se jedná o buněčnou strukturu tvořenou mnohostěny. V závislosti na technologii výroby mohou být stěny buněk více či méně průchodné, čímž lze regulovat prodyšnost pěny. Existuje celá řada polyuretanových pěn, např. tvrdé, měkké, integrální nebo tzv. studené či teplé. Výsledné vlastnosti závisí na použitých vstupních surovinách – vícefunkčních alkoholech a kyanátech – jejich poměru i zvolených výrobních technologiích. Pro výrobu pasivních matrací se vždy používá měkká elastická pěna. Nosným prvkem pěny jsou stěny buněk. Vliv na vlastnosti pěn má vzduch obsažený v buňkách, jak však uvádí *Cirkl 2007*, obsah vzduchu v buňkách se na hodnotě síly nutné pro stlačení významně nepodílí a je možno jej zanedbat. *Croop a Lobo 2009* popisují význam vzduchu v buňkách především ve vztahu k velmi rychle probíhajícím dějům. Vzhledem k tomu, že zatěžování matrace pacientem

je statické, není nutno vliv vzduchu proudícího buňkami pěny brát v potaz a považovat ho za další prvek přispívající k tuhosti pěny.

Jako možná alternativa PU pěny je v práci uvažována objemná kolmo kladená netkaná textilie (3D NT). Její vlastnosti lze ovlivňovat orientací vláken, jejich průměrem (jemností), použitým materiálem a celou řadou dalších parametrů. 3D NT lze považovat za složitou prutovou soustavu s mnoha stupni volnosti, kde při stlačování útvaru jsou dle Neckáře 1998 jednotlivé prvky namáhány na ohyb.

Nedílnou součástí matrace je potah. Ten matraci chrání před okolními vlivy a také se spolupodílí na distribuci tlaku v matraci. Aby jeho příspěvek k hodnotě kontaktního tlaku byl co nejnižší, je nezbytné, aby při namáhání vykazoval vysokou tažnost při malém napětí. V práci je studován potah, který používají přední výrobci antidekubitních matrací. Potah je kompozitní materiál a skládá se z výztuže tvořené osnovní pleteninou a z polyuretanové matrice aplikované ve formě zátěru na lící stranu. Pro tento materiál je charakteristické téměř izotropní chování v jednotlivých směrech namáhání (*Dartex Coating 2010*). Významnou, v praxi požadovanou vlastností zátěru je jeho schopnost nepropouštět vodu, ale propouštět vodní páry. To je výhodné z hlediska ochrany matrace např. proti znečištění, ale méně výhodné z hlediska fyziologického, protože dochází k vyšší potivosti pacienta, což zhoršuje odolnost proti vzniku dekubitu (více kap. 2.1.2).

Chování materiálů používaných pro konstrukci matrací lze považovat za nelineární až silně nelineární při většině forem zatížení. Zatěžovací křivka použité polyuretanové pěny se vyznačuje tzv. plató, tedy oblastí, kde dochází k velmi malému přírůstku síly při značném nárůstu deformace. Počáteční a konečná fáze zatěžovací křivky má pak poměrně strmý průběh. Taktéž 3D NT mohou vykazovat podobné chování.

Exaktní testování účinků antidekubitních matrací je komplikované. Situace se v tomto směru zlepšila až v nedávné době díky vývoji měřicích zařízení i vyhodnocovacích postupů aplikovatelných na získaná data s cílem vytěžit co možná nejvíce informací. I přes tento vývoj je ke zkoušení vždy nutno používat humánní zátěž. Lidské tělo je natolik jedinečné, že dosavadní snahy ho nahradit nehumánní zátěží doposud vedly jen k určitému přiblížení se jeho vlastnostem, plnohodnotně nahradit se ho zatím nepodařilo. I z tohoto důvodu je zkoušení matrací náročné nejen finančně, časově, ale také eticky. Avšak ani zkoušení přímo na člověku není zcela bez problémů. Jinak se totiž chová člověk zdravý, se kterým je testování možno výhradně provádět,

a jinak člověk, např. po úrazu míchy, u kterého došlo k vymizení přirozeného napětí ve svalstvu. Takový člověk bude matraci zatěžovat odlišně, lze předpokládat, že díky nemožnosti podvědomě zaujmout výhodnou polohu dojde i ke zvětšení hodnot kontaktního tlaku.

Zmíněná náročnost „reálného“ testování účinnosti antidekubitních matrací s humánní zátěží vede k použití simulačních programů, které mohou jejich navrhování urychlit, zjednodušit nebo umožní optimalizaci materiálů použitých pro konstrukci matrace. Humánní zátěž pak slouží pouze pro ověření shody chování navrženého modelu s realitou. Je však třeba si uvědomit, že model je pouhým přiblížením, aproximací a jako takový bude vždy vykazovat jisté odchylky od reality.

Tato práce se zabývá možností využití metody konečných prvků (dále jen MKP) pro simulaci kontaktního tlaku mezi matrací a pacientem včetně vlivu potahu.

2 Současný stav

V této kapitole jsou popsány některé souvislosti mezi vlastnostmi matrací a možností vzniku dekubitu. Diskutován je i vliv svěrného účinku, který se v literatuře neuvádí, avšak jeho význam je značný. Dále jsou popsány běžné druhy antidekubitních prostředků a načrtnuty možnosti popisu jejich chování pomocí simulací nelineárních viskoelastických materiálů.

2.1 Příčiny vzniku dekubitu

Problematiku dekubitů je možno rozdělit na oblast prevence, tedy předcházení jejich vzniku a oblast terapie neboli léčby. Jak uvádí např. *HealthGrades 2008*, náklady na léčbu přibližně desetinásobně převyšují náklady spojené s prevencí. Nezanedbatelné množství případů končí úmrtím. I to je jistě motivací pro zlepšení prostředků používaných pro prevenci dekubitů, což by vedlo k omezení jejich dopadů na zdraví pacientů.

Na vznik dekubitu má vliv řada faktorů, které lze dělit podle různých hledisek. Ty budou popsány dále.

2.1.1 Mechanické vlivy

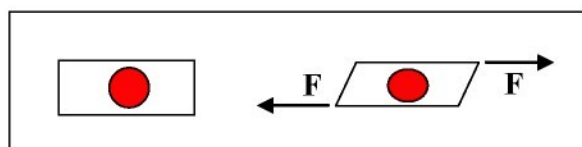
Vliv působícího tlaku

K mechanickým vlivům patří především tlak. Ten je důsledkem působení gravitace na lidské tělo, které podložku zatěžuje určitou silou na jisté ploše. Existují i jiné druhy tlakového působení, např. při fraktuře, kdy posunutá kost utlačuje tkáň, nebo v případě, kdy zubní protéza či katetr tlačí na sliznici. Dle *Kosiaka 1961* je působící tlak nejvyšší v těch místech, kde je soustředěna váha těla, nebo v místech, kde je tělo podložkou přednostně podpíráno, např. v místech výčnělků a vystupujících částí. Hodnota tlaku je také vyšší v místech, kde je tenká tkáň a vzdálenost ke kostem je nižší, dále v místech, kde je tkáň tužší apod. (*Bansal 2005*).

Podle *Hussaina 1953* vede působení tlaku na tkáň k omezení či úplnému zastavení cirkulace krve v kapilárách, která zásobuje tkáň nejen živinami, ale především kyslíkem. Dle *Kosiaka 1961* vede jeho nedostatek k dočasnému nebo trvalému poškození tkáně a může vyústit až ke vzniku nekrotické tkáně. Za hraniční hodnotu se např. dle *Scotta 1986* považuje 32 mm Hg (hodnota arteriálního tlaku), která znemožní proudění krve v kapilárách. To vede k zastavení přísunu živin a kyslíku.

Vliv smykového napětí

Dalším mechanickým faktorem je působící smykové napětí. K jeho vzniku dochází, např. je-li pacient posunován po podložce nebo sedí-li, či je částečně podepřen. Tělo má pak snahu vlivem gravitace sklouzávat po podložce a vlivem tření mezi ní a tělem se do tkání vnáší smykové napětí. Smykové napětí způsobuje vzájemný posuv vrstev tkání, čímž dochází k jejich zkosu. Ten vede k napínání a ztenčování cév a tím k omezení průtoku krve (Obr. 2.1), *Reichel 1958* hovoří o tzv. kolapsu kožních cév. Smykové napětí má tedy podobné důsledky jako působení tlakové síly.



Obr. 2.1: Působení smykového napětí na cévy

Vliv potahu a jeho předpětí na účinnost matrace

V literatuře není popsán vliv tzv. svěrných účinků potahu na vznik dekubitu. V lékařství je známo využití svěrného účinku textilie např. u kompresivní léčby křečových žil. Možností výpočtu svěrného účinku textilií se podrobně zabýval *Stríž 2000*. Lze očekávat, že i potah je zdrojem svěrných sil, které se podílejí na nárůstu kontaktního tlaku. Jeho účinek bude tím větší, čím menší tažnost a vyšší odolnost vůči tahovému napětí potah vykazuje.

2.1.2 Chemické vlivy

Dalšími vlivy, které hrají roli při vzniku dekubitu, jsou vlivy chemické. K nim se řadí působení tekutin a různých látek, které zhoršují stav tkání. Jejich zdrojem může být potřísnění kůže při příjmu tekutiny nebo potravin, ale především inkontinence. Jakékoliv zvlhčení zhoršuje stav kůže a zmenšuje její odolnost vůči tlaku a zvyšuje tak riziko vzniku dekubitu. Dle *Erssera a kol. 2005* vede vlhkost k maceraci kůže. Inkontinence navíc zvyšuje riziko infekcí (*Allman 1997*). Vlivem kombinace tlaku, vlhkosti a inkontinence na vznik dekubitu se zabývali např. *Ersser a kol. 2005*.

2.1.3 Další vlivy

Vliv teploty

Zvýšená teplota kůže zvětšuje riziko vzniku dekubitu (*Iaizzo a kol. 1995*, *Lachenbruch 2005*). *Kokateb a kol. 1995* popisují experiment na zvířatech, který negativní vliv zvýšené teploty prokazuje. Naopak je-li teplota nižší, nežli je běžná

teplota tkáně, je její účinek kladný. V popisovaném experimentu se působilo kovovými disky zvýšeným tlakem na pokusné objekty. Pokud byly disky chlazeny, nedocházelo ke vzniku dekubitů. Se zvyšující se teplotou disků se zvyšoval i stupeň poškození zatěžované tkáně. Příčinu s teplotou vzrůstajícího rizika vzniku dekubitu vysvětlil *Ruch a Patton 1965*. Vysvětlení spočívá ve zvýšeném nároku tkáně na spotřebu kyslíku o 6–13 % na každý stupeň Celsia v důsledku urychlení metabolismu. Zvýšená teplota kůže navíc vede k větší potivosti (*Iaizzo a kol. 1995*).

Vliv délky působení tlaku

Důležitým faktorem vyvíjeného tlaku je doba, po kterou na tkáň působí (*Kosiak 1959*). Obecně platí, že tkáň je schopna odolat značně vysokému tlaku, je-li doba působení velmi krátká. Např. *Seigler 2002* závislost délky působícího tlaku na době trvání pro sezení definuje, přičemž vychází ze závislosti podle *Goonetillekea 1998*, resp. *Kosiaka 1959*. Tato závislost vyjadřuje nepřímou úměru mezi dobou působení tlaku a jeho velikostí. Podobná závislost však pro matrace stanovena není, a proto se za nejvyšší dlouhodobě působící hodnotu tlaku považuje 32 mm Hg (4,266 kPa), tedy tlak, při němž dochází k uzavření kapilár a k zastavení proudění krve (*Landis 1930*).

2.1.4 Systémy používané pro předcházení a léčbu dekubitů

V současné době existuje několik druhů produktů, které jsou vhodné pro předcházení dekubitů. Některé jsou vhodné také pro jejich léčbu, protože jejich účinnost je vyšší (*DLF Factsheet 2006*). Toho je dosaženo použitím odlišného principu redukce tlaku. Nejjednodušeji lze používané systémy rozdělit na pasivní a aktivní.

Pasivní systémy

Pasivní systém je takový, který nemá žádný mechanismus ani způsob, jak v čase řízeně měnit distribuci působícího tlaku. Výsledný tlak je tedy dán interakcí mezi zatěžovacím tělesem a matrací a vychází z jejich mechanicko-fyzikálních vlastností (tuhost, tvrdost, poddajnost, relaxace napětí).

Pasivní systémy mohou být vytvořeny jako tzv. *přídavné*. Umísťují se na stávající matraci a jejich antidekubitní účinek je poměrně nízký. Hodí se pro použití v domácnostech především pro zvýšení komfortu ležení při domácí péči o postiženého. Vyznačují se relativně malou tloušťkou v rozsahu přibližně 30–100 mm. Jejich cena se pohybuje řádově okolo 1000 Kč.

Dále se lze setkat s tzv. *nahrazující* matrací. Tato matrace se použije namísto stávající matrace. Její tloušťka je větší než u běžné matrace, až 200 mm. Její antidekubitní účinek je relativně vysoký, používá se v pečovatelských domech, v nemocnicích a všude tam, kde je vyšší riziko vzniku dekubitu.

Jak již bylo v úvodu zmíněno, pasivní matrace jsou nejčastěji vyráběny z měkké polyuretanové pěny. Matrace z polyuretanových pěn mohou být z jednoho druhu pěny nebo lze kombinovat více druhů pěn odlišných vlastností. Pěny takto tvořených matrací se vkládají do pomocného rámu z tužší polyuretanové pěny a jednotlivé části se spojí lepením. Povrch pěny může být upraven prořezáváním. To zajistí lepší cirkulaci vzduchu mezi ní a lidským tělem. Pěny mohou být i tvarovány pro lepší přizpůsobení se lidskému tělu. PU pěny jsou nenáročné na údržbu, mají dlouhou životnost, jejich nevýhodou je však dobrá tepelně izolační schopnost, v jejímž důsledku nedochází k odvodu tepla z povrchu kůže, čímž se zvyšuje její teplota (*Brienza a Geyer 2005*).

Některé matrace mohou být tvořeny polštářem, který je plněn vzduchem, vodou nebo jinými viskózními materiály, jako je např. elastomerní silikon či běžný silikon (*Brienza a Geyer 2005*). Nevýhodou je možné riziko úniku plnicího média a tím i ztráty požadovaných vlastností, v případě vody jako média hrozí v takové situaci i způsobení škod a negativem je také jejich vysoká hmotnost, která znesnadňuje manipulaci. K málo používaným matracím patří matrace gelové. Gel má chování podobné kapalinám, tlak se v nich šíří rovnoměrně. Nevýhodou je vyšší cena i hmotnost. Pasivní matrace jsou vzhledem k relativně malému antidekubitnímu účinku používány pro prevenci, nikoliv pro léčbu.

Aktivní matrace

Aktivní matrace, označované také jako alternující, se od pasivních liší odlišným způsobem přenášení tlaku. Hlavní odlišnosti spočívají jednak ve schopnosti přenášet tlak proměnlivě v čase a také v možnosti dosažení podstatně vyšších tlaků než 32 mm Hg. To je umožněno díky skutečnosti, že tlak, působící na tkáň, může krátkodobě dosáhnout podstatně vyšších hodnot než 32 mm Hg, a přesto nedojde k nevratným změnám tkání (viz kap. 2.1.1). Proměnlivost působícího tlaku je zajištěna změnou tuhosti jednotlivých částí matrace. Snížení účinků kolísajícího tlaku na vznik dekubitu popsal jako první *Kosiak 1961*. Matrace je rozdělena do jednotlivých neprodyšně oddělených komor. Plnicí otvory těchto komor jsou propojeny tak, aby vytvořily alespoň dva oddělené tlakové okruhy. Je nutné, aby ke střídání zatěžování

a odlehčování docházelo v dostatečně krátkém čase. Tento čas je regulovatelný přímo na kompresoru a je tím kratší, čím vyšší riziko vzniku dekubitu hrozí. Dále lze nastavit hodnotu tlaku v matraci, která se určí dle hmotnosti pacienta, případně jeho tělesné konstituce. Aktivní systémy se vyrábějí z materiálů nepropouštějících vzduch. Spojování je provedeno lepením, v případě termoplastického zátěru i svařováním.

Méně obvyklé systémy pro prevenci dekubitů

K méně obvyklým systémům patří matrace s unikajícím vzduchem (Low air lost). Povrch matrace je porézní, do komor matrace je vháněn tlakový vzduch, který póry matrace uniká, čímž kontroluje teplotu a vlhkost kůže (*Brienza a Geyer 2005*). Tento způsob může být realizován u aktivních i pasivních matrací. Výhodou je ochlazování pokožky vlivem proudění a expanze vzduchu, nevýhodou je přílišné vysoušení pokožky. Kontrola teploty může být také aktivní (*Jan a Brienza 2006*).

Pro snížení účinku smykových sil se také používají pravé kožešiny, především ovčí, nebo kožešiny umělé (*DLF Factsheet 2006*). Kožešiny lze považovat za vůbec první antidekubitní prostředky. Vlas, resp. srst kožešiny je upevněna na povrchu kožešiny pouze jedním koncem, druhý konec je volný. Tyto materiály jsou schopny redukovat smyk – při pohybu těla také k pohybu vlasové vrstvy vůči podložce.

Matrace s vláknennou výplní

Vláknenná výplň je historicky ověřeným materiálem. Od okamžiku, kdy lidé začali používat kožešiny, přes období, kdy se používaly zplstnatělé srsti až po výplně ze sena a slámy uběhlo mnoho času, přičemž v této oblasti nedošlo k významnému vývoji. Vláknenný materiál využívaný v matracích v nedávné době, tzv. gumožině, byl vytlačen polyuretanovou pěnou, aby se po jisté době začal do matrací vracet zpět. Dnes se s běžnými textilními vlákny v matracích nelze setkat často, používají se především jako výplňový tepelně izolační materiál do spacích pytlů nebo zateplených oděvů, kde však neplní nosnou funkci.

Rozsáhlý klinický test různých druhů antidekubitních matrací publikoval *Barnett 1997*. Mezi zkoušenými vzorky matrací byla i matrace vláknenná. Výsledky jejich antidekubitních účinků patřily mezi nejhorší. Příčiny selhání však nebyly diskutovány.

Všechny matrace s vláknennou výplní jsou pasivního typu. Byly však činěny snahy o využití 3D NT také pro výrobu aktivních matrací (*Hamuš 1999*). Jednalo se o textilii s vertikálně uspořádanou strukturou. Změny kontaktního tlaku bylo dosaženo smykovým namáháním spodního povrchu textilie, které způsobilo změnu úhlu

vertikální struktury vzhledem k povrchu textilie. V současné době se s nabídkou textilních antidekubitních matrací lze setkat jen ojediněle.

Důvodem pro využití 3D NT v matracích je snaha nahradit PU pěny jinými materiály kvůli ekologickým problémům s použitím toxických látek při její výrobě, uvolňování jedovatých zplodin při hoření a nákladné recyklaci. Pro studium vhodnosti textilních materiálů pro využití v matracích byla provedena celá řada zkoušek. K využití 3D NT s vertikálně uspořádanou strukturou vedly mechanické vlastnosti podobné PU pění. Pro zjištění významných vlastností 3D NT byla provedena celá řada experimentů. Výsledky některých z nich budou uvedeny dále.

Měření prodyšnosti prokázala (Hamuš a Novák 2000), že 3D NT vykazují vyšší prodyšnost při zátěži než PU pěna. To je velmi důležité pro komfort pacienta, protože dobrá cirkulace vzduchu zamezí hromadění vodních par a jejich následné kondenzaci ve struktuře matrace vedoucí ke zvlhčení kůže. Vyšší prodyšnost vede i k menší náchylnosti kůže pacienta k přehřívání, což snižuje riziko vzniku dekubitu.

Dále byl studován rozptyl kompresního odporu v ploše 3D NT (Novák 2000). Za tímto účelem byla zkonstruována matrace s lokalitami s odlišnými hodnotami kompresního odporu, jejichž existence byla experimentálně potvrzena.

Byla ověřena možnost výroby matrace s proměnlivou tloušťkou, případně s lokálně odlišnou objemovou hmotností matrace. Obojí lze využít k navrhování anatomicky tvarovaných matrací s lokalitami s odlišnou tuhostí, které se lépe přizpůsobí tvaru lidského těla (Hamuš a Novák 2002). U 3D NT odlišných vlastností byla zkoušena schopnost distribuce kontaktních tlaků pod fyziologickou zátěží (Hamuš a Novák 2001). Na základě pozitivních výsledků byla vyrobena matrace z pěti vrstev 3D NT pro dosažení požadované tloušťky (150 mm). Spojení jednotlivých vrstev bylo realizováno mechanicky pomocí kvazipřízí. Matrace byla zkoušena ve společnosti Linet a byla porovnávána s pasivní matrací z PU pěny s vysokým antidekubitním účinkem. Hodnoty kontaktních tlaků byly na počátku měření velmi nízké. S prodlužujícím se časem však docházelo k jejich nárůstu a překročení povolené hodnoty (32 mm Hg). Při hledání příčin selhání testované textilní matrace bylo konstatováno, že pro výrobu použitý vlákenný materiál (polyester o jemnosti 2,2 – 20 dTex) nemá vhodné mechanické vlastnosti z hlediska dlouhodobého zatěžování. Další snahy tedy vedly ke snížení trvalé deformace 3D NT. Použity byly prostředky ovlivňující vlastnosti vlákenných kontaktů, např. prášková pojiva

(Novák, Hanuš, Bridziková 2002), díky kterým vzniklo zařízení pro nanášení práškových pojiv do vláknenné struktury pomocí ultrazvuku (Novák 2005).

Pro objasnění chování 3D NT byla studována jejich schopnost distribuovat tlak (Rajnochová 2005). Bylo využito vztahů mechaniky kontinua, které využívají experimentální data získaná stanovením posuvů bodů plošného obrazce vyznačeného na 3D NT. Tento způsob popisu však nevedl k použitelným výsledkům. Příčinou je komplikovanost anizotropie vertikální struktury 3D NT, která se liší v příčném a podélném směru. Ukázalo se totiž, že za konstrukční prvek 3D NT nelze považovat samotná vlákna, ale vertikální sklady vytvořené z vrstvy vláken. Při popisu chování pomocí mechaniky kontinua záleží na tom, do jaké části struktury matrace se sledované body umístí. Na jednom a tomtéž vzorku lze vytvořit velké množství konfigurací umístění bodů, přičemž každá konfigurace se bude chovat odlišně. Jeden a týž materiál pak může poskytnout několik zcela odlišných výsledků, jejichž správnost nelze v podstatě ověřit. Proto se další práce zaměřily na studium distribuce napětí v matraci využitím metody konečných prvků (MKP), která z mechaniky kontinua vychází, ale je schopna chování materiálu popsat komplexněji. Předpokládá se, že výsledky navržených simulačních modelů bude možno využít pro vyhledání materiálu, který umožní dosáhnout optimálních vlastností matrace.

2.2 MKP ve vztahu k řešené problematice – rešerše

Z řady publikací, které se zabývají simulací objemných, především viskoelastických materiálů, bylo vybráno několik zástupců, kteří jsou zajímaví inovativním přístupem, simulací významné vlastnosti nebo použitím konkrétního simulačního programu. Na závěr každého stručného výtahu je provedeno krátké zhodnocení s výčtem přínosů publikace.

- Autoři *Petrů a Petřík 2009* popisují stanovení kontaktních tlaků pomocí simulace v konečně-prvkovém prostředí. V programu PAM-Comfort byly vytvořeny a posuzovány dva vzorky PU pěny ve tvaru sedáku automobilové sedačky, přičemž se porovnávaly sedáky bez potahu a s textilním potahem. Mechanické vlastnosti PU pěny i potahové textilie pro virtuální model byly získány z reálných zatěžovacích experimentů normovaných vzorků PU pěny a potahové textilie. Jako zatěžovací těleso je použito virtuální torzo lidského těla (virtual dummy), které se svými vlastnostmi blíží chování skutečného lidského těla. Model je tvořen skeletem s geometrií a vlastnostmi

kostí, který je potažen materiálem s vlastnostmi tkání. Výsledné hodnoty ani tvar kontaktních map není ověřen experimentálně.

Autoři ukazují možnost simulací významných vlastností budoucího výrobku bez nutnosti použít reálný výrobek. To může být výhodné především při prvotním hledání materiálových a geometrických vlastností budoucího výrobku. Materiálové vlastnosti zkušební figuríny jsou navrhovány především pro nárazové testy a pro testování komfortu nemusí být zcela vhodné – v materiálovém modelu není odlišeno chování jednotlivých vrstev kůže a svalové tkáně, což může ovlivňovat získané hodnoty kontaktního tlaku.

- Práce *Croopa a Lobo 2009* se zabývá hledáním materiálového modelu pro popis chování polyuretanových, polyetylenových a polystyrenových pěn. Výběr modelu pěny byl komplikován širokou škálou získatelných vlastností, které jsou určeny nejen mechanickými parametry pěny, ale také její morfologií, jako např. porózitou a poměrem počtu otevřených a uzavřených buněk, které obsahují plyn. Autoři vycházejí při simulaci z dat získaných experimentálně. Uvažován je zde i vliv plynu uvnitř pěny na její tuhost v závislosti na rychlosti deformace. Vlastnosti materiálového modelu lze upravit pomocí různých parametrů, např. tvarového faktoru nebo hystereze.

Přínos tohoto přístupu lze spatřovat v rychlém vytvoření modelu pěny ze znalosti jejích fyzikálních parametrů a především jejích mechanických vlastností při zkoumaném ději, především při stlačování. Ty se zadávají průběhem zatěžovací křivky ve formě datových bodů. Dále autoři zahrnují vliv plynu v buňkách, který má významný dopad na chování pěny při dynamických dějích probíhajících vysokou rychlostí.

- *Lin, Bull a Taylor 2005* popisují modelování pěn pro simulaci úchopu pěny a pro následnou manipulaci s ní. Modelování bylo provedeno v programu ANSYS, přičemž model byl rovinný. Poslední fáze zatěžování nebyla modelována – z důvodu nelineárně-elastického chování. Zobrazené výsledky mají dobrou shodu s experimentálními daty, a to jak se zatěžovací křivkou, tak i se změnou tvaru zatěžovaného tělesa. V závěru je posuzován vliv počtu elementů sítě a poměru stran použitých elementů na velikost chyb při výpočtu.

Príspevek ukazuje možnost aplikovat některá řešení, která jsou určena pro lineárně-elastické materiály, také na materiály nelineárně elastické, pokud je řešena pouze vybraná oblast zatěžování, v tomto případě počáteční oblast. Problém je řešen

jako rovinný, což je v daném případě výhodné, nelze ho však aplikovat pro případ zatěžování nesymetrickým nebo nerotačním tělesem.

- *Slik, Vogel a Chawda 2006* popisují simulaci chování pěn pro tlumení rázů používaných v automobilech při výrobě výplní nárazníků, přístrojových desek, loketních a hlavových opěrek apod. Tyto pěny se vyznačují nevratnou deformací. V článku je popsáno mnoho rozmanitých testů prováděných při různých rychlostech deformace a s odlišnými tvary zatěžovacích těles napodobujících části lidského těla. Úspěšnost simulace je porovnávána z hlediska průběhu zatěžovací křivky. Tvar a způsob deformace pěny nejsou posuzovány. Simulace vykazují dobrou shodu s experimentem v celém průběhu křivky, kromě zákmitu v oblasti přechodu mezi počátečním nárůstem napětí a platem křivky.

Příspěvek je zajímavý především použitím zatěžovacích těles ve tvaru lidské hlavy a pánevní části lidského těla, která vzhledem ke komplikovanému tvaru znesnadňují navrzení a realizaci simulačního modelu. Vzhledem k druhu použitých pěn je simulace zaměřena především na nárazové zkoušky, tedy velmi rychlé děje, a to materiálů, které se chovají především jako lineárně neelastické.

- Simulací chování viskoelastických pěnových materiálů se zabývá *Mills 2006*. Použité simulační modely vycházejí z mikro i makroskopického uspořádání materiálu. Simulace je provedena v programu ABAQUS. Pro modelování je využito lineárního viskoelastického modelu, který je schopen simulovat plátó. Pomocí simulace byly řešeny mechanismy disipace energie při dopadu zatěžovacího tělesa na testovaný materiál. Z výsledků vyplývá, že většina energetické ztráty je dána viskoelastickým chováním, které je popsáno Maxwelovým modelem. Je popsáno použití odlišných modelů buňky pěny. Nejprve je studován Gibson Ashbyho model buňky pěny. Na modelu je vysvětlen průběh jednotlivých fází při zatěžování pěny, především vznik tzv. plata. Následně je studován model reprezentativní jednotky buňky, která skládá celou buněčnou strukturu pěny.

Za přínosné lze považovat vysvětlení některých mechanismů deformace pěn, které se opírají o její mikrostrukturní uspořádání. Materiál zde není modelován jako kontinuum, ale jako mnohaprvkový buněčný systém, opírající se o skutečnou strukturu pěny. 3D NT představují taktéž mnohaprvkový systém, který by bylo možno simulovat využitím obdobného přístupu, tedy pomocí vhodně navržené strukturní jednotky.

- Autoři článku *Li a kol. 2009* se zabývají identifikací materiálových parametrů při vlačovací zkoušce. Materiálové vlastnosti potřebné pro simulaci jsou získány z průběhů vlačovací, kompresní a smykové zkoušky. Vlačovací zkouška je simulována a poté je provedeno tzv. inverzní modelování, pomocí kterého se hledají dva neznámé parametry, popisující chování materiálu. Tyto parametry nelze získat experimentálně, ale pouze simulací. Opakovaným přibližováním experimentálního a simulovaného průběhu zatěžovací křivky za účelem zpřesnění hledaných parametrů je získána prostorová funkce hledaných parametrů závislých na hodnotě síly při vlačování.

Uvedený postup je přínosný tam, kde je nutno získat parametry popisující chování materiálu, které není možno stanovit experimentálně.

- *Urban 2004* se ve své disertační práci zabývá modelováním pneumatické pružiny. Pružina je vyrobena z pryže, vyztužené kordovými přízemi. Pryž, stejně jako kordová příze, vykazuje nelineární chování. V práci je použito materiálových vlastností, které jsou získány měřením na vzorcích připravených přímo z pružiny. Vzhledem k anizotropii tohoto materiálu jsou vlastnosti stanoveny v horizontálním a vertikálním směru vzhledem k montážní poloze pružiny a ve směru vyztužujících přízí. Mechanické vlastnosti přízí jsou stanoveny odvozením z vlastností celého přízemi vyztuženého vzorku. Pro určení dvouosé napjatosti vyztužené pryže je využito stanovení změny polohy vybraných bodů na zkušebním vzorku pomocí obrazové analýzy. Dále je obdobným způsobem zjišťována deformace pláště pružiny při nafukování. Experimenty jsou následně simulovány v programu ANSYS, výsledky simulace jsou hodnoceny dle shody průběhů zatěžovacích křivek získaných experimentálně a simulací. Geometrie deformace není posuzována.

Práce je přínosná uplatněním vlastní zkušební metody a využití obrazové analýzy pro popis napětí aplikací mechaniky kontinua. Stanovené vlastnosti výztužných přízí pravděpodobně nebudou zcela odpovídat realitě, nicméně po získání jejich skutečných vlastností lze model upravit a výsledky patřičně modifikovat. Lze předpokládat, že tato metodika je zobecnitelná na produkty s podobnou strukturou a podobným mechanismem namáhání (pneumatiky, pásové dopravníky).

- *Petřík 2009* ve své disertační práci řeší statické zatěžování automobilové sedačky. Pro zatěžování je použito virtuální zkušební figuríny a zatěžovací tvarovky. Cílem simulace je stanovit polohu tzv. H-bodu (poloha kyčelního kloubu vzhledem k rámu sedadla, která je důležitá pro umístění sedačky do kabiny vozidla). Pro simulace je použito programu PAM-CRASH. Geometrická data vycházejí z výkresové

dokumentace reálné sedačky, včetně jejího rámu, polyuretanového polštáře i textilního potahu sedačky. Fyzikální a mechanické vlastnosti použitých materiálů jsou získány měřením na vzorcích potahu, normovaného vzorku PU pěny a celého sedáku. Další úlohou, která byla simulována, je stanovení hodnot kontaktního tlaku mezi zatěžovacím tělesem a sedačkou. Výsledky simulace jsou optimalizovány pomocí reálných dat, získaných měřením na zařízení XSensor. Simulační modely nejsou popsány, uvedeny jsou pouze výsledky simulace – porovnání simulovaných a experimentálně stanovených kontaktních tlaků.

Tato práce je přínosná především ve využití simulačního programu pro stanovení kontaktních tlaků jako hlediska pro komfort sezení. Simulace nelineárních materiálů, ke kterým se většina čalounicích materiálů řadí, se v dostupné literatuře téměř nevyskytuje.

Z uvedeného vyplývá, že možnosti modelování nelineárně-elastických materiálů jsou poměrně široké. Tyto materiály lze modelovat nejen jako kontinuum, ale také jako strukturní jednotku, skládající celý materiál. Přístup autorů je závislý nejen na jejich zkušenostech, ale také na konkrétně řešeném problému a v neposlední řadě i dostupnosti programového vybavení.

2.3 Principy přímého měření kontaktního tlaku

Tato část popisuje některé možnosti a principy měření distribuce kontaktního tlaku ve větší ploše. Problematika takového měření spočívá především v nutnosti indikovat odlišné tlaky na vymezené ploše, aby bylo možno získat jeho distribuci. Vhodné zařízení tedy musí být opatřeno diskretními indikátory tlaku. Jejich počet na jednotku plochy pak bude určovat i rozlišitelnost zařízení.

2.3.1 Jednorázové měření kontaktního tlaku

Způsob tohoto měření je založen na principu záměrného poškozování struktury materiálu, které se projeví změnou zabarvení. Vzniklý odstín odpovídá velikosti působícího tlaku. Jedná se o vícevrstvou skladbu materiálu, přičemž vrstva uvolňující barvu je uvnitř, a to proto, aby se zamezilo jejímu přenosu na tělesa, se kterými přichází do styku – docházelo by ke změnám odstínu a nesprávnému vyhodnocení působícího tlaku. Indikátor kontaktního tlaku je vyráběn ve formě filmu. Tento film se skládá z nosiče, nejčastěji polyesterové fólie, vrstvy produkující barvu, vrstvy, která s barvou v závislosti na tlaku reaguje, a v případě potřeby stanovovat nižší hodnoty tlaků i krycí

vrstvy, shodné s nosičem. Při aplikaci tlaku dojde k narušení zapouzdřené vrstvy ve formě mikrobuněk. Intenzita narušení buněk se projeví odstínem použité barvy.

Vyhodnocování může být realizováno dvěma způsoby. Indikátor se vloží do speciálního zařízení, které sejme vzniklou tlakovou mapu a pomocí dodávaného softwaru ji vyhodnotí. Jinou možností je nasnímaný obraz zpracovat pomocí obrazové analýzy nebo jiného vhodného softwaru, který je schopen po příslušné kalibraci přiřadit RGB složkám hodnotu tlaku.

K výhodám zařízení patří dle *DeMarca, Rusta a Bachuse 2000* dostačující přesnost, jednoduchost použití bez nutnosti napájení pro realizaci samotného měření, díky malé tloušťce možnost jej vložit do drobných štěrbin a také schopnost měřit vysoké tlaky (rozsah tlaků je od desetin po stovky MPa). Za další výhodu lze považovat schopnost zaznamenat tlakové působení i při velmi rychlých dějích.

Za hlavní nevýhodu lze považovat nutnost provádět každé měření vždy s novým indikátorem a s tím spojená i relativně vysoká cena – list o rozměru přibližně A4 stojí okolo 60 USD. Pokud není použito vlastního vyhodnocování, je poměrně drahé i zařízení pro sejmутí vzniklé tlakové mapy a vyhodnocovací program. Při aplikaci je nutno znát alespoň přibližně předpokládanou hodnotu tlaku, aby byl zvolen indikátor s vhodným rozsahem (*Fujifilm 2007*).

Z hlediska aplikace těchto indikátorů pro měření kontaktních tlaků matrací je využitelnost poměrně malá. Důvodů je několik, mezi nejvýznamnější patří nemožnost získat časovou závislost průběhu tlaku. Indikátor totiž zaznamená nejvyšší dosaženou hodnotu, což je vzhledem k proměnlivosti zátěže nevýhodné (pohyb osoby na lůžku, hystereze a creep použitých měřených materiálů apod.). Další problém může způsobit konstrukce samotného indikátoru. Jeho minimální tloušťka (okolo 100 μm) je výhodou, ale jeho nízká tažnost a ohebnost může zkreslit výsledky měření. Samotná vrstva ovlivní mechanické vlastnosti výsledné vrstvy matrace; tahové, smykové nebo ohybové napětí, vzniklé při zatížení indikátoru, způsobí indikaci tlaků, které by matrace ve skutečnosti nevykázala.

2.3.2 Opakované měření kontaktního tlaku

Pro tento druh měření je zapotřebí takového měřicího zařízení, resp. použitých měřičů tlaku, které při jednotlivých použitích nemění svoje vlastnosti. Během vývoje byla vytvořena různá zařízení, která používají odlišné veličiny pro stanovení působícího

tlaku. Nejpoužívanější zařízení pracují na kapacitním, odporovém nebo piezoelektrickém principu.

Kapacitní způsob měření tlaku pracuje na principu kondenzátoru. Vlastnosti kondenzátoru lze měnit rozměrem jeho desek, změnou permitivity prostředí mezi deskami kondenzátoru nebo změnou vzdálenosti mezi nimi. Kombinace posledních dvou zmíněných variant je používána i pro měření kontaktního tlaku. Tlak způsobuje změnu tloušťky materiálu mezi deskami kondenzátoru, čímž dochází i k změně dielektrické konstanty. Bližší popis zařízení, které na tomto principu pracuje, je v kapitole 5.5. Výhodou je, kromě opakovatelnosti měření, minimální závislost na teplotě.

Dalším principem používaným pro měření tlaků je změna odporu způsobená mechanickým namáháním. Ta je úměrná velikosti deformace tenzometru. Z příslušné kalibrační konstanty lze poté stanovit i sílu, která deformaci způsobila. Odporové tenzometry jsou používány např. pro siloměrné snímače dynamometrů. Tenzometr je zpravidla nalepen na elasticky deformovatelném tělese. Nevýhodou tohoto druhu tenzometrů je jejich závislost na teplotě. Změna teploty by proto měla být účinně kompenzována, např. vhodným teplotním čidlem. Pro měření bývá tenzometr zapojen do Wheatstoneova můstku, pro zvýšení přesnosti a snížení teplotní citlivosti může být v můstku zapojeno více tenzometrů současně (až čtyři). Nevýhodou tohoto zapojení je nutnost můstek napájet z vnějšího zdroje. Další nevýhodou je hystereze napětí používaných materiálů.

Posledním vhodným způsobem měření tlaku v ploše je použití piezorezistivního jevu. V podstatě se jedná o předchozí princip, rozdíl je v použitém materiálu tenzometru. Piezorezistivní jev je důsledkem změn elektrického chování určitých materiálů při působení mechanického napětí – deformace způsobuje změnu pohyblivosti nábojů a tím i elektrické vodivosti, resp. odporu. Pro výrobu se používají vhodné polovodiče, které jsou nanесeny na membránu. Výhodou je možnost použití zmíněné membrány jako výsledného tenzometru, bez nutnosti jej umístit na další nosič. Další předností je vysoká rychlost odezvy, velký rozsah měřených hodnot napětí a minimální hystereze (*Jenčík a Volf 2003, Chudý a kol. 1999*).

Z výše uvedeného vyplývá, že pro měření kontaktních tlaků matrací a podobných výrobků je vhodné používat zařízení, které umožňuje opakované měření. Důvodem je nejen snadné vyhodnocování, ale také fakt, že statické zatěžování,

které se při zatěžování matrací vyskytuje, nevyžaduje přílišnou frekvenci snímkování a umožní stanovit jak rozložení kontaktních tlaků v ploše, tak změnu tlaku v čase.

3 Cíle disertační práce a postup k jejich dosažení

Na základě v předchozím textu uvedených poznatků o současném stavu problematiky související s vývojem antidekubitních matrací byl stanoven hlavní cíl práce – **vytvoření simulačního modelu pro popis mechanických vlastností a pro stanovení kontaktního tlaku matrace potažené předpjatou potahovou látkou**. Simulační model nebude zahrnovat jiné než mechanické vlivy. Taktéž nebude řešen vliv relaxace napětí nebo creepových vlastností materiálu. K popisu bude využita metoda konečných prvků (MKP). Řešení popsané v práci zahrnuje následující dílčí kroky:

- Popis důležitých vztahů mechaniky kontinua, které MKP využívá a přehled významných materiálových modelů, které lze pro simulaci použít (viz kap. 4).
- Výběr vhodného programu pro vytvoření a řešení simulačního modelu. Vhodnost programu bude testována na vzorcích používaných pro výrobu antidekubitních matrací, které jsou silně deformovatelné. Kritériem výběru bude schopnost toto chování popsat (viz kap. 7).
- Sestavení testovacích simulačních modelů, modelu tahové zkoušky a modelů matrací s jádrem z 3D NT a polyuretanové pěny (viz kap. 7).
- Návrh a realizace zařízení pro stanovení materiálových parametrů pro simulaci jednotlivých komponent matrace použitých v experimentu (viz kap. 5).
- Řešení simulačních úloh a přiblížení simulačních modelů k realitě bude posuzováno porovnáním průběhu simulované zatěžovací křivky s křivkou experimentální a porovnáním hodnoty kontaktních tlaků simulačního modelu a reálné matrace.

4 Problematika nelineárních anizotropních materiálů

Cílem této kapitoly je shrnout základní vztahy mechaniky kontinua vztahené na vlákenné útvary a textilie. Budou zavedeny a popsány obecné vztahy mechaniky kontinua, z kterých se vychází při sestavování konstitutivních vztahů. Konstitutivní vztahy jsou důležité pro popis mechanických vlastností anizotropních materiálů, mezi které textilní materiály s nelineárním chováním patří. Postupně budou zavedeny vztahy popisující pohyb a kinematiku přetvoření kontinua a vybrané tenzory deformace a napětí, se kterými pracují významné komerční simulační programy založené na metodě konečných prvků. Na závěr budou popsány vybrané materiálové modely s hyperelastickým a viskoelastickým chováním, sestavené z konstitutivních vztahů mechaniky kontinua, které jsou použitelné pro simulování vlastností materiálů s nelineárním chováním, např. objemných netkaných textilií, pěn apod.

4.1 Úvod do mechaniky kontinua vláknenných útvarů

Zavedením a popsáním základních vztahů mechaniky kontinua lze řešit úlohy lineární mechaniky, které jsou popsány lineární závislostí podle Hookeova zákona. Pomocí konstitutivních vztahů lze také řešit úlohy nelineární mechaniky, které mj. přibližují chování textilií. Nelineární chování materiálů lze posuzovat ze dvou hledisek, a to z hlediska *Fyzikální (materiálové)* nelinearity pro „malé“ posuvy s výrazným trvalým porušením materiálu (např. PVC fólie, polystyren, keramika) a *Geometrické* nelinearity pro velké deformace (např. PU pěna, textilie, pryž). Sledováním průběhu a velikosti deformace tělesa se zabývá kinematika přetvoření kontinua.

4.1.1 Popis kinematiky přetvoření kontinua

Kinematika přetvoření tělesa (deformace) vychází ze studie pohybu přetvoření tělesa, aniž by se zabývala silami, které způsobují deformaci. Zabývá se tedy ději, při kterých dochází k změně tvaru a velikosti tělesa, zejména pak popisem pohybu částic tvořících těleso (kontinuum) při deformaci. V průběhu deformace se tvar tělesa postupně mění (dočasně či trvale), jedná se tedy o vratnou, resp. trvalou deformaci. Z tohoto pohledu je významné věnovat pozornost konfiguracím (stavům) tělesa, přičemž se sleduje průběh posunutí částice kontinua podle *Lagrangeova* a *Eulerova* popisu.

Lagrangeův popis materiálových souřadnic (x_i^0)

Materiálové (Lagrangeovy) souřadnice $\mathbf{x} = x_i^0$ ($i = 1, \dots, 3$) jsou zavedeny každé částici kontinua vztažené k výchozí konfiguraci v prostoru. V původní konfiguraci, tedy v čase $t = 0$, jsou materiálové souřadnice x_i^0 totožné s prostorovými souřadnicemi, které budou značeny $\mathbf{X} = X_i$. V okamžitém stavu, resp. v průběhu posunutí (přetvoření), kdy $t \neq 0$, se stávají prostorové souřadnice X_i funkcemi materiálových souřadnic x_i^0 . Lagrangeův popis se používá při zkoumání mechanických vlastností těles a materiálů (např. tahové zkoušky, bariérové zkoušky, testování mechanických parametrů nelineárních materiálů, ...) a je vyjádřen vztahy (4.1) – (4.3).

$$\begin{aligned} x_i^0 &\equiv X_i & t &= 0 \\ x_i^0 &\equiv x_i^0(X_j, t) & t &\neq 0 \end{aligned} \quad \text{pro } i, j = 1, \dots, 3 \quad (4.1)$$

Derivací materiálové částice kontinua je definována rychlost částice v_i a druhou derivací je definováno zrychlení částice a_i .

$$v_i = \frac{\partial x_i^0(X_j, t)}{\partial t} \quad (4.2)$$

$$a_i = \frac{\partial^2 x_i^0(X_j, t)}{\partial t^2} \quad (4.3)$$

Eulerův popis prostorových souřadnic (X_i)

Eulerův popis vychází z průběhu a přetvoření částice kontinua definované v prostorových souřadnicích X_i ($i = 1, \dots, 3$). Prostorové souřadnice jsou spojeny s nepohyblivým prostorem popisujícím polohy částic v okamžitém stavu kontinua. Eulerův popis (4.4) se využívá především pro pohyb kontinua přes pevně dané těleso, tedy hlavně v mechanice proudění tekutin.

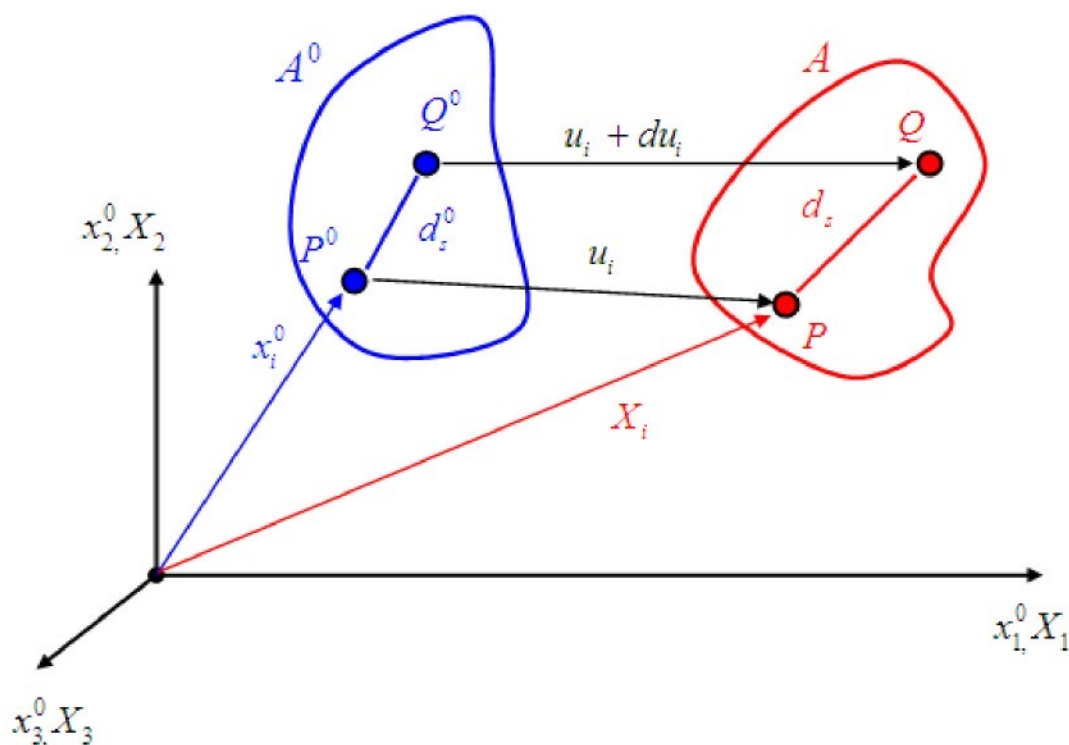
$$X_i = [x_i^0(X_j, t)]^{-1} \quad t \neq 0 \quad (4.4)$$

Posunutí částice kontinua u_i lze získat z rozdílu prostorových a materiálových souřadnic definovaného podle vztahu (4.5).

$$u_i = u(x_i^0, t) = X_i - x_i^0 \quad (4.5)$$

Na obr. 4.1 je znázorněn průběh stavů kontinua při přetvoření – posunutí sledovaného bodu P^0 a infinitezimálně blízkého bodu Q^0 z původní (nedeformované)

konfigurace A^0 . Tyto body jsou dané materiálovými souřadnicemi x_i^0 a spolu tvoří elementární úsečku d_s^0 . Při deformaci dochází k transformaci do konečné (deformované) konfigurace A , tedy posunutí do bodu P , resp. Q . Tyto body jsou určeny prostorovými souřadnicemi a spolu tvoří elementární úsečku d_s .



Obr. 4.1: Průběh stavů kontinua při přetvoření

Při posuzování se vychází z rovinné, resp. prostorové orientace souřadného systému daného materiálovými nebo prostorovými souřadnicemi. Proto se zavádí materiálový deformační gradient $\mathbf{F}$ a také prostorový deformační gradient $\mathbf{F}^{-1}$. Deformační gradienty se vyjádří podle vztahu (4.6) a (4.7).

$$\mathbf{F} = F_{ij} = [\nabla^o x]_{ij} = \frac{\partial X_i}{\partial x_j^o} \quad \text{pro } i, j = 1, \dots, 3 \quad (4.6)$$

$$\mathbf{F}^{-1} = F_{ij}^{-1} = [\nabla X]_{ij} = \frac{\partial x_j^o}{\partial X_i} \quad \text{pro } i, j = 1, \dots, 3 \quad (4.7)$$

Matematický symbol ∇ představuje Laplaceův operátor gradientu vzhledem k materiálové, resp. prostorové souřadnici. Pro popis deformace je vhodné zavést Jakobián transformace $\mathbf{J}$ (4.8), který pro svou nenulovou a vždy kladnou hodnotu zajišťuje, že při deformaci se kontinuum nepřemění do nulového objemu, nebo naopak

nebude nabývat nekonečně velkého objemu. Také zaručuje, že nemůže docházet ani k proniknutí (penetraci) materiálů.

$$\mathbf{J} = \det[\nabla^o \mathbf{x}]_{ij} = \det \mathbf{F} \quad (4.8)$$

Jestliže $\mathbf{J} = 1$, znamená to, že kontinuum (materiál) je nestlačitelné. Pro element objemu kontinua ze zákona zachování hmoty v Lagrangeovském zápise lze Jakobián také popsat podle vztahu (4.9), což je vhodné pro aplikaci v materiálových modelech,

$$\frac{\rho^o}{\rho} = \frac{dV}{dV^o} = \mathbf{J} = \det \mathbf{F} \quad (4.9)$$

kde ρ^o , ρ je hustota počátečního, resp. okamžitého stavu kontinua a dV^o , dV je element počátečního a okamžitého objemu kontinua. Z obr. 4.1 je také vhodné zavést vztah mezi poměry délek d_s^o a d_s , který se nazývá protažení v hlavních směrech λ_i (4.10).

$$\lambda_i = \frac{d_s^o}{d_s} \quad \text{pro } i=1, \dots, 3 \quad (4.10)$$

4.1.2 Velikost a míra přetvoření

Míru a velikost přetvoření (Strain) vhodně matematicky popisují tenzory deformace $\mathbf{E}^{(m)}$, resp. $\boldsymbol{\varepsilon}^{(m)}$, kde m je označení typu tenzoru deformace. Tenzory deformace jsou vždy třiosé. Při některých aplikacích výpočtu, popisujícího chování kontinua, které se vyznačuje velkou deformací především v jedné rovině nebo ploše (např. potahové textilie, pryže, vlákenné útvary, ...), lze zanedbat jednu osu, protože příčná změna rozměru kontinua je rovna tloušťce (Štřih 2001). Významným tenzorem deformace, který je aplikovaný ve většině programů využívajících metodu konečných prvků (MKP), je Green-Lagrangeův tenzor deformace $\mathbf{E}^G$.

Green-Lagrangeův tenzor deformace $\mathbf{E}^G$

Green-Lagrangeův (GL) tenzor deformace $\mathbf{E}^G$ nebo $\boldsymbol{\varepsilon}^G$ popisuje velké deformace a protažení zkoumaného kontinua (např. napíná potahové textilie). GL tenzor vychází z rozdílu kvadrátů infinitezimálních úseček $d_s^2 - d_s^{o2}$ podle obr. 4.1. Výsledkem je vztah (4.11) tvořený z parciálních derivací posuvů částice kontinua a vztažený k materiálovým souřadnicím x_i^o . Podrobné odvození uvádí např. Hill 1950 nebo Bittnar a Šejnoha 1992.

$$\boldsymbol{\varepsilon}^G = \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j^o} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i^o} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i^o} \frac{\partial u_k}{\partial x_j^o} \right) \quad \text{pro } i, j, k=1, \dots, 3 \quad (4.11)$$

Vztah (4.11) se dá popsat prostřednictvím materiálového deformačního gradientu $\mathbf{F}$ (4.6) podle vztahu (4.12),

$$\mathbf{E}^G = \frac{1}{2}(\mathbf{F}^T \mathbf{F} - \mathbf{I}) \quad (4.12)$$

kde symbol $\mathbf{I}$ představuje jednotkovou matici ve tvaru (4.13)

$$\mathbf{I} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

a $\mathbf{F}^T$ je transpozice materiálového deformačního gradientu.

Inženýrský tenzor deformace $\boldsymbol{\varepsilon}^I$

Pro malé deformace a přetvoření, která jsou u textilních materiálů v určitých aplikacích použitelná (např. počáteční průběh natažení textilie $\approx \varepsilon \leq 2\%$), lze zanedbat nelineární člen ve vztahu (4.11) a tím se získá Inženýrský tenzor deformace $\boldsymbol{\varepsilon}^I$ (4.14).

$$\boldsymbol{\varepsilon}^I = \varepsilon_{ij}^I = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j^0} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i^0} \right) \quad \text{pro } i, j = 1, \dots, 3 \quad (4.14)$$

Almansiho tenzor deformace $\mathbf{E}^A$

Almansiho tenzor deformace $\mathbf{E}^A$ je vyjádřen vztahem (4.15), který popisuje velké deformace a protažení zkoumaného kontinua, vychází na rozdíl od GL tenzoru deformace z popisu prostorového deformačního gradientu $\mathbf{F}^{-1}$ (4.7),

$$\mathbf{E}^A = \frac{1}{2}(\mathbf{I} - \mathbf{F}^{-1T} \mathbf{F}^{-1}) \quad (4.15)$$

kde $\mathbf{F}^{-1T}$ představuje transpozici prostorového deformačního gradientu. Almansiho tenzor může být také popsán podle parciálních derivací posuvů částice kontinua vztažené k prostorovým souřadnicím X_i (4.16). Podrobněji je toto popsáno např. Okrouhlikem 1997, Hillem 1950 nebo Holzapfelem 2000.

$$\varepsilon^A = \varepsilon_{ij}^A = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \right) \quad \text{pro } i, j = 1, \dots, 3 \quad (4.16)$$

Cauchyho tenzor deformace $\boldsymbol{\varepsilon}^C$

Zanedbáním nelineárních členů ve vztahu (4.16) získáme Cauchyho tenzor deformace $\boldsymbol{\varepsilon}^C$ (4.17), který je v některých případech malých přetvoření totožný se vztahem (4.14).

$$\varepsilon^c = \varepsilon_{ij}^c = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} \right) \quad \text{pro } i, j=1, \dots, 3 \quad (4.17)$$

Tenzory protažení $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$

Tenzory protažení $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$ jsou symetrické pozitivní tenzory ($\mathbf{U}^{-1} = \mathbf{U}^T$, $\mathbf{V}^{-1} = \mathbf{V}^T$), které se označují jako pravý, resp. levý tenzor protažení (Stříž 2001) a definují se vztahem (4.18), resp. (4.19),

$$\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{U} \quad (4.18)$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{V} \quad (4.19)$$

kde $\mathbf{R}$ představuje tenzor rotace. Tenzor protažení $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$ je definován prostřednictvím polárního rozkladu. Příkladem je (4.20)

$$\mathbf{U}^2 = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} \quad (4.20)$$

a z něj lze vyjádřit, že

$$\mathbf{U} = \sqrt{\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}} \quad (4.21)$$

Biotův tenzor deformace $\mathbf{E}$

Biotův tenzor deformace $\mathbf{E}$ (4.22) odpovídá rozdílu tenzoru protažení $\mathbf{U}$ (4.21) a jednotkové matice $\mathbf{I}$ (4.13). Tento tenzor se používá v praktických aplikacích pro textilie (fyzikální vlastnosti vláknenných útvarů, 3D NT, potahové textilie, ...).

$$\mathbf{E} = \mathbf{U} - \mathbf{I} \quad (4.22)$$

Logaritmický tenzor deformace $\mathbf{E}^L$

Logaritmický tenzor deformace je využíván především v teorii plasticity a tečení (Plánička a Kuliš 2009, Duménil a Petrinic 2005). Popsaný je v materiálových souřadnicích dle vztahu (4.23) a v prostorových souřadnicích podle vztahu (4.24),

$$\mathbf{E}^{0L} = \ln \mathbf{U} \quad (4.23)$$

$$\mathbf{E}^L = \ln \mathbf{V} \quad (4.24)$$

kde

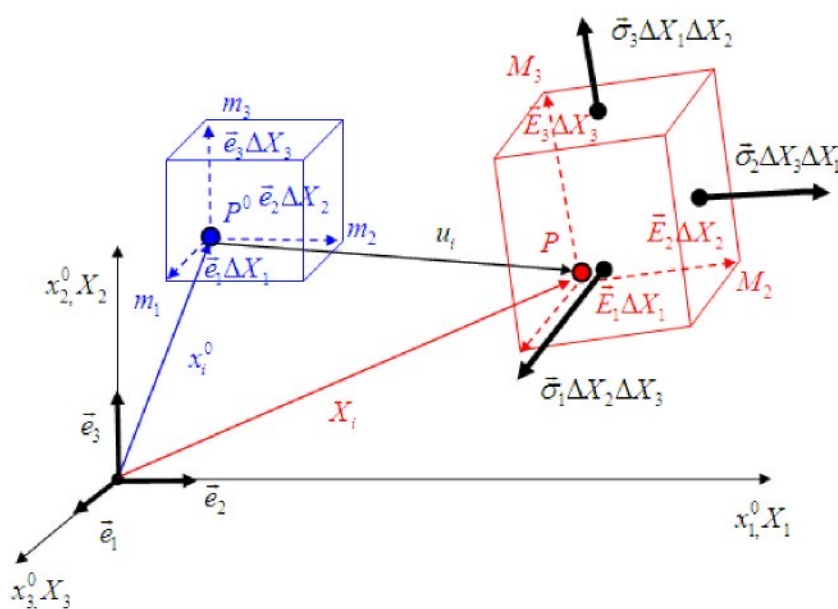
$$\mathbf{V}^2 = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T, \quad \mathbf{V} = \sqrt{\mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T}$$

V inženýrských aplikacích se vzhledem k analytické obtížnosti obou předešlých typů logaritmických tenzorů využívá zjednodušený tvar podle vztahu (4.25).

$$\varepsilon^m = \ln(1 + \varepsilon^I) \quad (4.25)$$

4.1.3 Velikost a míra napětí

Míru a velikost napětí (Stress) vhodně fyzikálně popisují tenzory napětí (podrobněji např. *Okrouhlik 1997, Ogden 1997, Bittnar a Šejnoha 1992*). Tenzory napětí se určují prostřednictvím sil, které působí na elementární plošku vytyčenou na kontinuu. Síly působí různorodě (osamělá síla, spojitá síla, plošná síla, ...) na elementární plošku a také působí různorodě v okamžitých stavech kontinua. Síly lze rozdělovat na **vnější**, které působí na elementární plošku krychle externě (objemové, povrchové, kontaktní), a na síly **vnitřní**, udržující těleso v celku (konzistence). Na obr. 4.2 je znázorněno přetvoření elementární plošky v důsledku působení síly, čímž je popsán vektor elementárních napětí v okamžité konfiguraci. Původní (nedeformovaný) tvar elementární krychle $P0m_1m_2m_3$, popsáný jednotkovým vektorem materiálových souřadnic $\bar{\mathbf{e}} = \bar{\mathbf{e}}_i$ (pro $i = 1, 2, 3$) a příslušnou elementární prostorovou souřadnicí ΔX_i (kde $i = 1, 2, 3$), je vlivem působících sil přetvořen do deformovaného tvaru elementární krychle $PM_1M_2M_3$. Ta je popsána jednotkovým vektorem prostorových souřadnic $\bar{\mathbf{E}} = \bar{\mathbf{E}}_i$ a příslušnou elementární prostorovou souřadnicí ΔX_i . Na obr. 4.2 představuje $\bar{\sigma} = \bar{\sigma}_i$ (kde $i = 1, 2, 3$) vektor napětí znázorněný jen v kladných hodnotách. Tedy např. na stěnu určenou vektorem $\bar{\mathbf{e}}_1\Delta X_1$ a $\bar{\mathbf{e}}_2\Delta X_2$ působí napětí $\bar{\sigma}_3\Delta X_1\Delta X_2$.



Obr. 4.2 Průběh stavu elementární plošky při přetvoření vlivem působících sil

Základním tenzorem napětí vycházejícím z obr. 4.2 je tenzor skutečného napětí σ_{ij} nebo také Cauchyho tenzor napětí.

Cauchyho tenzor napětí σ_{ij}

Cauchyho tenzor napětí σ_{ij} (4.26) podrobně vysvětluje např. *Stříž 2001, Hill 1950* nebo *Plánička a Kuliš 2009*. Jedná se o symetrický tenzor napětí vyjadřující okamžité působení sil $\vec{S} = \vec{S}_i$ na elementární plošku v okamžité konfiguraci v průběhu přetvoření, kde diagonální složky σ_{ii} vyjadřují hlavní směry napětí (tj. $\sigma_{11} = \sigma_{xx}$, $\sigma_{22} = \sigma_{yy}$, ...) a $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ smyková napětí (tj. $\sigma_{12} = \sigma_{xy}$, $\sigma_{23} = \sigma_{yz}$, ...), což lépe vystihuje maticový tvar (4.27).

$$\sigma_{ij} = \vec{S}_i \vec{e}_j \quad (4.26)$$

$$\sigma_{ij} = \Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{31} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

Piola-Kirchhoffův tenzor napětí $\mathbf{P}$

Piola-Kirchhoffův tenzor napětí $\mathbf{P}$ definovaný podle (4.28) vychází také z obr. 4.2. Vztah vychází z původního (nedeformovaného) tvaru elementární plošky s normálou $\vec{n}^0$, která se vlivem namáhání dostane do přetvořeného tvaru elementární plošky s normálou $\vec{n}$.

$$\mathbf{P} = (\mathbf{J}\Sigma\mathbf{\Sigma}^{-1})^T \quad (4.28)$$

2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí $\mathbf{S}$

2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí $\mathbf{S}$ definovaný podle (4.29) se zavádí vzhledem k nesymetričnosti Piola-Kirchhoffova tenzoru $\mathbf{P}$ definovaného podle (4.28). Díky prostorovému gradientu $\mathbf{F}^{-1}$ (4.7) se opět získá symetrický tenzor napětí. Jeho nespornou výhodou je také, že tvoří s Green-Lagrangeovým tenzorem deformace energeticky konjugovanou dvojici (kap. 4.2), která je aplikována ve významných programech MKP.

$$\mathbf{S} = \mathbf{J}\mathbf{F}^{-1}\Sigma(\mathbf{F}^{-1})^T \quad (4.29)$$

Hillův tenzor napětí $\mathbf{H}$

Hillův tenzor napětí $\mathbf{H}$ definovaný podle (4.30) je obdobný s 2. Piola-Kirchhoffovým tenzorem napětí $\mathbf{S}$ (4.29), jen vychází z materiálového deformačního gradientu $\mathbf{F}$ (4.6). Odvození Hillova symetrického tenzoru napětí uvádí např. *Hill 1950*.

$$\mathbf{H} = \mathbf{F}^T \mathbf{J} \boldsymbol{\Sigma} \boldsymbol{\Sigma} \quad (4.30)$$

Biotův tenzor napětí $\mathbf{T}$

Biotův tenzor napětí $\mathbf{T}$ (*Poživilová 2001*, *Urban 2004* také uvádějí jako Jaumannův) definovaný podle (4.31) je vhodné zavádět u vláknenných útvarů, jako jsou např. textilie (*Stříž 2001*), protože tvoří energeticky konjugovanou dvojici s Biotovým tenzorem protažení $\mathbf{E}$ (4.22).

$$\mathbf{T} = \frac{1}{2} \left(\mathbf{F}^{-1} \mathbf{J} \boldsymbol{\Sigma} \boldsymbol{\Sigma} + \mathbf{R}^T \mathbf{J} \boldsymbol{\Sigma} \boldsymbol{\Sigma}^{-1} \right)^T \quad (4.31)$$

4.2 Energeticky konjugované dvojice

Velikosti deformace a napětí jsou v závislosti na použitých tenzorech deformace a napětí rozdílné. Proto je nutno volit vhodnou kombinaci tenzoru deformace a napětí (*Stříž 2001*). Pokud skalární součin napětí a přetvoření tvoří mechanickou práci A , je tento součin energeticky konjugovaný. Např. pro jednoosé namáhání pružného materiálu platí vztah (4.32), resp. (4.33),

$$A = \sigma_i \varepsilon_i = \int_0^{\varepsilon} \sigma_i d\varepsilon_i + \int_0^{\sigma} \varepsilon_i d\sigma_i \quad (4.32)$$

$$A = \sigma_i \varepsilon_i = \Phi + \Psi \quad (4.33)$$

kde $\Phi = \int_0^{\varepsilon} \sigma_i d\varepsilon_i$ definuje hustotu deformační energie, a $\Psi = \int_0^{\sigma} \varepsilon_i d\sigma_i$ značí hustotu doplňkové energie, která doplňuje deformační energii Φ do deformační práce A . Některé vybrané energeticky konjugované dvojice jsou uvedeny v tab. 4.1.

Energeticky konjugované dvojice	
Tenzor napětí	Tenzor deformace
2. Piola - Kirchhoffův tenzor napětí $S = JF^{-1}\Sigma(F^{-1})^T$	Green-Lagrangeův tenzor deformace $E^G = \frac{1}{2}(F^T F - I)$
Cauchyho tenzor napětí σ_{ij}	Inženýrský tenzor deformace $\varepsilon^I = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j^o} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i^o}\right)$
Hillův tenzor napětí $H = F^T J \Sigma F$	Almansiho tenzor deformace $E^A = \frac{1}{2}(I - F^{-1T} F^{-1})$
Biotův tenzor napětí $T = \frac{1}{2}\left(F^{-1} J \Sigma R + R^T J \Sigma (F^{-1})^T\right)$	Biotův tenzor protažení $E = U - I$

Tab. 4.1 Vybrané energeticky konjugované dvojice pro velká přetvoření
(Urban 2004)

4.3 Konstitutivní vztahy v mechanice kontinua

Konstitutivní vztahy aplikované v materiálových modelech matematicky popisují odezvu skutečného materiálu na působící sílu, tlak, zatížení a vycházejí z rovnic kontinuity vyjadřujících zákony zachování (hmotnosti, hybnosti, energie, ...). Konstitutivní vztahy definují materiálové vlastnosti ideálního kontinua, resp. sestavují matematický model ideálního materiálu. Takový model však neodpovídá skutečným vlastnostem zkoumaného materiálu, neboť odpovídající výsledky získané konstitutivními vztahy budou nabývat správnosti vždy jen v rámci své platnosti. Proto matematický vztah materiálového modelu s přesným chováním reálných materiálů (např. 3D NT, potahová textilie, PU pěna) nelze v ucelenosti sestavit, lze však získat přiblížení vlastností.

4.4 Modely elastických materiálů

Modely elastických materiálů se definují podle Hookeova zákona. Popsány jsou vhodnou energeticky konjugovanou dvojicí, kterou pro přirozený stav kontinua (materiálu) bez vlastních pnutí lze zapsat v obecném tvaru konstitutivním vztahem (4.34),

$$\Sigma = \sigma_{ij} = D_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (4.34)$$

kde D_{ijkl} je symetrický tenzor elastických konstant (opak poddajnosti materiálu C_{ijkl}). Tento tenzor má 81 skalárních koeficientů, jejichž počet se vzhledem k symetrii tenzoru napětí a deformace sníží na 21 obecně rozdílných skalárních koeficientů příslušejících

anizotropnímu materiálu. Taková anizotropie je velmi ojedinělá. Z tohoto tenzoru jsou odvozeny dva nejčastěji se v praxi vyskytující modely, a to model ortotropního a transversálně izotropního materiálu.

4.4.1 Ortotropní materiálový model

Ortotropní materiál se třemi rovinami souměrnosti vlastností materiálu je určen 9 elastickými moduly a chová se jako krystal kosočtverečné soustavy. Hookeův zákon lze v důsledku symetrie vyjádřit ve tvaru (4.35),

$$\begin{aligned}\sigma_{11} &= E_1 \varepsilon_{11} + \sqrt{E_1 E_2} \mu_{12} \varepsilon_{22} + \sqrt{E_1 E_3} \mu_{13} \varepsilon_{33} \\ \sigma_{22} &= \sqrt{E_1 E_2} \mu_{12} \varepsilon_{11} + E_2 \varepsilon_{22} + \sqrt{E_2 E_3} \mu_{23} \varepsilon_{33} \\ \sigma_{33} &= \sqrt{E_1 E_3} \mu_{13} \varepsilon_{11} + \sqrt{E_2 E_3} \mu_{23} \varepsilon_{22} + E_3 \varepsilon_{33} \\ \sigma_{12} &= 2E_4 \varepsilon_{12} \\ \sigma_{23} &= 2E_5 \varepsilon_{23} \\ \sigma_{13} &= 2E_6 \varepsilon_{13}\end{aligned}\tag{4.35}$$

kde E_{ij} vyjadřují Youngův modul pružnosti, μ_{ij} jsou zobecněná Poissonova čísla, která musí splňovat nerovnosti (4.36).

$$\mu_{12} < 1, \mu_{23} < 1, |\mu_{13} - \mu_{12}\mu_{23}| < \sqrt{1 - \mu_{12}^2} \cdot \sqrt{1 - \mu_{23}^2}\tag{4.36}$$

Podrobněji toto vysvětluje např. *Stříž 2001 nebo Urban 2004*.

4.4.2 Transverzálně izotropní materiálový model

Transverzálně izotropní materiál se chová jako krystal šesterečné soustavy. S osou souměrnosti vlastností je určen pěti elastickými moduly. Hookeův zákon lze v důsledku symetrie vyjádřit ve tvaru podle vztahu (4.37).

$$\begin{aligned}\sigma_{11} &= E_1(\varepsilon_{11} + \mu_{12}\varepsilon_{22}) + \sqrt{E_1 E_3} \mu_{13} \varepsilon_{33} \\ \sigma_{22} &= E_1(\varepsilon_{22} + \mu_{12}\varepsilon_{11}) + \sqrt{E_1 E_3} \mu_{13} \varepsilon_{33} \\ \sigma_{33} &= \sqrt{E_1 E_3} \mu_{13}(\varepsilon_{11} + \varepsilon_{22}) + E_3 \varepsilon_{33} \\ \sigma_{12} &= E_1(1 - \mu_{12})\varepsilon_{12} \\ \sigma_{23} &= 2E_5 \varepsilon_{23} \\ \sigma_{13} &= 2E_6 \varepsilon_{13}\end{aligned}\tag{4.37}$$

4.4.3 Lineárně elastický materiálový model

Jedná se o nejjednodušší model materiálu, vycházející z Hookova zákona (4.38) nebo v maticovém tvaru (4.39). Chová se současně jako krystal šesterečné a kubické soustavy (chování ocelových materiálů). Lze jej určit dvěma elastickými moduly,

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + 2G \varepsilon_{ij} \quad (4.38)$$

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda + 2G & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2G & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2G \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{12} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} \end{pmatrix} \quad (4.39)$$

kde λ je Lámeho parametr (4.40), δ_{ij} vyjadřuje Kroneckerův symbol a G je smykový modul definovaný podle (4.41).

$$\lambda = \frac{E\mu}{(1+\mu)(1-2\mu)} \quad (4.40)$$

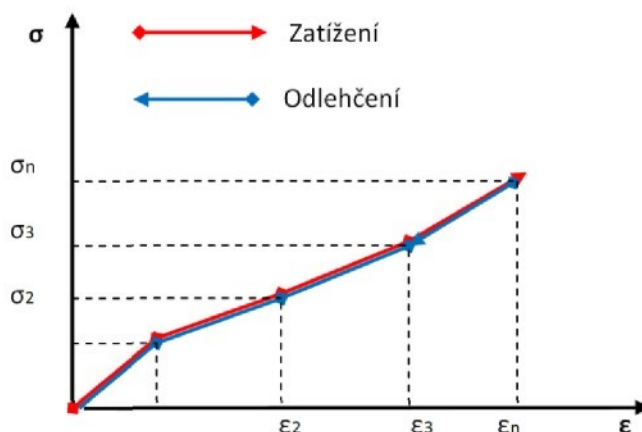
$$G = \frac{E}{2(1+\mu)} \quad (4.41)$$

Vhodné je zavést i objemový modul K (4.42), který se většinou požaduje definovat v programech MKP.

$$K = \frac{E}{3(1-2\mu)} \quad (4.42)$$

4.4.4 Po částech lineárně elastický materiálový model

Tento materiálový model lze aplikovat s určitou nepřesností i pro nelineární materiály (Urban 2004). Výhodou je, že ho lze aplikovat ve většině programů MKP. Vychází z lineární závislosti napětí na přetvoření v určitých úsecích (obr. 4.3), přičemž je zatěžován a odlehčován po stejné křivce, nevzniká tedy hystereze.



Obr. 4.3 Závislost napětí na přetvoření v po částech lineárně elastickém materiálu

Potom složky tenzoru deformace ε^I v jednotlivých úsecích jsou parametry pro výpočet ekvivalentní hodnoty přetvoření ε_{ekv} (4.43), ze které lze určit hodnotu ekvivalentního napětí pomocí jednotlivých závislostí napětí – přetvoření (*Plánička a Kuliš 2009*).

$$\varepsilon_{ekv} = \frac{1}{\sqrt{2(1+\mu)}} \sqrt{(\varepsilon_{11}^I - \varepsilon_{22}^I)^2 + (\varepsilon_{22}^I - \varepsilon_{33}^I)^2 + (\varepsilon_{33}^I - \varepsilon_{11}^I)^2 + \frac{3}{2}(\varepsilon_{12}^I)^2 + \frac{3}{2}(\varepsilon_{23}^I)^2 + \frac{3}{2}(\varepsilon_{31}^I)^2} \quad (4.43)$$

4.4.5 Model nelineárně elastického materiálu

Nelineárně elastický materiál se v obecné závislosti tenzoru napětí a tenzoru deformace chová v úzkém intervalu Hookeova zákona (pro počáteční přetvoření). Při celém rozsahu přetvoření, tj. jestliže napětí překročí mez úměrnosti, kde již Hookeův zákon neplatí, je třeba vycházet z existence pružného potenciálu (hustoty deformační energie) zavedeného podle vztahu (4.44), který vychází ze vztahu (4.33),

$$\mathbf{J}\Sigma = 2 \frac{\partial \Phi}{\partial \Psi_\gamma} \frac{\partial \Psi_\gamma}{\partial \varepsilon_{ij}} \quad (4.44)$$

kde Φ je hustota deformační energie vyjádřená v závislosti na invariantech anizotropního materiálu Ψ_γ pro $\gamma = 1, \dots, n$

4.5 Modely hypoelastického materiálu

Hypoelastický materiál (4.45) vychází z faktu, že rychlosti složek tenzoru napětí $\dot{\sigma}_{ij}$ jsou homogenními lineárními funkcemi rychlosti složek tenzoru deformace $\dot{\varepsilon}_{ij}$.

$$\dot{\sigma}_{ij} = D_{ijkl} \dot{\varepsilon}_{kl} \quad (4.45)$$

4.6 Modely hyperelastického materiálu

Hyperelastické materiály mají mechanické vlastnosti, které při zatěžování způsobují na testovaném vzorku velké deformace, které však jsou vratné. Takovéto materiály vykazují menší hystereze, které jsou pro ideální hyperelastický materiál téměř zanedbatelné (např. pryžové materiály). Materiálový model (4.46) vychází z funkce deformační energie A , která roste s deformací v závislosti na materiálovém deformačním gradientu $\mathbf{F}$.

$$A = A(\mathbf{F}) \geq 0 \quad (4.46)$$

Funkci deformační energie $A(F)$ je možno zavést a vyjádřit i na Green-Lagrangeově tenzoru deformace (*Holzapfel 2000*) podle vztahu (4.47).

$$A(\mathbf{F}) = A(\mathbf{E}^G) \quad (4.47)$$

Mechanické vlastnosti hyperelastických materiálů jsou definovány parciální derivací funkce deformační energie $A(\mathbf{F})$ podle materiálového deformačního gradientu $\mathbf{F}$ podle vztahu (4.48).

$$\mathbf{M}_H = \frac{\partial A(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} = \frac{\partial A(\mathbf{E}^G)}{\partial \mathbf{E}^G} \quad (4.48)$$

4.6.1 Model izotropního hyperelastického materiálu

Izotropní hyperelastické materiály mají dle předpokladu mechanické vlastnosti ve všech směrech stejné, lze tedy uvažovat chování ideálního izotropního modelu. Takovýto model (4.49) lze popsat 2. Piola-Kirchhoffovým tenzorem napětí $\mathbf{S}$ (4.29) vyjádřeným jako funkce mechanické práce v závislosti na kvadrátu pravého tenzoru protažení $\mathbf{U}$ (4.21).

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial A(\mathbf{U}^2)}{\partial \mathbf{U}^2} = 2 \frac{\partial A(\mathbf{F}^T \mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}^T \mathbf{F}} \quad (4.49)$$

Vztah (4.49) lze vyjádřit také ve tvaru (4.50) pomocí invariantů protažení I_i ,

$$\mathbf{S} = 2 \left[\left(\frac{\partial A}{\partial I_1} + \frac{\partial A}{\partial I_2} I_1 \right) \mathbf{I} - \frac{\partial A}{\partial I_2} \mathbf{F}^T \mathbf{F} + I_3 \frac{\partial A}{\partial I_3} \mathbf{F}^T \mathbf{F} \right] \quad (4.50)$$

kde $\mathbf{I}$ je jednotková matice a I_1, I_2, I_3 jsou invarianty hlavních protažení λ_i (4.10) v jednotlivých směrech definovaných podle vztahu (4.51).

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \quad (4.51)$$

4.6.2 Model nestlačitelného hyperelastického materiálu

Nestlačitelné hyperelastické materiály zachovávají téměř konstantní objem během přetvoření (např. některé polymerní materiály, pryže...), a lze na ně hledět jako na nestlačitelné. Proto podle vztahu (4.8) se uvažuje Jakobián $\mathbf{J} = 1$ a zavede se vhodný konstitutivní vztah (4.52). Potom vychází 2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí $\mathbf{S}$, tentokrát jako nestlačitelný hyperelastický materiál,

$$\mathbf{S} = -L_M \mathbf{F}^{-1} \mathbf{F}^{-T} + \mathbf{F}^{-1} \frac{\partial A(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (4.52)$$

kde L_M je hydrostatický tlak (v literatuře označovaný též jako Lagrangeův multiplikátor – Urban 2004, Sobotka 1981, Holzapfel 2000), který se získá z rovnic rovnováhy a odpovídajících okrajových podmínek.

4.6.3 Model stlačitelného hyperelastického materiálu

Stlačitelné hyperelastické materiály nezachovávají konstantní objem během přetvoření a Jakobián je tedy $\mathbf{J} > 0$. Podle *Sobotky 1981, Holzapfela 2000* je vhodné u modelů stlačitelných hyperelastických materiálů deformaci rozdělit na dvě části, a to deformaci, při které nedochází ke změně objemu (izochorickou) a druhou část (volumetrickou), při které dochází ke změně objemu. Funkci deformační energie pak můžeme psát ve tvaru (4.53),

$$A(\bar{\mathbf{U}}^2) = A_{izo}(\bar{\mathbf{U}}^2) + A_{vol}(\mathbf{J}) \quad (4.53)$$

kde $A_{izo}(\bar{\mathbf{U}}^2)$ popisuje izochorickou část funkce deformační energie, kterou lze vyjádřit podle upraveného (modifikovaného) deformačního gradientu $\bar{\mathbf{F}}$ (4.54), v němž výraz $\mathbf{J}^{1/3}\mathbf{I}$ je spojen s částí měnící objem při deformaci.

$$\mathbf{F} = \mathbf{J}^{1/3}\mathbf{I}\bar{\mathbf{F}} \rightarrow \bar{\mathbf{F}} = \mathbf{J}^{-1/3}\mathbf{I}\mathbf{F} \quad (4.54)$$

Zavede-li se vhodný konstitutivní vztah pro stlačitelný hyperelastický materiál vycházející z 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí $\mathbf{S}$ (4.55), bude také rozdělen na dvě části $\mathbf{S}_{izo} + \mathbf{S}_{vol}$ (izo = izometrická část, vol = objemová část).

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial A(\bar{\mathbf{U}}^2)}{\partial \bar{\mathbf{U}}^2} = \mathbf{S}_{izo} + \mathbf{S}_{vol} \quad (4.55)$$

$$\mathbf{S}_{izo} = 2 \frac{\partial A_{izo}(\bar{\mathbf{U}}^2)}{\partial \bar{\mathbf{U}}^2} \quad (4.56)$$

$$\mathbf{S}_{vol} = \frac{\partial A_{vol}(\mathbf{J})}{\partial \mathbf{U}^2} \quad (4.57)$$

4.7 Modely vybraných anizotropních hyperelastických materiálů

Anizotropní hyperelastické materiály mají mechanické vlastnosti, které při zatěžování způsobují na testovaném vzorku velké deformace, obdobně jako ideální hyperelastické materiály (kap. 4.6), jen jsou navíc tyto deformace různé v jednotlivých směrech zatěžování. Tyto materiály vykazují také podstatně větší hystereze, proto anizotropním hyperelastickým materiálům odpovídají např. potahové textilie. Materiálový model (4.7) vychází z funkce deformační energie A pro anizotropní materiály, která je vyjádřena jako součet funkce deformační energie, odpovídající izotropní deformaci A_{iso} (viz hyperelastický materiál podle vztahu (4.58)) a funkce deformační energie odpovídající anizotropní deformaci A_{aniso} .

$$A = A_{iso} + A_{aniso} \quad (4.58)$$

Funkce deformační energie odpovídající anizotropní deformaci A_{aniso} může být pro model popisující materiál se dvěma skupinami nití (*Holzappel 2000*) popsána vztahem (4.59),

$$A_{aniso} = \frac{k_1}{2k_2} \left[e^{k_2(\bar{I}_4-1)^2} - 1 \right] + \frac{k_3}{2k_4} \left[e^{k_4(\bar{I}_6-1)^2} - 1 \right] \quad (4.59)$$

kde $k_1, k_3 > 0$ jsou materiálové parametry a $k_2, k_4 > 0$ jsou bezrozměrné konstanty vhodně volené pro přesné přiblížení materiálového modelu vlastnostem zkušebního vzorku. Modifikované invarianty $\bar{I}_4, \bar{I}_6$ jsou definované podle vztahu (4.60), resp. (4.61),

$$\bar{I}_4(\bar{\mathbf{U}}^2, \mathbf{a}^0) = \mathbf{a}^0 \bar{\mathbf{U}}^2 \mathbf{a}^0 = \lambda^2 \quad (4.60)$$

$$\bar{I}_6(\bar{\mathbf{U}}^2, \mathbf{g}^0) = \mathbf{a}^0 (\bar{\mathbf{U}}^2)^2 \mathbf{a}^0 \quad (4.61)$$

kde $\mathbf{a}^0$ a $\mathbf{g}^0$ popisují vektory směru nití v jednotlivých směrech v počáteční konfiguraci (směrové vektory kladení vláken).

4.7.1 Model anizotropního hyperelastického materiálu se dvěma skupinami nití

Anizotropní hyperelastické materiály se dvěma skupinami nití, u nichž se předpokládá, že každá má jiný směr, jsou matematicky popsány podle vztahu (4.58) a lze je popsat konstitutivním vztahem (4.62) sestaveným pro 2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí (*Urban 2004, Sobotka 1981*).

$$\mathbf{S} = 2 \left[\left(\frac{\partial A}{\partial I_1} + \frac{\partial A}{\partial I_2} I_1 \right) \mathbf{I} - \frac{\partial A}{\partial I_2} \mathbf{F}^T \mathbf{F} + I_3 \frac{\partial A}{\partial I_3} \mathbf{F}^{-1} \mathbf{F}^{-T} + \frac{\partial A}{\partial I_4} \boldsymbol{\alpha}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_5} (\mathbf{a}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{a}^0 + \mathbf{a}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{a}^0) + \frac{\partial A}{\partial I_4} \boldsymbol{\gamma}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_7} (\mathbf{g}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{g}^0 + \mathbf{g}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{g}^0) + \frac{1}{2} \frac{\partial A}{\partial I_8} (\mathbf{a}^0 \mathbf{g}^0)(\mathbf{a}^0 \otimes \mathbf{g}^0 + \mathbf{g}^0 \otimes \mathbf{a}^0) \right] \quad (4.62)$$

Výrazy $\boldsymbol{\alpha}^0, \boldsymbol{\gamma}^0$ jsou tenzorová pole podle vztahu (4.63). Invarianty I_i (kde $i = 1, 2, \dots, 9$) jsou pro první 3 invarianty totožné se vztahem (4.51). Pro invarianty $I_4 - I_8$ (4.64), které jsou spojeny s anizotropií vznikající vlivem dvou skupin nití, platí, že jsou funkcemi jak tenzoru protažení $\mathbf{U}^2 = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$, tak vektorů popisujících směr kladení nití $\mathbf{a}^0, \mathbf{g}^0$.

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\alpha}^0 &= \mathbf{a}^0 \otimes \mathbf{a}^0 \\ \boldsymbol{\gamma}^0 &= \mathbf{g}^0 \otimes \mathbf{g}^0 \end{aligned} \quad (4.63)$$

$$\begin{aligned}
I_4(\mathbf{U}^2, \mathbf{a}^0) &= I_5(\mathbf{U}^2, \mathbf{a}^0) = \mathbf{a}^0 \mathbf{U}^2 \mathbf{a}^0 \\
I_6(\mathbf{U}^2, \mathbf{g}^0) &= I_7(\mathbf{U}^2, \mathbf{g}^0) = \mathbf{g}^0 \mathbf{U}^2 \mathbf{g}^0 \\
I_8(\mathbf{U}^2, \mathbf{a}^0, \mathbf{g}^0) &= (\mathbf{a}^0 \mathbf{g}^0) \mathbf{a}^0 \mathbf{U}^2 \mathbf{g}^0
\end{aligned} \tag{4.64}$$

Ve vztahu (4.64) je $\mathbf{a}^0 \mathbf{g}^0$ skalární součin vyjadřující rovnost kosinu úhlu mezi dvěma skupinami nití v počáteční konfiguraci.

4.7.2 Model ortotropního hyperelastického materiálu

Ortotropní hyperelastické materiály odpovídají mechanickým vlastnostem např. tkaniny, pleteniny. Dají se matematicky popsat obdobně jako anizotropní hyperelastické materiály se dvěma skupinami nití, jen vycházejí z předpokladu, že $\mathbf{a}^0, \mathbf{g}^0 = \mathbf{0}$ (úhel mezi dvěma skupinami nití je roven 90°), a tedy skupiny nití mají pravoúhlé ortotropní vlastnosti v počáteční konfiguraci. V takovém případě konstitutivní vztah (4.62) se zredukuje o výraz, v kterém vystupuje invariant I_8 a lze ho definovat podle vztahu (4.65).

$$\mathbf{S} = 2 \left[\left(\frac{\partial A}{\partial I_1} + \frac{\partial A}{\partial I_2} I_1 \right) \mathbf{I} - \frac{\partial A}{\partial I_2} \mathbf{F}^T \mathbf{F} + I_3 \frac{\partial A}{\partial I_3} \mathbf{F}^{-1} \mathbf{F}^{-T} + \frac{\partial A}{\partial I_4} \mathbf{a}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_5} (\mathbf{a}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{a}^0 + \mathbf{a}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{a}^0) + \frac{\partial A}{\partial I_6} \mathbf{g}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_7} (\mathbf{g}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{g}^0 + \mathbf{g}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{g}^0) \right] \tag{4.65}$$

Konstitutivní vztah (4.65) modelu ortotropního hyperelastického materiálu lze ještě zjednodušit zavedením nestlačitelné hyperelastické matrice ($I_3 = 1$) a přidáním reakčního členu q , potom se obdrží vztah (4.66), který obdobně popsal *Urban 2004*,

$$\mathbf{S} = \mathbf{q} + 2 \left[\left(\frac{\partial A}{\partial I_1} + \frac{\partial A}{\partial I_2} I_1 \right) \mathbf{I} - \frac{\partial A}{\partial I_2} \mathbf{F}^T \mathbf{F} + \frac{\partial A}{\partial I_4} \mathbf{a}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_5} (\mathbf{a}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{a}^0 + \mathbf{a}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{a}^0) + \frac{\partial A}{\partial I_6} \mathbf{g}^0 + \frac{\partial A}{\partial I_7} (\mathbf{g}^0 \otimes (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \mathbf{g}^0 + \mathbf{g}^0 (\mathbf{F}^T \mathbf{F}) \otimes \mathbf{g}^0) \right] \tag{4.66}$$

kde $\mathbf{q} = -L_M \mathbf{F}^{-1} \mathbf{F}^{-T}$ vyjadřuje výraz pro první člen ze vztahu (4.66),

$$L_M = p = -K_i \cdot \Delta_i \tag{4.67}$$

$$K_i = \frac{E_i}{3(1-2\mu_i)} \tag{4.68}$$

kde K_i vyjadřuje objemový modul pro hlavní směry napínání a Δ_i vyjadřuje poměrné přetvoření. Ve vztahu (4.68) vyjadřuje E_i , μ_i ($i = 11, 22 = x, y$) příslušné moduly, resp. Poissonovo číslo pro jednotlivé směry 11, 22, resp. x, y.

4.8 Modely vybraných viskoelastických materiálů

Viskoelastické materiály mají schopnost relaxace (pokles napětí $\sigma(t)$ v předepjatém tělese $\varepsilon_{\text{konst.}}$) (4.69) a také se vyznačují vysokým creepem (tečením) (4.70) neboli růstem deformace $\varepsilon(t)$ za stálého napětí $\sigma_{\text{konst.}}$. Tyto mechanické vlastnosti jsou typické pro materiál typu např. polyuretanových pěn, polymerních materiálů, ale v určitém rozsahu mají tyto vlastnosti i vlákenné materiály. Materiálové modely se většinou popisují funkcionálními vztahy mezi složkami tenzoru napětí, tenzoru deformace, časem a popřípadě i teplotou (*Stříž 2001, Sobotka 1981, Kojic a Bathe 2005*). V praxi se však zavádějí reologické modely, v nichž se kombinuje Hookeův elastický parametr $E(t)$ a Newtonův viskózní parametr $\eta(t)$ (pružina a tlumič). Skutečná odezva viskoelastického materiálu během reálného zatížení je však složitější, než by se dalo popsat reologickým modelem jen přidáním elastického a viskózního parametru, proto je většinou nutné doplnit další parametry a to $R(t)$, které představuje relaxační modul a $C(t)$ popisující tzv. creepovou poddajnost.

$$R(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_{\text{konst}}} \quad (4.69)$$

$$C(t) = \frac{\varepsilon(t)}{\sigma_{\text{konst}}} \quad (4.70)$$

Vybrané modely viskoelastických materiálů představují vhodnou alternativu k experimentálním testům a jsou poměrně přesné. Tyto modely se také vyskytují v programech MKP pro simulaci chování pěn.

4.8.1 Model lineárního viskoelastického materiálu

Lineární viskoelastický materiál je možno formulovat jen tehdy, lze-li zavést superpozici (skládání jednotlivých napětí $\sigma_1(t) + \sigma_2(t) + \dots$, kterým při stejném zatížení odpovídá deformace $\varepsilon_1(t) + \varepsilon_2(t) + \dots$). Potom konstitutivní vztah pro model lineárně-viskoelastického izotropního materiálu může být popsán vztahem (4.71),

$$\sigma_{ij}(t) = \int_0^t 2G(t - \Theta) \delta_{ij} \dot{\varepsilon}_{kk} d\Theta + \int_0^t \lambda(t - \Theta) \delta_{ij} \dot{\varepsilon}_{kk} d\Theta \quad (4.71)$$

kde G , λ představují Lámeho parametry podle (4.40), resp. (4.41), t je čas, $\dot{\epsilon}_{kk}$ je rychlost deformace a Θ vyjadřuje časovou historii, resp. jednotlivé časové úseky ($t \geq \Theta_0$).

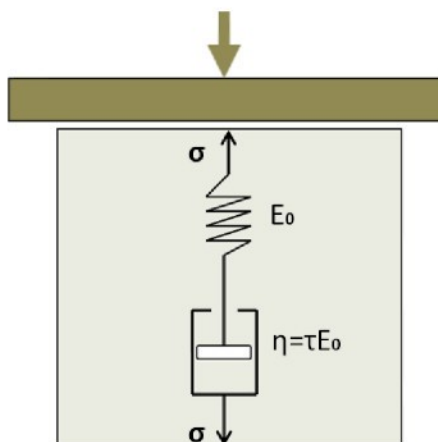
Deformace $\epsilon_1(t)$ v závislosti na creepové poddajnosti $C(t)$ jako odezvě materiálu na zatížení a napětí $\sigma_1(t)$ s odezvou na relaxační modul $R(t)$ se pro lineární viskoelastický materiál může vyjádřit vztahy (4.72) a (4.73).

$$\epsilon(t) = \epsilon_{ij}(t) = \int_0^t C(t-\Theta) \dot{\sigma}(\Theta) d\Theta \quad (4.72)$$

$$\sigma(t) = \sigma_{ij}(t) = \int_0^t R(t-\Theta) \dot{\epsilon}(\Theta) d\Theta \quad (4.73)$$

4.8.2 Maxwellův model

Maxwellův model viskoelastického materiálu je reologický model tvořený sériovým zapojením elastického a viskózního parametru znázorněný na obr. 4.4.



Obr. 4.4: Maxwellův model viskoelastického materiálu

Rychlost deformace $\dot{\epsilon}(t)$ podle obr. 4.4 je součtem rychlosti deformace pružného členu $\dot{\epsilon}^E(t)$ s viskózním členem $\dot{\epsilon}^V(t)$, což vyjadřují rovnice (4.74) a (4.75),

$$\dot{\epsilon}(t) = \dot{\epsilon}^E(t) + \dot{\epsilon}^V(t) \quad (4.74)$$

$$\dot{\epsilon}(t) = \frac{\dot{\sigma}(t)}{E_0} + \frac{\sigma(t)}{\tau E_0} \quad (4.75)$$

kde E_0 představuje počáteční modul pružnosti, tj. $E(0) = E_0$ pro ($t = \Theta = 0$), τ představuje časovou konstantu materiálu. Zatížení způsobí vratnou elastickou deformaci a nevratnou viskózní deformaci.

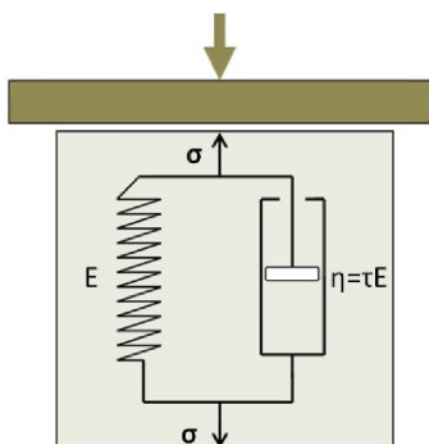
Creepovou poddajnost $C(t)$ pro Maxwellův model lze vyjádřit ve tvaru podle vztahu (4.76) a relaxační modul $R(t)$ podle vztahu (4.77).

$$C(t) = \frac{1}{E_0} + \frac{1}{\tau E_0} t \quad (4.76)$$

$$R(t) = E_0 e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (4.77)$$

4.8.3 Kelvinův model

Kelvinův model viskoelastického materiálu je reologický model tvořený na rozdíl od Maxwellova modelu paralelním zapojením elastického a viskózního členu, což znázorňuje obr. 4.5.



Obr. 4.5: Kelvinův model viskoelastického materiálu

Napětí v Kelvinově modelu, které je vztažené k deformaci $\varepsilon(t)$ a rychlosti deformace $\dot{\varepsilon}(t)$ se podle obr. 4.5 dá vyjádřit podle vztahu (4.78) a (4.79).

$$\sigma(t) = \sigma^E(t) + \sigma^V(t) \quad (4.78)$$

$$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \tau E\dot{\varepsilon}(t) \quad (4.79)$$

Toto uspořádání zajistí, že zatížení modelu vyvolá vratnou deformaci. Při odlehčení dochází k tomu, že se materiálový model vrací do původního tvaru.

Creepovou poddajnost $C(t)$ pro Kelvinův model lze vyjádřit ve tvaru podle vztahu (4.80).

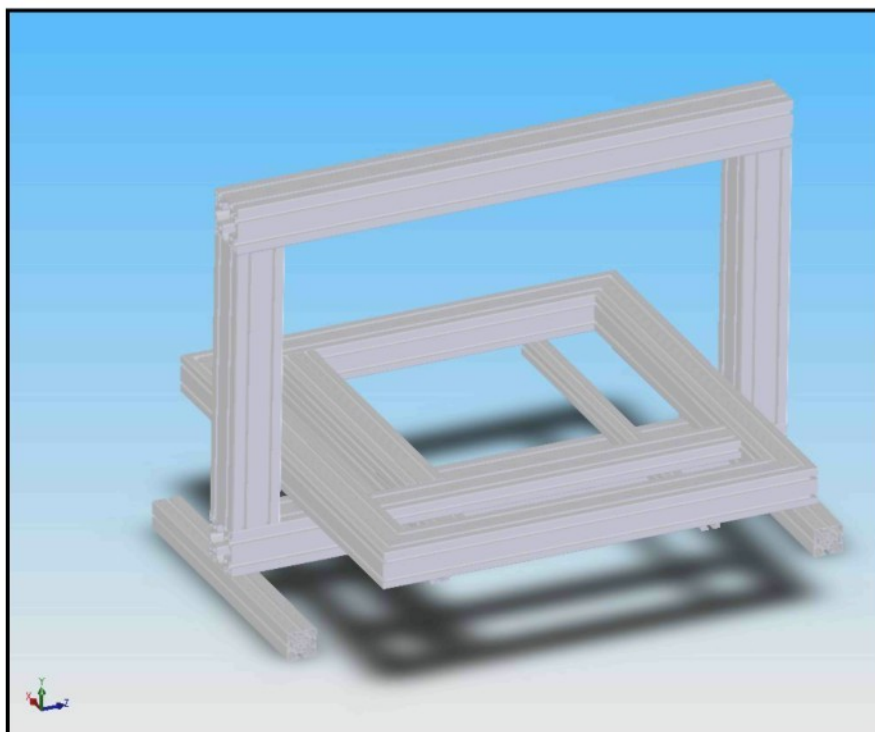
$$C(t) = \frac{1}{E} (1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (4.80)$$

5 Použitá zařízení a metody

Stanovení vlastností plošných textilních materiálů při víceosém namáhání není jednoduchý úkol z důvodu absence vhodného měřicího zařízení. Podobnou úlohu řeší např. *Stříž 2000 nebo Urban 2004*, jimi popsaná zařízení mají společné použití velmi malého vzorku, což odpovídá potřebám experimentu, pro který byla konstruována. Při stanovení vlastností plošných textilií je výhodné se rozměrem vzorků blížit rozměrům, které odpovídají reálně používanému výrobku. To v praxi není obvykle dosažitelné, např. z důvodu nedostupnosti dostatečně rozměrných a výkonných měřicích zařízení.

5.1 Zkušební rám

V případě této práce bylo za účelem stanovení parametrů potřebných pro simulaci nutno dvouosé předpínat vzorek o co největším rozměru. Pro tento účel bylo zkonstruováno zařízení, které se skládá z dvojice rámců. Vertikální rám nese zkušební zařízení a slouží k zatěžování vzorku ve vertikálním směru. V něm je umístěn horizontální rám, který umožňuje definované předpínání. Uspořádání experimentálního zařízení je zřejmé z obr. 5.1 a z výkresu v příloze III, obr. III. 1 – 3.



Obr. 5.1: Pohled na experimentální zařízení

5.1.1 Popis horizontálního rámu

Rám je tvořen obvodovou částí čtvercového půdorysu z hliníkových profilů spojených na koso. Ve vnitřním prostoru rámu jsou vloženy dva navzájem kolmé nosníky, které se pohybují v drážkách profilů obvodového rámu. Uspořádání rámu umožňuje použít textilií maximálně o rozměru cca 615 x 615 mm, avšak není nutno dodržet čtvercový tvar vzorku. Pohyb s minimálními odpory umožňují vodící trny nosníků opatřené ložisky. Každý nosník je vybaven siloměrným snímačem o maximální zatížitelnosti 1000 N. Potřebná předpínací síla je vyvozována posuvem nosníku ve vertikálním směru pomocí šroubu upevněného na siloměrný snímač a procházejícího opěrou upevněnou na vnějším rámu. Textilií lze napnout o maximálně 75 mm.

5.1.2 Upevnění textilie

Jak z popisu i vyobrazení 5.1 a přílohy III plyne, horizontální rám slouží k napínání textilie definovaným předpětím ve dvou navzájem kolmých směrech. To s sebou přináší problémy s upnutím vzorku, protože dochází k jeho protažení v obou směrech současně, a to i v místech, kde je vzorek upevněn. Upínací zařízení tedy musí vzorek dostatečně pevně fixovat ve směru napínání a v poloze kolmé ke směru napínání umožnit vzorku víceméně volný posuv v upínacím zařízení. Způsob upnutí, který tyto požadavky splňuje, spočívá v zasunutí okrajů textilie do drážek, které jsou na horních površích hliníkových profilů. Drážky se potom částečně překryjí posuvnými kryty, které šířku drážky zmenší na hodnotu jen o málo větší, než je tloušťka upínaného materiálu. Je zřejmé, že materiál musí být v drážce zesílen nebo vyztužen, aby nedošlo k jeho vytažení. Proto jsou okraje vzorků zdvojeny, čímž vznikne jakási kapsa, do které je možno navíc vložit výztuž, která kapsu vyplní a zvětší její rozměr. Kapsa se vytvoří sešitím pružným stehem. Ten je nutný k tomu, aby při protahování textilie nedošlo k jeho porušení.

5.1.3 Popis vertikálního rámu

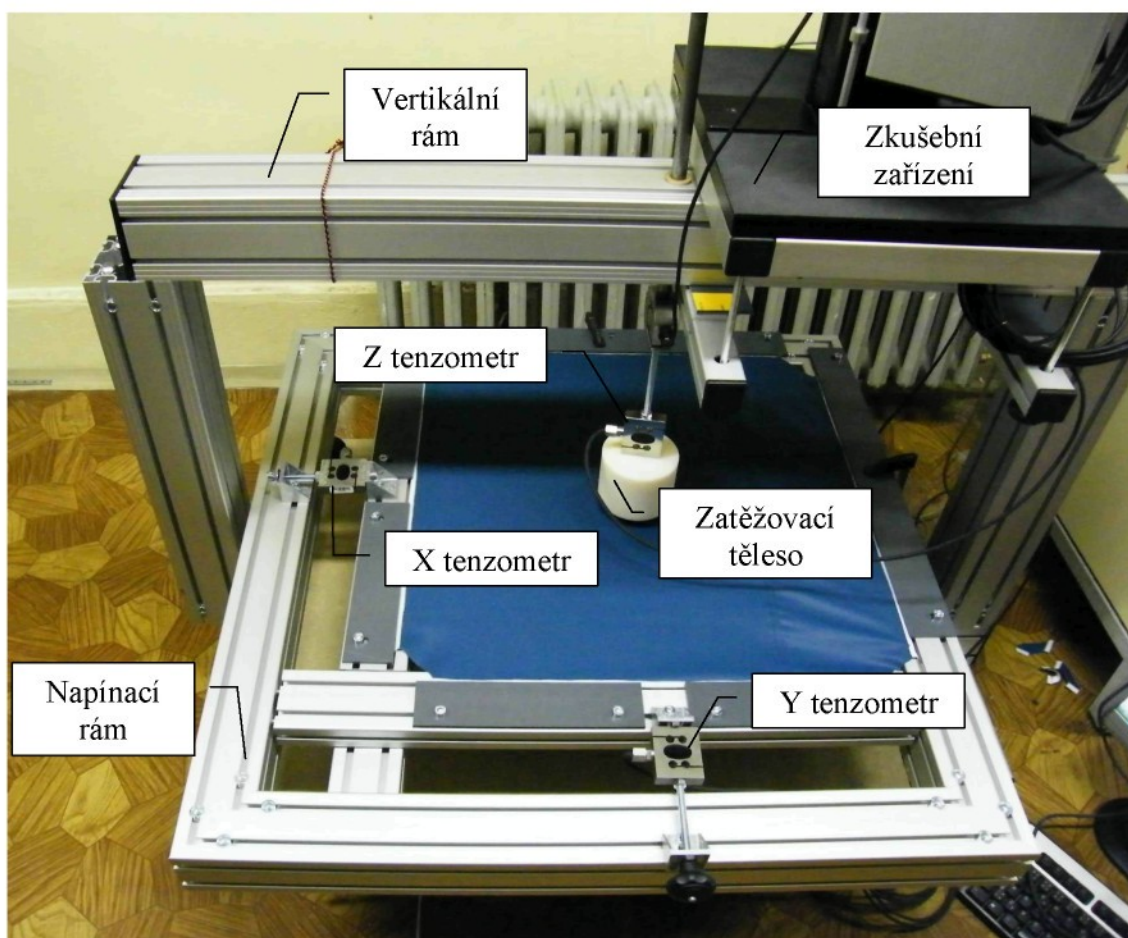
Vertikální rám plní dvě funkce a sice nese rám horizontální – napínací a také má na sobě upevněno zkušební zařízení, které ovládá vertikální posuv zatěžovacího tělesa. Vertikální rám je navržen tak, aby umožnil zkoušení rozměrných vzorků, materiálů a výrobků. Lze do něj vložit např. autosedačku, židli, křeslo, ale také matraci včetně nosného rámu a roštu. Rám má následující vnitřní rozměry 950 x 600 mm. Šířku lze posunutím svislých podpor zvětšit až na 1070 mm, aniž by byla významně snížena

zatížitelnost rámu. Na horním vodorovném nosníku je upevněn zkušební stroj, který je spojen se zatěžovacím tělesem. Pohyb tělesa je zajištěn ocelovou tyčí o průměru 16 mm, která je upevněna na příčniku zkušebního stroje a prochází horním nosníkem. Tyč je vedená bronzovými pouzdry zalisovanými do nosníku.

5.2 Popis zkušebního stroje a jeho úpravy

Použité zkušební zařízení Labtest 4.050 je standardním výrobkem společnosti Labortech. Jedná se o jednosloupový jednoprostorový zkušební stroj s nejvyšší zatížitelností rámu 5 kN. Hlavní a v podstatě jedinou funkcí tohoto zařízení je zajištění posuvu zatěžovacího tělesa definovanou rychlostí o požadovanou hodnotu.

Toto řešení si vyžádalo některé drobné úpravy stroje. Především bylo nutné upravit příčník stroje tak, aby bylo možné upevnit tyč, která musí procházet mimo základnu stroje, což současná konstrukce neumožňovala. Na příčník bylo zkonstruováno vyložení, které je tvořeno profilů MayTec o průřezu 40 x 40 mm. Upevnění stroje na rám a celkové uspořádání experimentálního zařízení je zřejmé z obr. 5.2.

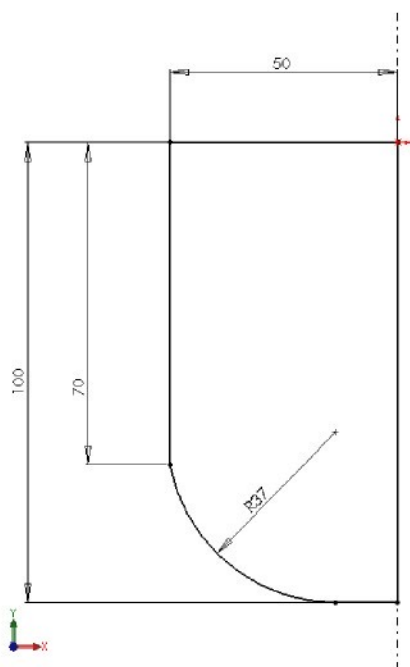


Obr. 5.2: Sestavené zařízení pro komplexní zkoušení vlastností matrací

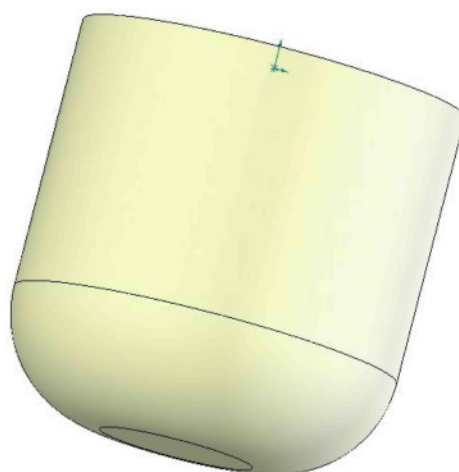
V případě některých aplikací je nutné kontrolovat nejen hodnotu posuvu, ale také hodnotu dosažené síly, resp. napětí. Pak lze připojit i siloměrný snímač a v ovládacím programu zkušebního stroje nastavit nejvyšší přípustnou hodnotu síly, při jejímž dosažení se posuv zastaví a zatěžovací těleso se od zatěžovaného vzorku oddálí.

5.2.1 Zatěžovací těleso

Pro zatěžování modelů matrací bylo použito zatěžovací těleso vytvořené dle vlastního návrhu, protože pro testování antidekubitních matrací není těleso normami definováno. Cílem proto bylo navrhnout takovou geometrii tělesa, která bude napodobovat část lidského těla. Nákres zatěžovacího tělesa a modelu je na obrázcích 5.3 a 5.4. Těleso je vyrobeno z polyamidu 6.6 o hustotě 1130 kg.m^{-3} .



Obr. 5.3: Rozměry zatěžovacího tělesa



Obr. 5.4: Model zatěžovacího tělesa

5.3 Zařízení pro snímání a zpracování dat ze siloměrných snímačů

Během zkoušení vzorku je nutno snímat data z celkem třech tenzometrických snímačů (po směry X, Y, Z). Výstup snímačů je analogový a měřená síla je přímo úměrná elektrickému napětí. Pomocí A/D převodníku AD24USB, který převede analogový signál v podobě elektrického napětí do digitální podoby, se signál dále zpracovává a pomocí kalibrace se převádí na hodnotu zatěžovací síly. V podstatě se jedná o velmi přesný vícekanálový voltmetr s digitálním výstupem. Převodník komunikuje s počítačem prostřednictvím USB portu. Program pro zpracování a ukládání dat je vytvořen v jazyce C++ a je upraven přímo pro tento účel. Zobrazení

je buď v podobě grafů, nebo datových bodů, které lze exportovat v ASCII souboru a zpracovat např. pomocí programu MS Excel nebo MatLab.

5.4 Zařízení pro snímání a vyhodnocování kontaktního tlaku

Popisované zařízení je navrženo přímo pro měření kontaktního tlaku mezi fyziologickou zátěží a matrací. Požadavkem je, aby měřicí zařízení svou přítomností mezi zátěží a matrací neovlivnilo měřené hodnoty. Tím spíše, používají-li se snadno deformovatelné materiály, mezi které polyuretanové pěny a objemné netkané textilie patří. Zařízení pracuje na kapacitním principu, tzn., že kompresní namáhání způsobuje změnu dielektrické konstanty mezi elektrodami, která se dle příslušné kalibrace převede na hodnotu tlaku. Výrobce uvádí, že elektrody jsou realizovány napříč přeloženými vrstvami, v nichž jsou umístěny ploché vodiče ze stříbra. Nevodivá separace elektrod je zajištěna pomocí vloženého elastomeru. Zařízení má vysokou splývavost a zanedbatelnou tažnost. Pro experiment bylo použito zařízení XSensor LX100:36:36.02, jehož vybrané parametry, jsou uvedeny v tabulce 5.1. Je zřejmé, že vzhledem k zanedbatelné tloušťce zařízení bude docházet k ovlivňování hodnot kontaktního tlaku – zařízení se stane další vrstvou v měřené skladbě materiálů.

XSensor LX100:36:36.02				
Rozsah měřeného tlaku [mm Hg]	Rozměry měřicí plochy [mm]	Snímkovací frekvence [obr./sec.]	Tloušťka nestlačené měřicí plochy [mm]	Tloušťka stlačené měřicí plochy [mm]
10-200	45,7 x 45,7	60	1,04	0,86

Tabulka 5.1: Vybrané vlastnosti zařízení XSensor

6 Experimentální stanovení vybraných vlastností použitých materiálů

V této části jsou popsány použité materiály, postup provedení jednotlivých experimentů a uvedeny a okomentovány získané výsledky. Tuto část práce lze rozdělit na tři podčásti.

1. Stanovení potřebných parametrů pro zkušební simulační modely, na základě kterých bude rozhodnuto o vhodnosti použití vybraného programu. Ta je zde posuzována zejména schopností přiblížit se geometrii přetvoření simulovaného vzorku ke geometrii zkušebního vzorku, kterým byla polyuretanová pěna. Ta je stlačovaná jednak plochou deskou a jednak koulí. Výsledkem experimentů jsou, kromě průběhů zatěžovacích křivek, snímky geometrie deformovaného reálného zkušebního vzorku potřebné pro porovnání s výsledky simulací vybraného programu a materiálové parametry potřebné pro vlastní simulaci.
2. Stanovení parametrů potahové textilie matrace. Ta je podrobena tahové zkoušce v podélném a příčném směru dle příslušné normy. Protože potahová textilie je ve skutečnosti na matraci napnuta v obou směrech současně, bude dále předpínána dvouose na zařízení vyrobeném přímo pro tento účel (viz kap. 5, obr. 5.1 a 5.2).
3. Stanovení parametrů experimentálních modelů matrace, tj. jádra z PU pěny, resp. 3D NT, překrytých předpjatou potahovou textilií, je provedeno na zařízení dle obr. 5.2. Test je doplněn o stanovení kontaktních tlaků (viz. kap. 5.5), vznikajících mezi zatěžovacím tělesem (viz. kap. 5.3.1, obr. 5.3 a 5.4) a experimentálními modely matrace.

Získané experimentální výsledky budou použity jako vstupní data pro simulaci a dále pro vyhodnocení výsledků simulace a pro případnou optimalizaci vytvořených simulačních modelů. Dále bude zaveden termín „model matrace“. Ten se skládá z předpjaté potahové textilie a z jádra matrace (3D NT nebo PU pěna) a může se vyskytnout buď jako:

experimentální model matrace, tedy skutečný (reálný) model

nebo jako:

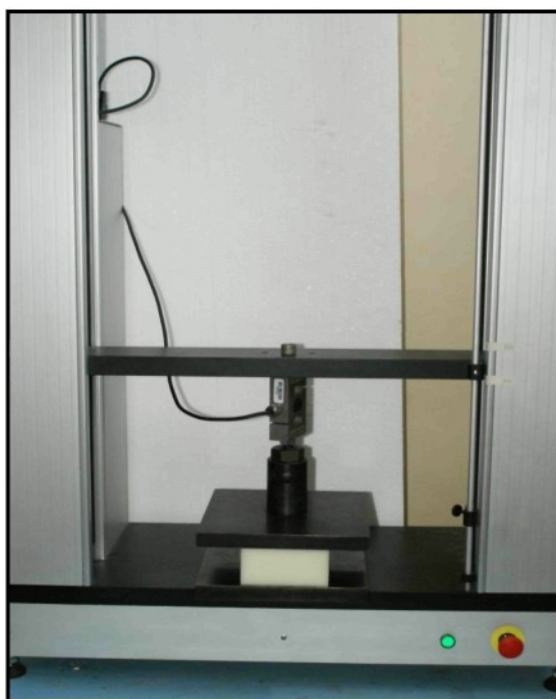
simulační model matrace, tedy model vytvořený v simulačním prostředí. Tato kapitola se bude zabývat popisem experimentálního modelu matrace.

6.1 Stanovení mechanických vlastností PU pěny pro ověření simulačního programu

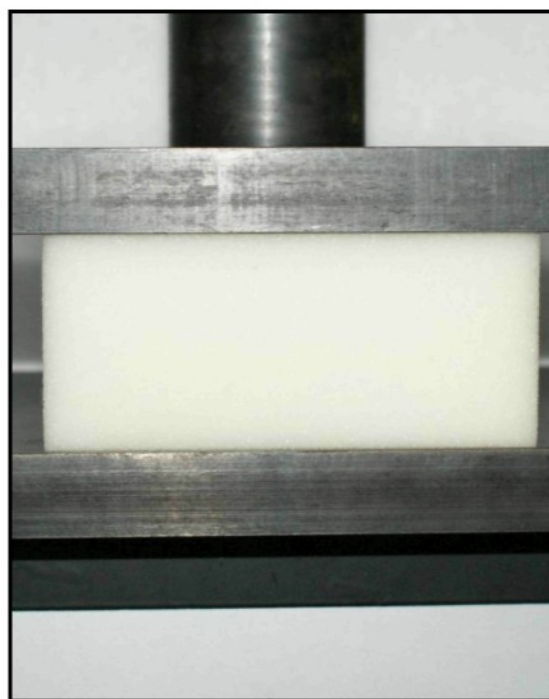
Za účelem získání materiálových vlastností polyuretanové pěny pro vytvoření testovacího simulačního modelu a jeho následnou optimalizaci byly provedeny dva experimenty. Experimenty se lišily především geometrií použitého zatěžovacího tělesa. V prvním experimentu bylo použito ke stlačování vzorku PU pěny ploché desky. V druhém experimentu bylo použito zatěžovací těleso ve tvaru koule.

6.1.1 Zatěžování PU pěny plochou deskou

Tato zkouška spočívá ve stlačení materiálu umístěného mezi dvěma plochými deskami, které mají rozměry větší než zkušební těleso. Zkouška byla provedena na zařízení Labortech 2.050, snímač síly byl upevněn na posuvném příčniku zkušebního stroje. Nejvyšší dosažitelná zatěžovací síla je 5 kN. Rozměr zatěžovacích desek byl 200 x 200 mm. Rychlost deformace byla nastavena na hodnotu 50 mm.min⁻¹, hodnota dosažené deformace vzorku vycházela z normy DIN 54 305 1976, která předepisuje stlačení o 80 % hodnoty původní tloušťky. Poté následuje odlehčení a tento cyklus se provádí celkem pětkrát. Použity jsou průběhy z 5. cyklu. Během zkoušky je zaznamenávána zatěžovací křivka. Uspořádání experimentu je zřejmé z obr. 6.1 a 6.2. Dále byl pořízen snímek stlačované pěny (viz obr. 6.3), pro posouzení úspěšnosti simulace z hlediska geometrie přetvoření.



Obr. 6.1.: Uspořádání experimentu kompresní zkoušky polyuretanové pěny



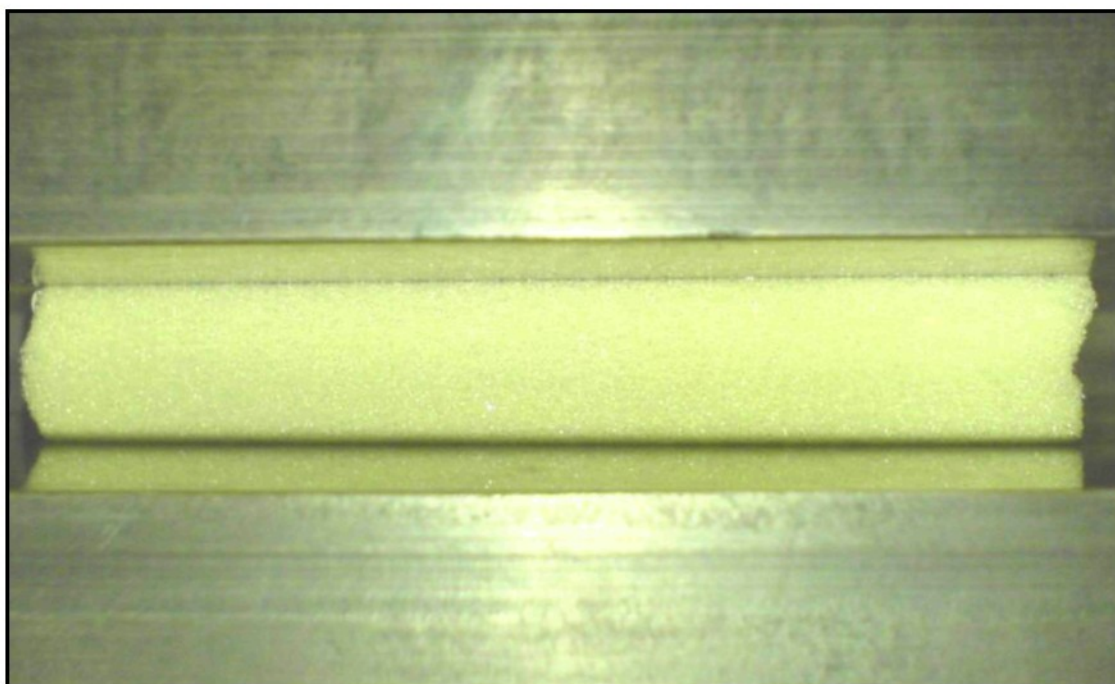
Obr. 6.2: Detail umístění PU pěny mezi stlačovacími deskami

6.1.1.1 Popis experimentálního vzorku

Pro zatěžovací zkoušku bylo použito standardizovaného vzorku polyuretanové pěny označené jako 3535. První dvojčíslí udává objemovou hmotnost v kg.m^{-3} , druhé pak tuhost. Ta se obvykle uvádí v kPa při deformaci 25 %. Další vlastnosti vzorku polyuretanové pěny jsou uvedeny v tab. 6.1.

Rozměry vzorku [mm]	Plošná hmotnost [g.m^{-2}]	Objemová hmotnost [kg.m^{-3}]
100 x 100 x 50	1750	35

Tab. 6.1: Parametry vzorku polyuretanové pěny



Obr. 6.3: Snímek polyuretanové pěny zatížené rovinnou deskou

6.1.1.2 Výsledky zatěžování PU pěny při stlačování rovinnou deskou

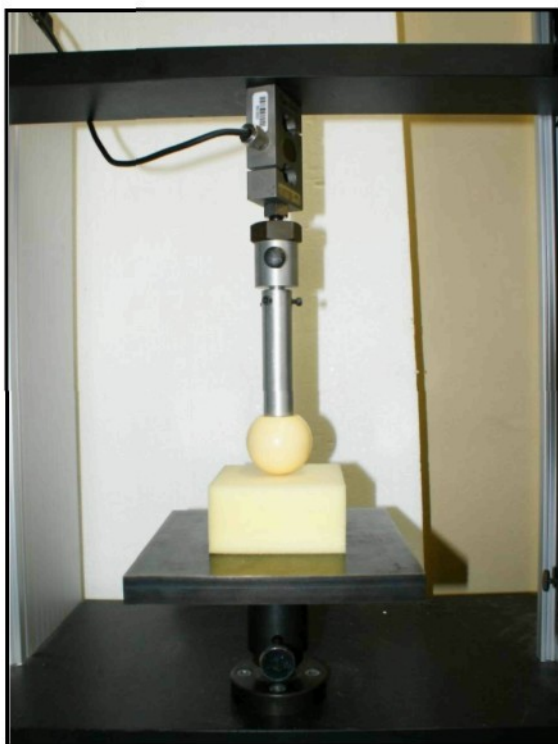
Výše popsaným měřením je získána zatěžovací křivka jako síla, resp. napětí v závislosti na hodnotě deformace. Hodnota nejvyšší síly, dosaženého napětí a počátečního modulu při 80% deformaci je uvedena v tab. 6.2. Průběh zatěžovací a odlehčovací křivky v 5.cyklu není v této kapitole uveden, je ukázán v grafu 8.1, kap. 8.1.1, kde je tato křivka porovnávána s průběhem simulované zatěžovací křivky.

Nejvyšší dosažená síla [N]	Nejvyšší dosažené napětí [kPa]	Počáteční modul [MPa]
68	6,8	25

Tab. 6.2: Vybrané výsledky zatěžovací zkoušky vzorku polyuretanové pěny – deska

6.1.2 Zatěžování PU pěny tělesem ve tvaru koule

Provedení této zkoušky se od předchozí liší pouze tvarem zatěžovacího tělesa. Rovinná deska je nahrazena koulí o průměru 52 mm. Uspořádání experimentu je zřejmé z obr. 6.4. Snímek zatěžovacího tělesa je na obr. 6.5. Snímek deformované pěny je na obr. 6.6. Vlastnosti použitého vzorku, včetně rozměrů jsou tytéž jako v předchozím případě.



Obr. 6.4: Uspořádání experimentu kompresní zkoušky tělesem ve tvaru koule potahové textilie



Obr. 6.5: Snímek zatěžovacího tělesa ve tvaru koule



Obr. 6.6: Snímek polyuretanové pěny zatížené tělesem ve tvaru koule

6.1.2.1 Výsledky zatěžování PU pěny při stlačování tělesem ve tvaru koule

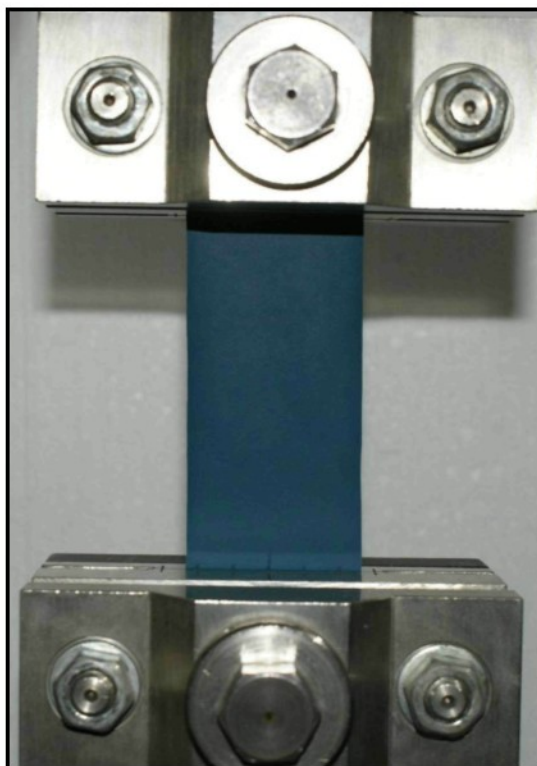
Nejvyšší dosažená síla při stlačení byla 34 N. Nejvyšší dosažené napětí ani modul nelze přesně určit, protože nejsou známy parametry pro jejich výpočet. Podobně jako v předchozím případě lze experimentální průběh vidět v grafu 8.2, kap. 8.1.2.

6.2 Stanovení mechanických vlastností potahové textilie

Mechanické vlastnosti byly stanoveny statickým zatěžováním standardizovaného vzorku potahové textilie. Zkouška byla provedena v souladu s normou ČSN EN ISO 13934-1. Norma stanoví zkoušení vzorků o šířce 50 mm v podélném a příčném směru. Požadovaná upínací délka je 200 mm, avšak při tažnosti vzorku vyšší než 75 % se snižuje na 100 mm, což byl také tento případ. Konstantní přírůstek deformace je $100 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$. Norma předepisuje provedení zkoušky v podélném a příčném směru a to vždy na pěti zkušebních vzorcích. Zkouška byla realizována až do přetrhu vzorku, průběh křivky byl využit pouze do hodnoty 50% deformace, což s dostatečnou rezervou pokryje oblast reálného zatížení při použití pro potah matrace. Zkouška byla provedena na zařízení Labortech 2.050, snímač síly supínací čelistí byl umístěn na pohyblivém příčniku zkušebního stroje. Jeho nejvyšší zatěžovací síla byla 5 kN. Výsledkem zkoušky jsou zatěžovací křivky, vyjadřující závislost síly na posuvu příčniku stroje, resp. protažení vzorku. Dále je určen průběh sekantového modulu pro celou oblast zatěžování. Uspořádání experimentu i detail upnutí vzorku jsou na obr. 6.7 a 6.8.



Obr. 6.7: Uspořádání experimentu tahové zkoušky potahové textilie



Obr. 6.8: Upnutí vzorku v čelistech

6.2.1 Popis zkušební vzorku

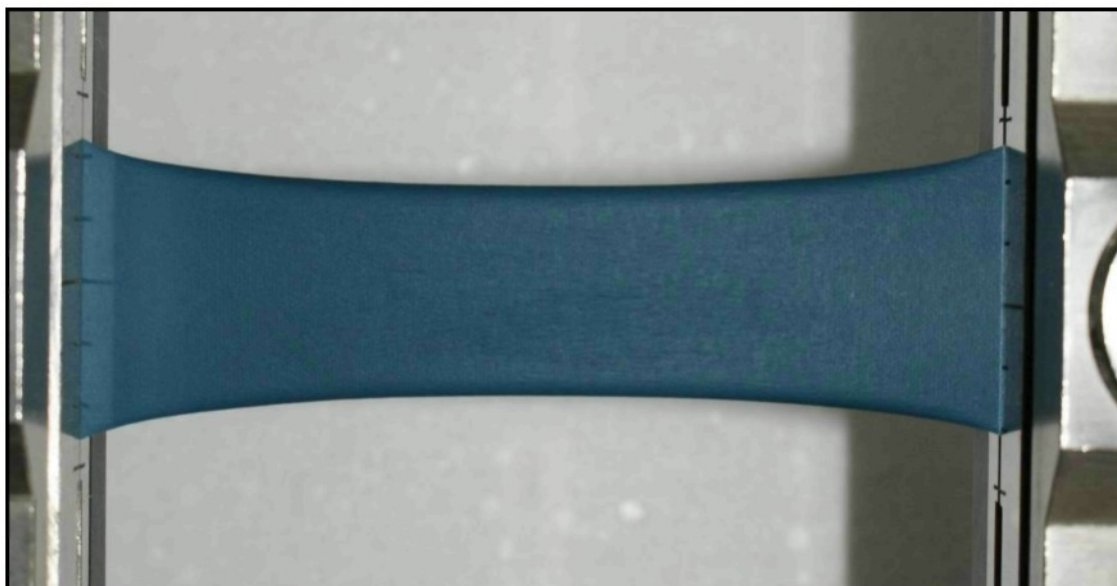
Pro zatěžovací zkoušku byla použita potahová textilie s obchodním názvem Dartex 062. Jednalo se o pleteninu opatřenou polyuretanovým zátěrem, tvořícím lícní stranu potahu. Vlastnosti vzorku jsou uvedeny v tab. 6.3.

Rozměry vzorku [mm]	Tloušťka vzorku [mm]
150 x 50	0,799±0,03
Plošná hmotnost [g.m ⁻²]	Objemová hmotnost [kg.m ⁻³]
252,6±1,44	316,15±15,1

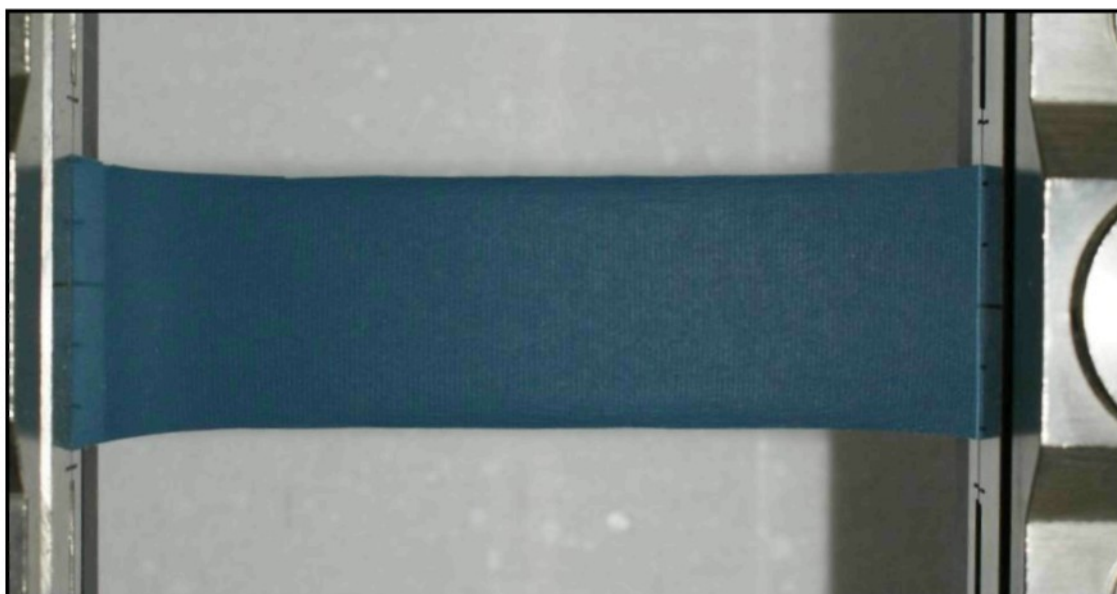
Tab. 6.3: Parametry vzorku potahové textilie

6.2.2 Výsledky testování mechanických vlastností potahové textilie

Během zkoušky byl pořízen snímek vzorku pro zaznamenání jeho geometrických změn vlivem zatěžování. Pohyblivá čelist je na pravé straně snímku. Deformovaný tvar vzorku v podélném a příčném směru při nejvyšší deformaci je na obr. 6.9 a 6.10 a bude použit pro porovnání s výsledky simulačního modelu.



Obr. 6.9: Deformovaný tvar vzorku v podélném směru



Obr. 6.10: Deformovaný tvar vzorku v příčném směru

Nejvyšší dosažená síla a napětí při 50% deformaci v obou sledovaných směrech zatěžování jsou v tab. 6.4 a 6.5. V grafech 6.1 a 6.2 jsou ukázány průběhy síly a napětí získané při tahové zkoušce. Protože průběhy zatěžovacích křivek jednotlivých zkoušek v příslušném směru se téměř neliší, jsou uvedeny pouze reprezentativní průběhy. Obě získané závislosti mají přibližně lineární průběh, přičemž příčný směr vykazuje vyšší linearitu. U obou závislostí je také patrný strmější průběh v rozsahu od počátku až do cca 10% deformace. Příčný směr vykazuje mírnou konkávnost, u podélného směru přechází konkávní průběh na konvexní při cca 35% deformaci. Potahová textilie

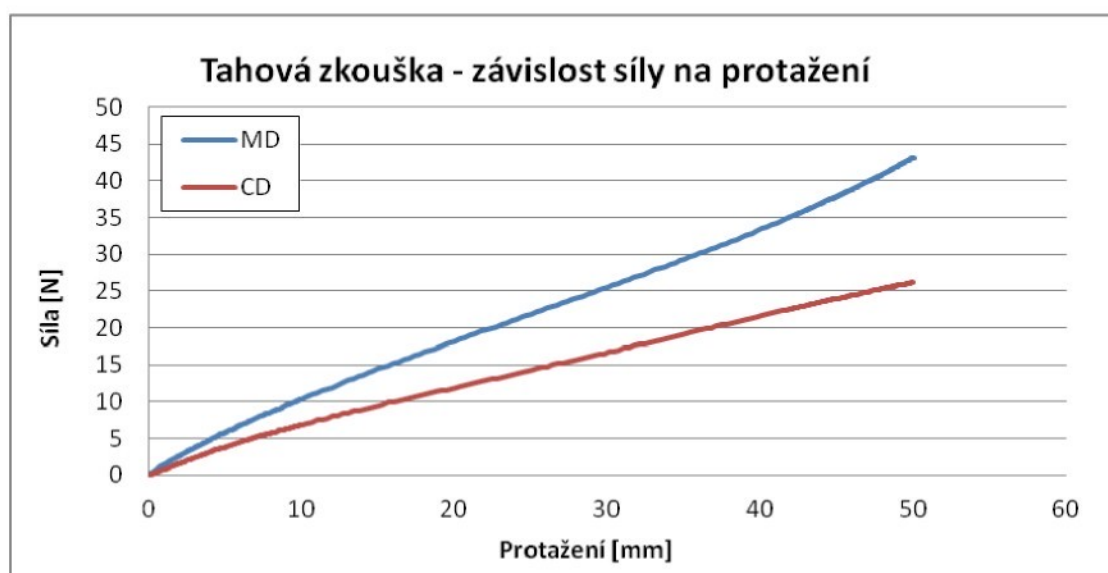
dosahuje v podélném směru vyšší hodnotu síly, resp. napětí (o cca 39 %) než v příčném směru. Potahová látka je tedy v příčném směru snáze deformovatelná.

Nejvyšší dosažená síla [N]	Nejvyšší dosažené napětí [kPa]	Sekantový modul [kPa]
43,14±1,9	1079,9±62,4	2100 – 3750

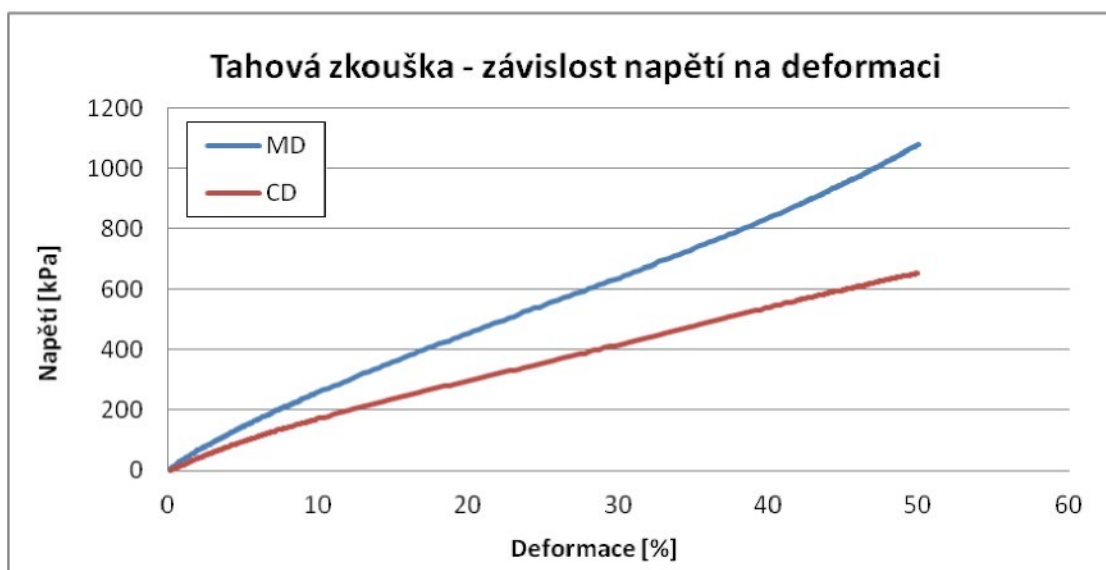
Tab. 6.4: Vlastnosti vzorku potahové textilie v podélném směru

Nejvyšší dosažená síla [N]	Nejvyšší dosažené napětí [kPa]	Sekantový modul [kPa]
26,2±1,3	655±40	1000 – 2100

Tab. 6.5: Vlastnosti vzorku potahové textilie v příčném směru

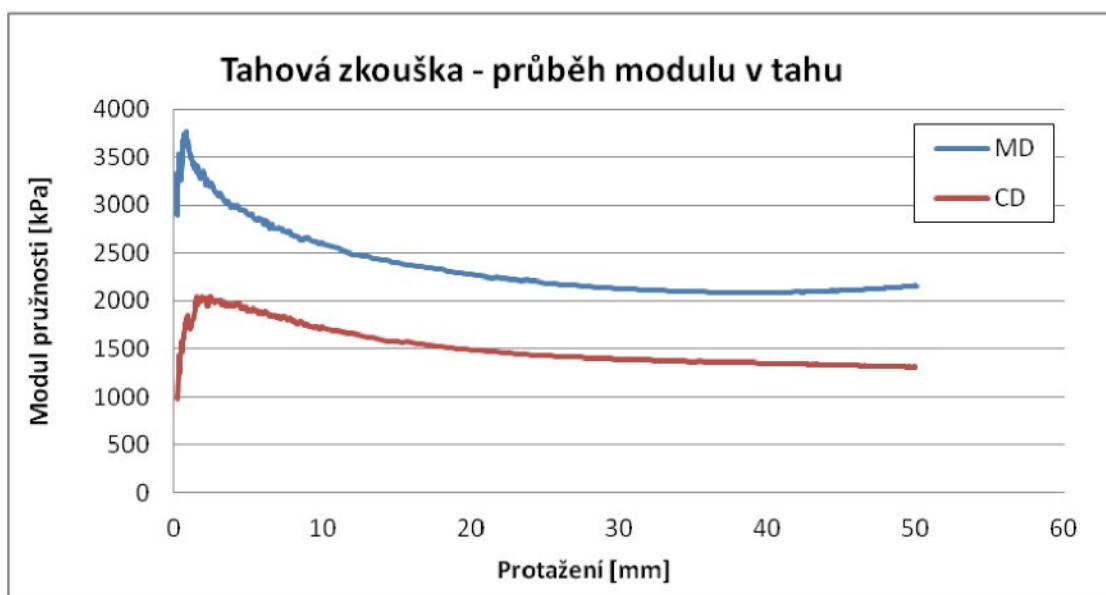


Graf 6.1: Závislost zatěžovací síly na protažení v podélném a příčném směru



Graf 6.2: Závislost napětí na deformaci v podélném a příčném směru

Průběh hodnot sekantových modulů v podélném a příčném směru je uveden v grafu 6.3. Po počátečním nárůstu modulu, který však může být ovlivněn i nepřesnostmi tenzometrického snímače (naměřené hodnoty síly na počátku měření se blíží šumu snímače – řádově desítky Newtonu), dochází k poklesu modulu. Tento trend trvá v případě příčného směru až do konce tahové zkoušky, podélný směr vykazuje od 40% deformace mírný nárůst modulu. Vyšší hodnota modulu v podélném směru odpovídá strmějšímu průběhu zatěžovací tahové křivky.



Graf 6.3: Průběh sekantových modulů v tahu v podélném a příčném směru

6.3 Testování experimentálního modelu matrace potažené předpjatou textilií

Hlavním cílem práce je simulovat chování matrace jako celku, tedy včetně potahu. Pro posouzení kvality matrace jsou důležité hodnoty kontaktních tlaků. V této části experimentu je zatěžována matrace (jádro s potahovou textilií) zkušebním tělesem popsáním v kapitole 5.3.1. Matrace je potažena textilií předpjatou na vybranou hodnotu síly 60 N ve směru X a Y. Tato hodnota byla odhadnuta na základě předpětí potahu reálné matrace. Během zatěžování zkušebním tělesem ve směru Z a snímání průběhu zatěžovací křivky jsou současně snímány hodnoty kontaktního tlaku pomocí zařízení XSensor (kap. 5.5). Jádro matrace je tvořeno jednak PU pěnou a jednak 3D NT. Hodnota předpětí potahu je pro obě jádra shodná.

Postup experimentu byl následující:

1. Předepnutí potahové textilie ve směru X, Y na hodnotu 60 N následované umístěním zařízení XSensor na povrch textilie
2. Spuštění zkušebního zařízení pro zatěžování modelu matrace zkušebním tělesem za současného spuštění záznamu kontaktních tlaků zařízením XSensor

6.3.1 Dvouosé zatěžování potahové textilie

Síly potřebné k předepnutí vzorku o jednotku délky budou při dvouosém napínání vyšší než v případě jednoosého napínání. Příčinou je kontrakce vzorku, ke které dochází ve směru kolmém na směr působícího napětí. Zabrání-li se vzniku kontrakce, např. upevněním okrajů vzorku, bude nutné pro protažení textilie vynaložit vyšší sílu. Vzhledem k tomu, že hodnoty napívací síly nelze odhadnout z odděleného zatěžování v jednotlivých směrech, je jejich stanovení nutno provést experimentálně. Pro tento účel bylo použito zařízení popsané v kapitole 5.1.1.

6.3.1.1 Popis experimentálního měření a použitého vzorku

Potahová textilie je upevněna do napínacího rámu tak, aby nedocházelo k předpětí textilie, vrásnění nebo kontaktu s jádrem matrace (PU pěna, 3D NT). Poté je pomocí růžic na pohybových šroubech siloměrných snímačů nastavena požadovaná předpínací síla ve směru X a Y. Potah materiálu se po napnutí vyznačuje určitou relaxací napětí, proto je nutno postupovat bez větší časové prodlevy. Po předepnutí potahu na stanovenou hodnotu síly se zaznamená prodloužení textilie v obou směrech. Předpětí potahové textilie je nastaveno před dotykem se zatěžovacím tělesem.

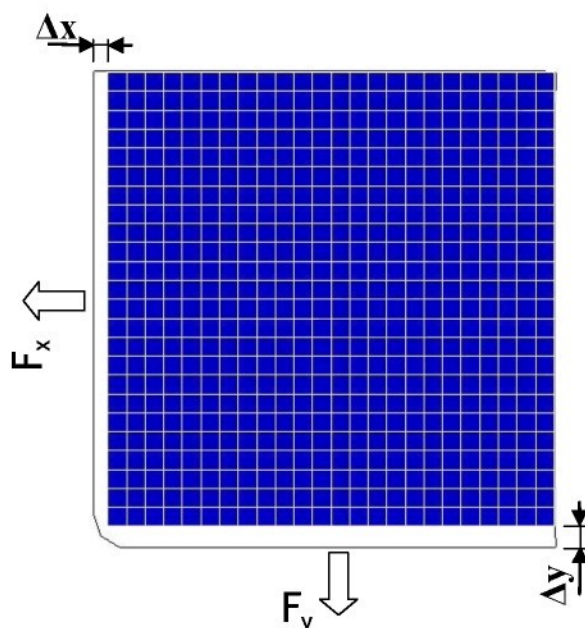
Pro experimentální stanovení mechanických vlastností při dvouosém zatěžování byla použita tatáž potahová textilie jako v případě tahové zkoušky (kap. 6.2). Rozměr textilie bez upínacích kapes byl 480 x 480 mm.

6.3.1.2 Výsledky testování dvouosého zatěžování vzorku

V tabulce 6.6 jsou uvedeny hodnoty předpětí, které byly aplikovány, a k nim příslušející hodnoty posuvu ve směrech X a Y. Způsob, jak byly hodnoty stanoveny, je zřejmý z obr. 6.11.

Posuv ve směru [mm]		
Předpětí F_x, F_y [N]	ΔX	ΔY
60	6,98	14,26

Tab. 6.6: Deformace potahové textilie v jednotlivých směrech namáhání



Obr. 6.11: Stanovení deformace potahové textilie

Jak je ze získaných hodnot patrné, ve směru Y (příčný směr) je protažení přibližně dvounásobné než ve směru X, což odpovídá i výsledkům tahové zkoušky potahové textilie v podélném a příčném směru (viz kap. 6.2.2).

6.3.2 Kompresní zkouška experimentálního modelu matrace

Zkouška byla prováděna jednak s předpjatou potahovou látkou a poté s jádrem matrace bez potahu. Kompresní zkouška použitých jader modelů matrací dle DIN 54 305 1976 byla modifikována. Běžná cyklická zkouška popisuje hysterezi a relaxaci materiálu. Pro účely této práce byl na matraci aplikován pouze jeden

zatěžovací cyklus. Důvodem bylo zamezení opakovaného zatěžování zařízení XSensor. Fáze odlehčení již nebyla snímána. Hodnota deformace (vtlačení do zatěžovacího tělesa) byla stanovena na 30 mm. Cílem bylo získat zatěžovací křivku modelu matrace s předpjatou potahovou textilií a hodnoty kontaktního tlaku mezi matrací a zatěžovacím tělesem. Při zatěžování samotného jádra matrace již nebyl kontaktní tlak stanoven, protože model samotné matrace nebyl vytvářen.

6.3.2.1 Popis experimentálního měření matrace s potahovou textilií

Zatěžování experimentálního modelu matrace se dvěma odlišnými jádry probíhalo ihned po nastavení předpětí potahové textilie. Do matrace bylo těleso vtlačováno rychlostí $50 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$. Nízká rychlost byla volena z důvodu současného použití měřicího zařízení XSensor, aby v případě přiblížení se jeho nejvyšší zatížitelnosti bylo možno zatížení okamžitě snížit. Hloubka vtlačení byla zvolena shodně pro obě jádra na hodnotu 30 mm. To zajistí úplné vnoření zaoblené části zatěžovacího tělesa (výška zaoblení je 30 mm, viz obr. 5.3 a 5.4). Jádro bylo umístěno na podložce, která zamezovala jeho pohybu a která zároveň nese horizontální napínací rám. Výška napínacího rámu vzhledem k podložce byla nastavena tak, aby napínaná potahová textilie byla v kontaktu s povrchem jádra matrace. Během zatěžování byla snímána hodnota vniknutí zatěžovacího tělesa do modelu matrace a hodnota příslušné kompresní síly. Získaná závislost byla vynesena do grafu.

6.3.2.2 Popis jádra experimentálního vzorku matrace

Pro jádro experimentálního vzorku matrace byla v první variantě použita měkká polyuretanová pěna. Její parametry jsou uvedeny v tabulce 6.7. Jádro matrace je složeno ze čtyř jednotlivých vrstev tak, aby bylo dosaženo tloušťky blízké 100 mm. Vrstvy nejsou nijak spojovány.

Rozměry vzorku [mm]	Tloušťka vzorku [mm]
480 x 480±2,7	4 x 25±1,5
Plošná hmotnost [$\text{g} \cdot \text{m}^{-2}$]	Objemová hmotnost [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]
3200±26,6	32±0,32

Tabulka 6.7: Parametry vzorku polyuretanové pěny

V druhé variantě je jádro matrace tvořeno objemnou netkanou textilií s vertikálním uspořádáním struktury (3D NT), která je vyrobena technologií kolmého kladení. Vrstva je pojena termicky pomocí bikomponentních vláken, která tvoří část vlákenné směsi. Složení směsi a vlastnosti použitých vláken jsou uvedeny v tabulce 6.8. Vzorek byl opět složen ze čtyř vrstev, jeho tloušťka byla nižší než v případě PU pěny.

Použitá vlákna	Podíl [%]	Jemnost vláken [dtex]	Poznámka
Polyester	70	6,7	Délka staplu 65 mm
Polyester/kopolyester Wellbond	30	2,2	Bikomponentní vlákno typu jádro/plášť Teplota pojení od 145 °C Délka staplu 85 mm

Tabulka 6.8: Vláknenné materiály použité pro výrobu 3D NT

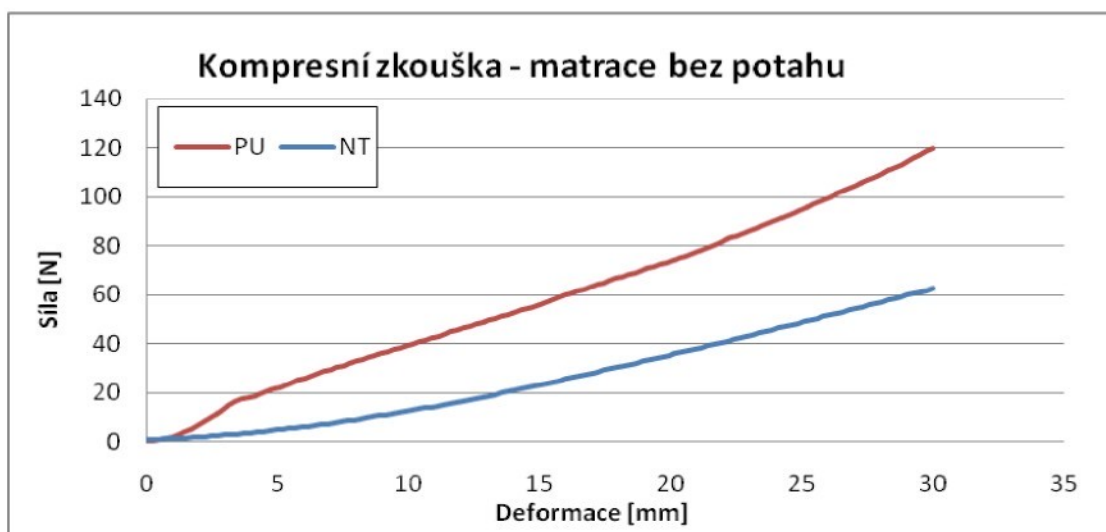
Vlastnosti použitého materiálu a vzorku jsou uvedeny v tab. 6.9.

Rozměry vzorku [mm]	Tloušťka vzorku [mm]
480 x 480±2,1	4 x 23±1,7
Plošná hmotnost [g.m ⁻²]	Objemová hmotnost [kg.m ⁻³]
2025,6±21,13	21,1±0,21

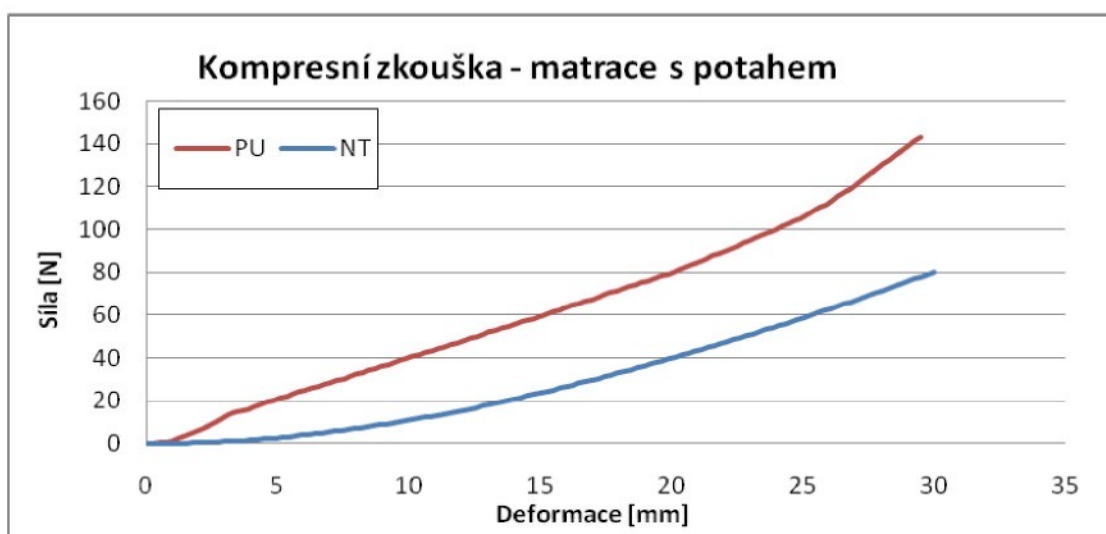
Tabulka 6.9: Parametry vzorku 3D NT

6.3.2.3 Výsledky kompresní zkoušky

V grafu 6.4 jsou zobrazeny výsledky kompresní zkoušky jádra matrace z PU pěny a 3D NT bez potahové textilie. Z grafu je patrné, že při zatěžování vykazuje vyšší hodnoty kompresního odporu polyuretanová pěna. Průběhy obou křivek se liší. Zatímco 3D NT má průběh konvexní v celém rozsahu zatěžování, polyuretanová pěna vykazuje strmější počátek, poté má již podobný průběh jako 3D NT. Graf 6.5 ukazuje zatěžovací křivku jádra matrace s předepnutou potahovou textilií. Je patrné, že hodnota kompresní síly se účinkem potahové textilie zvýšila v obou případech přibližně o 20 N. Zatěžovací křivky jádra bez potahové látky poslouží jako vstupní funkce popisující chování jádra matrace, křivka modelu matrace s potahem poslouží jako křivka kontrolní, ke které se musí křivka získaná ze simulačního modelu přiblížit.



Graf 6.4: Výsledky kompresní zkoušky modelu matrace s jádrem z PU pěny a 3D NT bez potahové textilie



Graf 6.5: Výsledky kompresní zkoušky modelu matrace s jádrem z PU pěny a 3D NT s potahovou textilií

6.3.3 Stanovení kontaktních tlaků na experimentálním modelu matrace

Kontaktní tlaky mezi modelem matrace a zatěžovacím tělesem byly měřeny pomocí zařízení XSensor (viz. kap. 5.5). Níže je popsán postup měření a dosažené výsledky.

6.3.3.1 Popis experimentálního stanovení kontaktních tlaků modelu matrace

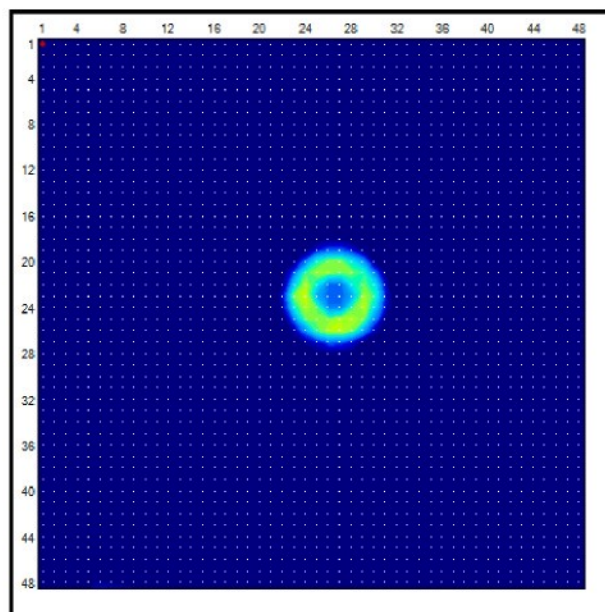
Zařízení XSensor bylo umístěno na povrch potahové textilie ihned po jejím předepnutí. Následovalo zatěžování modelu matrace a snímání kontaktních tlaků. Celý průběh měření byl uložen pro další použití. Frekvence snímání byla 10 Hz, což je dostatečně velký počet snímků i pro velmi rychlé změny, které se však u statické

zkoušky nedají očekávat. Zároveň není vzniklý soubor datově příliš náročný. Zařízení bylo v daném režimu schopno měřit tlak v rozmezí 1,33 až 26,66 kPa. Ze získaného průběhu byly vytvořeny snímky kontaktního tlaku po 6 sekundách, tedy v čase 0, 6, ..., 30 a 36 s.

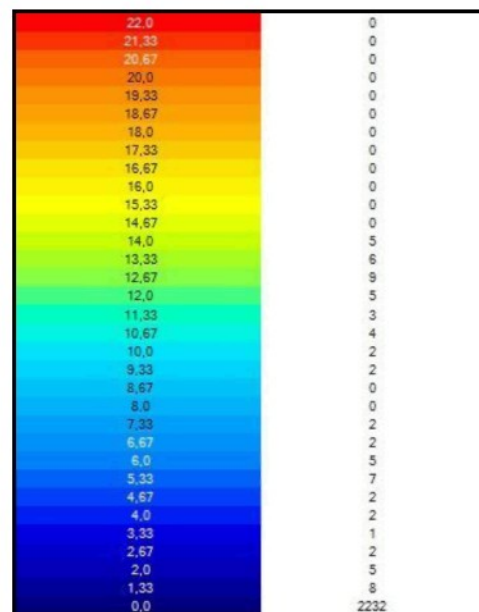
6.3.3.2 Výsledky experimentálního stanovení kontaktních tlaků

Model matrace s jádrem z PU pěny

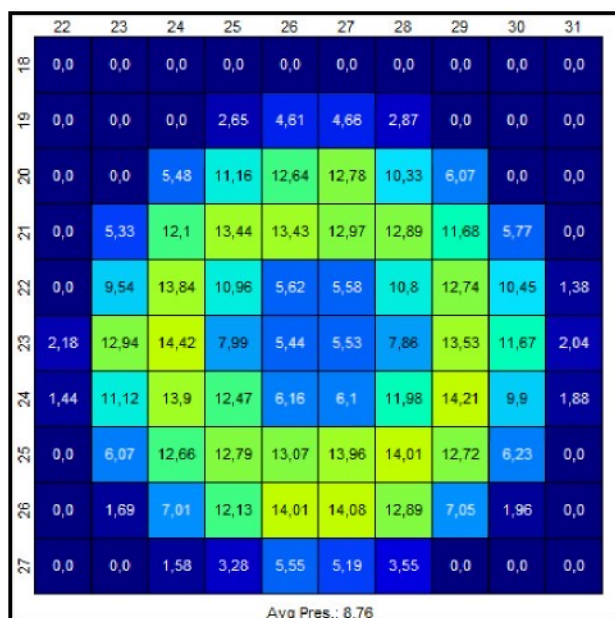
Všechny hodnoty tlaku jsou uvedeny v kPa. Snímky jsou z 36. sekundy, všechny snímky z časů 0 až 36 s jsou v příloze I, obr. I.1 – I.8. Obr. 6.12 ukazuje pohled na celou měřicí plochu, snímek 6.13 zobrazuje stupnici, která jednotlivým barvám přiřazuje hodnoty tlaku, v pravém sloupci je počet buněk, které byly příslušným tlakem zatíženy. Obrázek 6.14 ukazuje detail zatížené plochy včetně hodnot tlaku na jednotlivých buňkách. Tabulka 6.10 ukazuje vybrané parametry kontaktního tlaku. Nejvyšších hodnot kontaktního tlaku je dosaženo na přechodu mezi oblou a plochou částí zatěžovacího tělesa. Nejvyšší hodnota kontaktního tlaku byla 14,42 kPa. Hodnoty kontaktních tlaků jsou vyšší v pravé dolní části zatížené plochy.



Obr. 6.12: Kontaktní tlak modelu matrace s PU pěnou



Obr. 6.13: Počet zatížených buněk při jednotlivých rozsazích tlaků



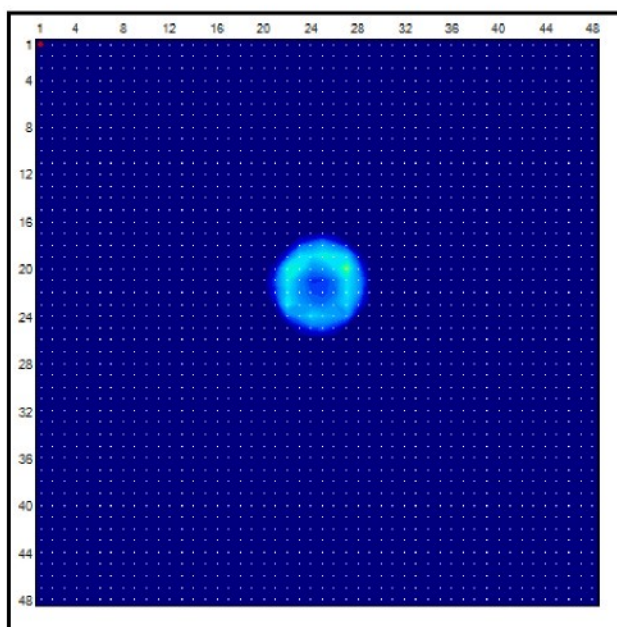
Obr. 6.14: Detail kontaktního tlaku v zatížené oblasti modelu matrace

Sledovaný parametr	Hodnota
Celkový počet zatížených buněk	72
Nejvyšší dosažená hodnota tlaku	14,42
Počet buněk s nejvyšší hodnotou (13,34-14,66)	5
Střední hodnota tlaku	8,76
Nejčteněji zatížená buňka (počet/tlak)	9/12,67
Nejnižší dosažená hodnota tlaku	1,38

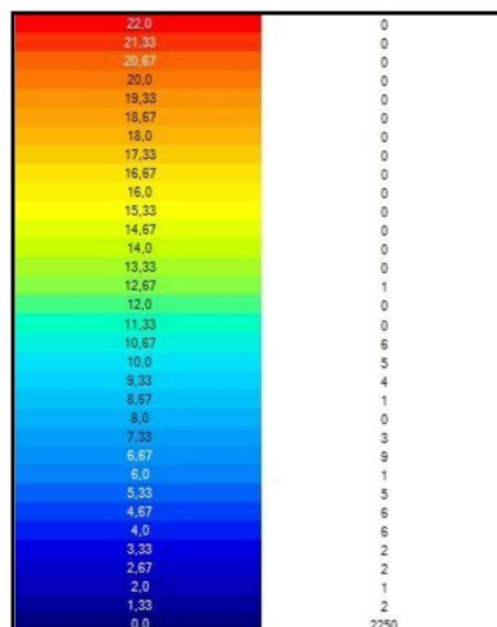
Tab. 6.10: Vybrané parametry kontaktního tlaku

Model matrace s jádrem z 3D NT

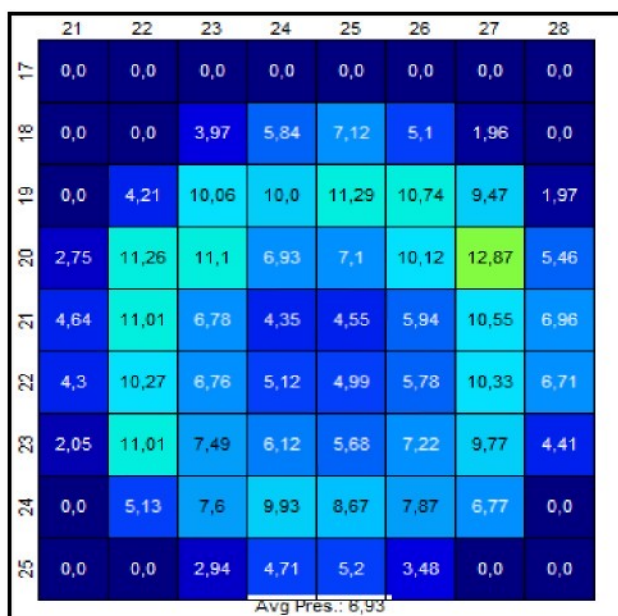
Na obrázcích 6.15 a 6.17 jsou snímky kontaktních tlaků získaných měřením na modelu matrace s jádrem z 3D NT. Obr. 6.16 ukazuje stupnici s příslušným počtem zatížených buněk. Tab. 6.11 zaznamenává vybrané parametry kontaktního tlaku. V porovnání s modelem matrace s jádrem z polyuretanové pěny vykazuje tato nižší hodnoty kontaktního tlaku, což, za předpokladu stejných kontaktních ploch, odpovídá i hodnotám získaným při kompresní zkoušce (viz kap. 6.3.2.3, graf 6.5). Nejvyšší hodnota tlaku 12,87 kPa je jako v případě PU pěny indikována na přechodu mezi oblou a plochou částí zatěžovacího tělesa.



Obr. 6.15: Kontaktní tlak modelu matrace s 3D NT



Obr. 6.16: Počet zatížených buněk při jednotlivých rozsazích tlaků



Obr. 6.17: Detail kontaktního tlaku v zatížené oblasti modelu matrace

Sledovaný parametr	Hodnota
Celkový počet zatížených buněk	54
Nejvyšší dosažená hodnota tlaku	12,87
Počet buněk s nejvyšší hodnotou (12,01-13,32)	1
Střední hodnota tlaku	6,93
Nejčteněji zatížená buňka (počet/tlak)	9/6,67
Nejnižší dosažená hodnota tlaku	1,33

Tab. 6.11: Vybrané parametry kontaktního tlaku

Získaná rozložení hodnot kontaktních tlaků jsou potřebná pro porovnání s výsledky simulace a pro případné optimalizování jejích parametrů.

7 Popis simulace v MKP a sestavení simulačních úloh

Při výběru simulačního programu hrála hlavní roli možnost vytvoření komplexního simulačního modelu matrace, jehož geometrické i mechanické vlastnosti by při namáhání odpovídaly chování reálného vzorku matrace při experimentu. Po seznámení se s možnostmi, které současné programy MKP nabízejí, byl výběr zaměřen na programy s explicitní metodou řešení. Po konzultacích a s ohledem na dostupnost na půdě TUL byl vybrán program PAM-CRASH společnosti ESI GROUP. Tento program je vhodný pro kontaktní a dynamické děje (bariérové zkoušky, vojenské aplikace, biomechanika, ...), ale také pro statické děje a materiály s výrazně nelineárním chováním. Materiálová knihovna nabízí nelineární materiálové modely vycházející z konstitutivních vztahů (kap. 4) od hyperelastických (Ogdenův model, Moon-Rivlinův model, nebo hyperelastický model se dvěma soustavami nití, ...) až po reologické modely (Maxwellův model, Kelvinův model, ...), ale také tvorbu vlastních materiálových modelů. Tento program se proto jeví jako vhodný pro simulaci vlastností matrace s předpjatou potahovou textilií.

V této kapitole je popsán postup při tvorbě jednotlivých simulačních modelů a jejich základní parametry. Taktéž je popsána základní teorie matematického výpočtu modelů v programu PAM-CRASH.

Tvorba modelu se obecně skládá z dále popsaných kroků. Nejprve se vytvoří geometrie jednotlivých částí modelu. Tu lze v zásadě získat dvěma postupy, a to buď tvorbou přímo v preprocesoru, nebo vhodném CAD programu s následným importováním do preprocesoru v neutrálním formátu (např. .step nebo .iges). Druhý postup je výhodnější a u geometricky složitějších těles dokáže usnadnit a především urychlit jejich tvorbu. Tento postup je použit v případě této práce. Geometrie tělesa byla vytvořena v CAD programu Inventor Professional. Jako preprocesor byl použit program pro tvorbu sítě konečných prvků Altair HyperMesh.

Dalším krokem je vytvoření konečně-prvkové sítě v preprocesoru. Importovaná geometrie se vhodně připraví vytvořením ploch a objemů tělesa, kterým lze následně přiřadit vhodné tvary a druhy elementů, jejich počet, rozměr apod. Po vytvoření sítě se provede kontrola její kvality. Použitý preprocesor je schopen rozlišit nevhodně síťované, přijatelně síťované a správně síťované části tělesa (celkem 5 klasifikací) a kvalitu sítě vyznačí. Nevhodné síťování je nutno opravit ručně nebo novým síťováním s jiným tvarem nebo rozměrem elementů. Přijatelné síťování je vhodné upravit,

ale pokud jeho velikost vzhledem ke zbývajícím částem geometrie není příliš rozsáhlá, lze jej ponechat bez úprav. Obecně však může způsobit problémy v zobrazení výsledků simulace nebo i selhání výpočtu.

Po vytvoření sítě na všech tělesech modelu se vytvořený konečně-prvkový model vyexportuje v podobě textového souboru. Textový vstupní soubor ve formátu .pc (obr.7.1) vygenerovaný preprocesorem se musí vhodně modifikovat, resp. upravit a definovat pro grafické vizuální zobrazení v programu PAM-CRASH. Zde se definují všechny potřebné parametry nutné pro výpočet. Sem patří např. definování kontaktů mezi tělesy, působící síly a napětí, materiálové vlastnosti těles, vazby a další okrajové podmínky. Zejména se ale definují materiálové modely, které matematicky popisují chování materiálu. Jednotlivým tělesům lze přiřadit odlišné materiálové modely, aby výsledný model co nejvíce odpovídal skutečnému experimentu. Výstupem je opět textový soubor, který lze upravovat za účelem vyladění ve vhodném textovém editoru. Součástí programu PAM-CRASH je i odpovídající procesor, tzv. solver (řešič), který umožní vytvořený model vypočítat.

```

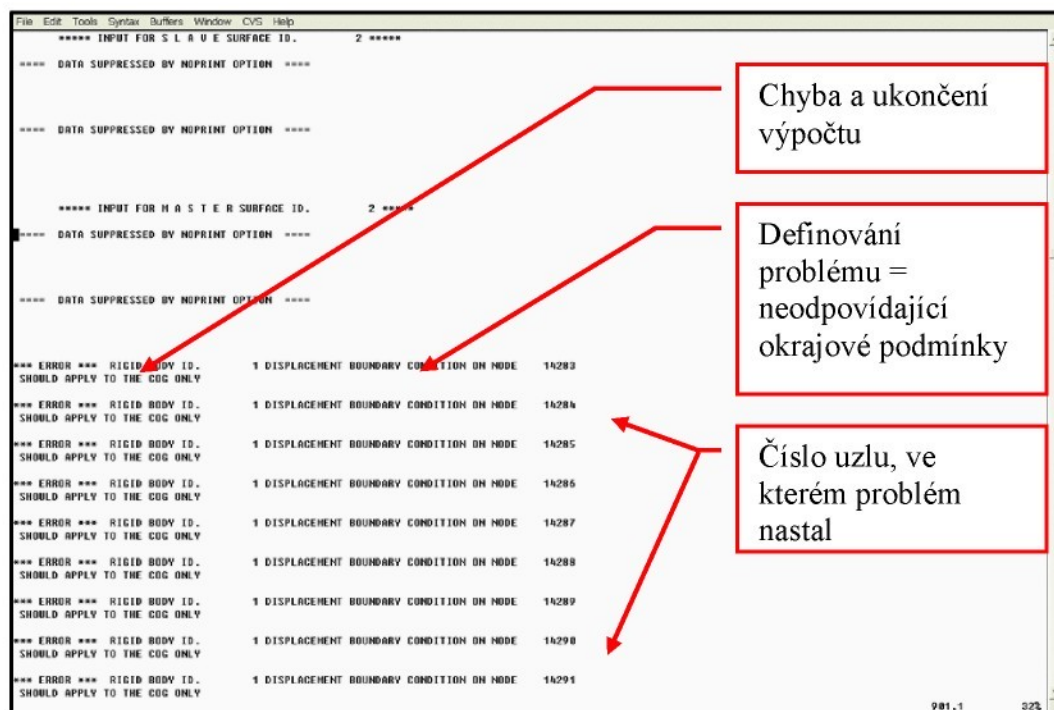
$# PUPena_NT_PR60N.pc + (-)PlochaDisertace - Novak\FEMdisertace_PU_potah_Pr60N) - GVIM
File Edit Tools Syntax Buffers Window CVS Help
$# NODE ID XC00RD YC00RD ZC00RD
NODE / 30768 242.96994 242.979813 146.787993
$# RIGID BODIES
$# IDRB BLANK ITRB MDCG ISENS IFRAN IRRB
RBODY / 3 0 30768
NAME Indentor
PART:RBD
END
$# BOUNDARY CONDITIONS
$# NODE XYZUW IFRAN ISENS
BOUND / 30768 118111 0 0
NAME Indentor
$# CONTACT INTERFACES
$# IDCTC NTTYPE
CONTACT / 5 33
NAME Contact_Indentor_potah
0.0 0.0 0.0 1. 1 0 0.0 0
0.0 0.1 0.0 0 0.9 0.0
0.0 0 0
PART 5
END
PART 2
END
$# T1SL T2SL ISENS hcont hCONHUBKT THKEXT IEDGE
$# PCPC SLFACH FSNLINFOR PENKIN
$# FRICT IDFRIC XDMP1
$# HETEROIDLEAKIAC32 IDHIFREED DTHKPLK
$# Appended Data $$
$# TIME HISTORY OUTPUT FOR NODES
$# NODE
TIMEHD / 0
$# NAME TIMEHD_1
HD 30768
END
$# Appended Data $$
$# SENSORS
$# Appended Data $$
$# SENSORS
$# SENID ITYP IREUFLG
SENSOR/ 3 1
NAME Sensor_1
INSERT
985 19 732

```

Obr. 7.1: Prostředí vstupního souboru

Takto připravený simulační model se spustí v řešiči, který provede výpočet. V případě selhání výpočtu řešič označí a definuje chyby, které lze nalézt a opravit

v editovatelném .pc souboru (obr. 7.2). Zpravidla je však nutno první verze modelů odladovat přímo v prostředí procesoru.



Obr. 7.2: Prostředí vstupního souboru

Proběhne-li výpočet až do konce, lze si jeho výsledek prohlédnout v postprocesoru, který slouží k vizualizaci výsledků. Lze vybrat různé druhy a způsoby zobrazení výsledků v závislosti na druhu aplikovaných elementů. Pro vizualizaci byl použit postprocesor Altair HyperView. Je vhodné poznamenat, že některé programy spojují preprocesor, procesor i postprocesor do jednoho programu. Ne vždy je však pro řešení konkrétního problému vhodný např. preprocesor. V takových případech je vhodnější využít program jiný a v původním programu použít např. pouze řešič.

7.1 Teorie matematického výpočtu modelů v programu MKP

Na jakékoliv těleso lze nahlížet jako na systém tvořený z konečného počtu prvků (elementů) spojených v uzlových bodech. Geometrii tělesa v přetvořeném stavu lze popsat vhodně zvolenou aproximační funkcí posuvů jednotlivých uzlů. Řešení spočívá v nalezení takového posunutí uzlových bodů konečně-prvkové sítě, při kterém je dosaženo nejnížší celkové potenciální energie konečně-prvkového modelu Π_C . Podle *Kanóczy a Španiela 2007* lze tuto energii popsat vztahem (7.1).

$$\Pi_C = \sum_{i=1}^{N_p} \Pi_i + \sum_{(n)} \Pi_{P_n} = \sum_{i=1}^{N_p} \left(\frac{1}{2} \mathbf{U}_i^T \mathbf{K}_i \mathbf{U}_i - \mathbf{F}_i^T \mathbf{U}_i + \Delta_i(\varepsilon_0) \right) - \sum_{(n)} \mathbf{P}_n^T \mathbf{u}_n \quad (7.1)$$

První suma $\sum_{i=1}^{N_p} \Pi_i$ složek celkové potenciální energie probíhá přes všechny prvky v počtu N_p s tím, že se předpokládá, že vektory uzlových sil $\mathbf{F}_i$ tvoří síly povrchové a objemové a také teplotní zatížení. $\mathbf{U}_i$ se nazývá vektor uzlových posuvů prvků^{7.1}. $\mathbf{K}_i$ vyjadřuje tuhostní matici všech prvků, která je symetrická a lze ji vyjádřit pro jeden plošný trojúhelníkový prvek ve tvaru podle (7.2),

$$\mathbf{K} = h \cdot s \cdot \mathbf{S}^T \mathbf{C}^T \mathbf{ECS} \quad (7.2)$$

kde s je plošný obsah prvku a h je tloušťka prvku. Symbol $\mathbf{S}$ označuje inverzní matici elementárních aproximačních funkcí se souřadnicemi uzlů, která je popsána vztahem (7.3),

$$\mathbf{S} = \frac{1}{2s} \begin{bmatrix} a_k & 0 & a_l & 0 & a_m & 0 \\ b_k & 0 & b_l & 0 & b_m & 0 \\ c_k & 0 & c_l & 0 & c_m & 0 \\ 0 & a_k & 0 & a_l & 0 & a_m \\ 0 & b_k & 0 & b_l & 0 & b_m \\ 0 & c_k & 0 & c_l & 0 & c_m \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

kde $a_{k,l,m}, b_{k,l,m}, c_{k,l,m}$ jsou prvky matice vyjadřující souřadnice uzlových bodů (7.4).

^{7.1} pro jeden plošný trojúhelníkový prvek má matice tvar $\mathbf{u} = [u_k, v_k, u_l, v_l, u_m, v_m]^T$, kde u, v je posuv uzlu v ose X, Y a k, l, m jsou uzly prvku.

$$\begin{aligned}
a_k &= x_l y_m - x_m y_l & b_k &= y_l - y_m & c_k &= x_m - x_l \\
a_l &= x_m y_k - x_k y_m & b_l &= y_m - y_k & c_l &= x_k - x_m \\
a_m &= x_k y_l - x_l y_k & b_m &= y_k - y_l & c_m &= x_l - x_k
\end{aligned} \tag{7.4}$$

Matice **C** (7.5) vyjadřuje součin matice diferenciálních operátorů **D** s maticí aproximačních funkcí **A** a zprostředkovává vztah mezi složkami poměrných deformací a složkami posuvů.

$$\mathbf{C} = \mathbf{DA} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & x & y & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & x & y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{7.5}$$

Výraz $U_i(\varepsilon_0)$ zvyšuje celkovou potenciální energii o vztah popsáný podle (7.6),

$$U(\varepsilon_0) = \frac{1}{2} \int_{(V)} \varepsilon_0^T \cdot \mathbf{E} \cdot \varepsilon_0 dV \tag{7.6}$$

kde **E** je matice elastických konstant aplikovaných do prvku. Druhá suma $\sum_{(n)} \Pi_{Pn}$ složek potenciální energie vyjadřuje práci osamělých sil působících v uzlech $\mathbf{P}^T = [P_x, P_y]$. Jestliže rovnice (7.1) bude parciálně derivována podle posuvu u_i, v_i (7.7), kde i je počet všech uzlů N_u , získá se charakteristická rovnice (7.8),

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial \Pi_c}{\partial u_i} &= \frac{\partial}{\partial u_i} \left\{ \sum_{i=1}^{N_p} \left(\frac{1}{2} \mathbf{U}_i^T \mathbf{K}_i \Delta_i - \mathbf{F}_i^T \mathbf{U}_i + \Delta_i(\varepsilon_0) \right) - \sum_{(n)} \mathbf{P}_n^T \mathbf{u}_n \right\} = 0 \\ \frac{\partial \Pi_c}{\partial v_i} &= \frac{\partial}{\partial v_i} \left\{ \sum_{i=1}^{N_p} \left(\frac{1}{2} \mathbf{U}_i^T \mathbf{K}_i \Delta_i - \mathbf{F}_i^T \mathbf{U}_i + \Delta_i(\varepsilon_0) \right) - \sum_{(n)} \mathbf{P}_n^T \mathbf{u}_n \right\} = 0 \end{aligned} \right\} \quad i = 1, \dots, N_u \tag{7.7}$$

$$\mathbf{K}_C \mathbf{U}_n = \mathbf{F}_C \tag{7.8}$$

kde matice **K_C** se nazývá celková matice tuhosti celé soustavy, **U_n** je vektor neznámých posuvů vyjádřený podle vztahu (7.9) a pravou stranu tvoří vektor všech uzlových sil **F_C** (7.10).

$$\mathbf{U}_n^T = [\mathbf{u}_1^T, \mathbf{u}_2^T, \dots, \mathbf{u}_n^T] = [u_1, v_1, u_2, v_2, \dots, u_{N_u}, v_{N_u}] \tag{7.9}$$

$$\mathbf{F}_c^T = [\mathbf{f}_1^T, \mathbf{f}_2^T, \dots, \mathbf{f}_n^T] = [f_{x,1}, f_{y,1}, f_{x,2}, f_{y,2}, \dots, f_{x,N_n}, f_{y,N_n}] \quad (7.10)$$

Jestliže řešený problém bude závislý na čase, tedy $t \neq 0$ (např. stlačování či napínání vzorku při dané rychlosti přetvoření), rozšíří se rovnice (7.8) o součtovou matici hmotnosti celé soustavy (7.11),

$$\mathbf{M}_c = \sum \mathbf{M}_i \quad (7.11)$$

kde $\mathbf{M}_i$ vyjadřuje i – tou matici hmotnosti tělesa soustavy. Vzhledem k tomu vstupuje do výpočtu parametr hustoty ρ_i , kde i vyjadřuje i – tou hustotu daného tělesa kompletní soustavy), jenž s objemem řešeného kontinua definuje hmotnost. Vektor sil $\mathbf{F}_c$ bude časově závislý na daném posuvu, resp. n -tého posuvu uzlu. Pak takovou rovnici lze vyjádřit vztahem (7.12). Ten lze ještě rozšířit o parametry a koeficienty tlumení vstupující do celkové matice tlumení $\mathbf{B}_c^{(7.2)}$. Získá se tak kompletní charakteristická pohybová rovnice celého výpočetního modelu (7.13).

$$\mathbf{M}_c \ddot{\mathbf{U}}_n + \mathbf{K}_c \mathbf{U}_n = \mathbf{F}_n(t) \quad (7.12)$$

$$\mathbf{M}_c \ddot{\mathbf{U}}_n + \mathbf{B}_c \dot{\mathbf{U}}_n + \mathbf{K}_c \mathbf{U}_n = \mathbf{F}_n(t) \quad (7.13)$$

Program PAM-CRASH využívá pro popis fyzikálního chování simulačních modelů explicitní^(7.3) výpočetní metodu, tzn., že okamžité vyjádření rychlosti (7.14) a zrychlení (7.15) z posuvů $\mathbf{U}_{n+1}$ v čase t_{n+1} bude vztaženo k předchozímu časovému kroku t_n .

$$\dot{\mathbf{U}}_n = \frac{(\mathbf{U}_{n+1} - \mathbf{U}_n)}{\Delta t} \quad (7.14)$$

$$\ddot{\mathbf{U}}_n = \frac{(\dot{\mathbf{U}}_{n+1} - \dot{\mathbf{U}}_n)}{\Delta t} = \frac{\mathbf{U}_{n+1} - 2\mathbf{U}_n + \mathbf{U}_{n-1}}{\Delta t^2} \quad (7.15)$$

Pak je možno rovnici (7.13) napsat v upraveném tvaru podle vztahu (7.16).

$$\mathbf{M}_c \frac{(\mathbf{U}_{n+1} - 2\mathbf{U}_n + \mathbf{U}_{n-1})}{\Delta t^2} + \mathbf{B}_c \frac{(\mathbf{U}_{n+1} - \mathbf{U}_n)}{\Delta t} + \mathbf{K}_c \mathbf{U}_n = \mathbf{F}_n(t) \quad (7.16).$$

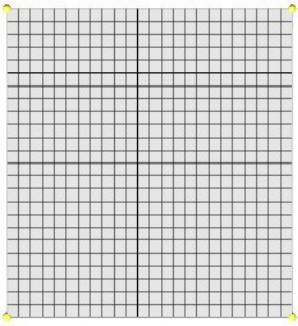
^{7.2} $\mathbf{B}_c$ je celková matice tlumení vyjadřující matici koeficientů tlumení jednotlivých konečných prvků výpočtové sítě. Matice má stejné uspořádání koeficientů tlumení jako matice tuhosti, ale na rozdíl od koeficientů tuhosti se koeficienty tlumení výrazně hůře definují, neboť do matice tlumení vstupují mechanické vlivy materiálového tlumení (disipace energie), viskozita či rychlost zatěžujícího děje. Proto se matice tlumení může definovat pomocí konstant tzv. proporcionálního tlumení, které se vhodně volí (Solver Reference Manual, PAM-CRASH 2005)

^{7.3} explicitní = využívající předchozí časový krok

7.2 Simulační model PU pěny zatěžované rovinnou deskou

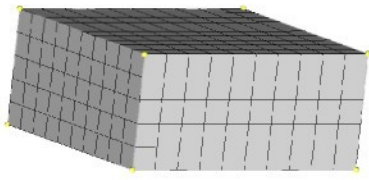
Model PU pěny se skládal ze dvou komponent, a to ze zatěžovacího tělesa a polyuretanové pěny. Vytvořené simulační modely měly shodnou geometrii a rozměry jako skutečná tělesa použitá v reálném experimentu. Zatěžovací těleso ve formě ploché desky bylo tvořeno 2D čtyřúhelníkovými elementy. Popis parametrů modelu tělesa je v tabulce 7.1. Pro zatěžovací těleso byl vybrán materiálový model „Shell 100: Null Material“, jehož chování odpovídá Hookovu zákonu (kap. 4.1.3, vztah 4.27).

Výhodou tohoto materiálového modelu je, že vnitřní síly nejsou řešeny a zkracuje se tak výpočtový čas simulace. Materiál zatěžovací desky je uvažován jako tuhé těleso. V tomto případě je ignorována objemová hmotnost, druh materiálu a tloušťka a tyto parametry jsou brány v potaz pouze pro určení tuhosti kontaktu elementů tvořících kontaktní obálku tuhého tělesa (*Solver Reference Manual, PAM-CRASH 2005*).

Zatěžovací deska		
Rozměr [mm]	100 x 100	
Uzlů	629	
Elementů	576 (24 x 24)	
Druh elementů	Plošný, čtyřúhelník (2D Quadrilateral)	
Materiálový model	100 – Null Material for Shell Elements	
Materiál	Ocel, hustota 7800 kg.m ⁻³ , Youngův modul 210 GPa, Poissonovo číslo 0,3	

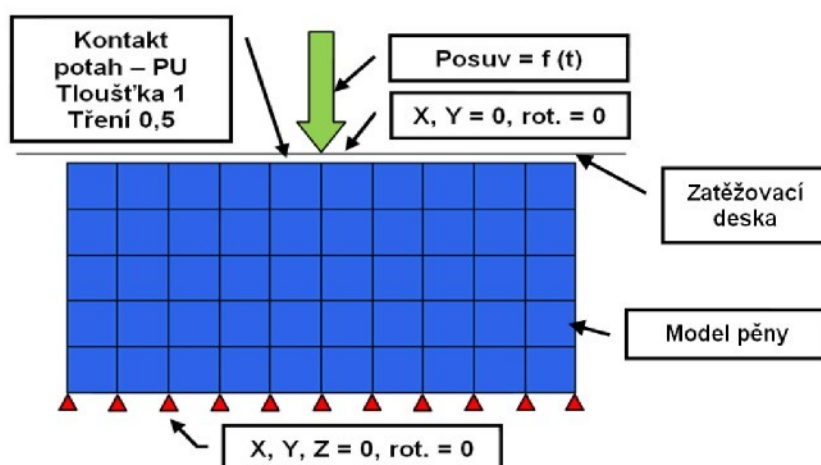
Tab. 7.1: Parametry modelu zatěžovacího tělesa – desky

Polyuretanová pěna byla tvořena 3D objemovými elementy typu brick. Parametry modelu jsou uvedeny v tab. 7.2. Z materiálové knihovny byl vybrán materiálový model „Material 45“, který odpovídá vysoce stlačitelné nelineárně elastické pěně s časově závislým přetvořením, s volitelnou absorpcí energie (*Solver Reference Manual, PAM-CRASH 2005*). Materiálový model vychází z modifikovaného Kelvinova modelu (kap. 4.8.3, obr. 4.8.2, vztah 4.79). Tento materiálový model je použit pro všechna stlačitelná tělesa popsaná v této práci, tj. polyuretanovou pěnu a 3D NT. Vzájemný kontakt mezi pěnou a zatěžovacím tělesem je určen tloušťkou kontaktu a koeficientem tření. Tlumení je určeno koeficientem v intervalu 0 – 1 (damping ratio).

PU pěna		
Rozměr [mm]	100 x100 x50	
Uzlů	734	
Elementů	600	
Druh elementů	Objemový element, 3D Brick	
Materiálový model	Material 45 – General Nonlinear Strain Rate Dependent Foam with Optional Energy Absorption for Solid Elements	
Materiál	Polyuretanová pěna, hustota 35 kg.m-3, modul 8,9 MPa, tlumení 0,1	

Tab. 7.2: Parametry modelu pěny o rozměru 100 x 100 x 50 mm

Simulační model polyuretanové pěny je na obrázku 7.1. V modelu lze nalézt okrajové podmínky a další parametry modelu nutné k simulaci. Okrajové podmínky popisují vazby, posuvy, případně rotace.



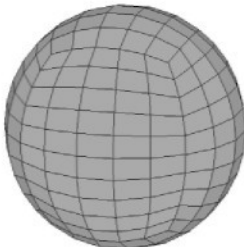
Obr. 7.1: Výsledný simulační model polyuretanové pěny zatěžované rovinnou deskou

Odezva PU pěny na zatížení je dána zatěžovací křivkou získanou experimentálně. Její průběh je uveden v grafu 8.1, kde je spolu s průběhem získaným simulací. Těleso se pohybuje toutéž rychlostí jako v experimentu. Do modelu je zadána jako posuv tělesa v závislosti na čase. Stejně je postupováno i u následujících modelů.

7.3 Simulační model PU pěny zatěžovaný koulí

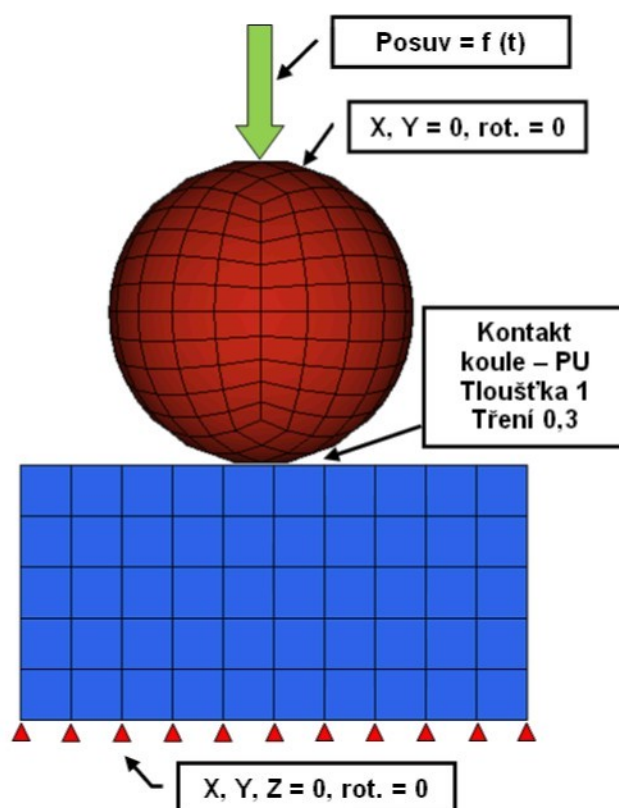
V modelu je použita tatáž polyuretanová pěna jako v předchozím případě. Zatěžovací těleso, resp. jeho síť byla převzata ze vzorového modelu programu PAM-CRASH. Průměr koule byl zvětšen na 52 mm. Materiálové modely jsou tytéž

jako v předchozím modelu. Důležité parametry simulačního modelu jsou uvedeny v tabulce 7.3.

Koule		
Průměr [mm]	52	
Uzlů	252	
Elementů	250	
Druh elementů	Shell, plošný, čtyřúhelník (quadrilateral element)	
Materiálový model	100 – Null Material for Shell Elements	
Materiál	Ocel, hustota 7800 kg.m^{-3} , Youngův modul 210 GPa, Poissonovo číslo 0,3	

Tab. 7.3: Parametry modelu zatěžovacího tělesa – koule

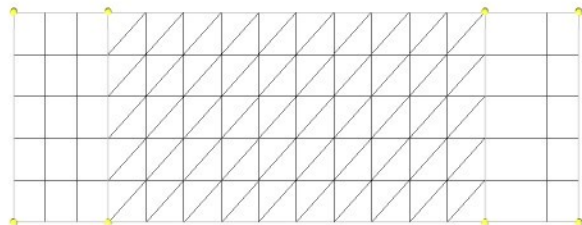
Okrajové podmínky a další parametry simulačního modelu jsou ukázány na obr. 7.2. Zatěžovací křivka PU pěny je v grafu 8.2.



Obr. 7.2: Výsledný simulační model polyuretanové pěny zatěžované kouli

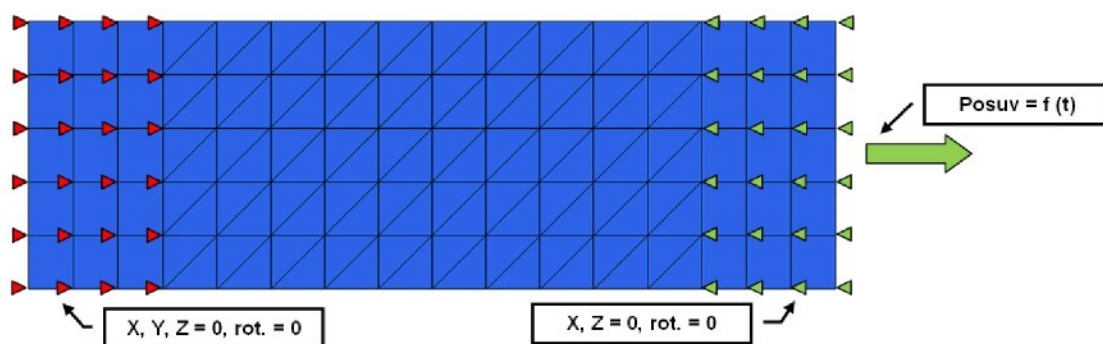
7.4 Simulační model potahové látky namáhané jednoose tahem

Simulační model potahové látky byl vytvořen z kombinovaných 2D elementů membránového typu. Část, která je v reálném experimentu upevněná v čelistech, byla vytvořena z čtyřstěnů (quadral), část mezi čelistmi z trojúhelníkových elementů (triangular). Parametry simulačního modelu jsou uvedeny v tabulce 7.4.

Potahová látka		
Rozměr [mm]	100 x 50 mm, 50 x 20 mm	
Uzlů	111	
Elementů	130	
Druh elementů	Membránový, čtyřúhelník a trojúhelník	
Materiálový model	151 – Fabric Membrane Element with Nonlinear Fibers	
Materiál	Pletenina s PU zátěrem, hustota 316,15 kg.m ⁻³ , 1. smykový modul 0,165 MPa, 2. smykový modul 0,17 MPa	

Tab. 7.4: Parametry modelu potahové látky pro tahovou zkoušku

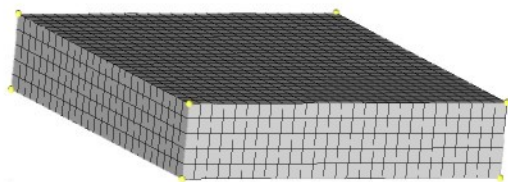
Z materiálové knihovny programu PAM-CRASH byl vybrán model „Material 151“. Je vhodný pro materiál tvořený dvěma soustavami vláken, mezi nimiž je nenulový úhel. Chování materiálu lze popsat konjugovanou dvojicí Green-Langrangeova tenzoru deformace a 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí. (viz kap. 4.7.1, vztah 4.62 a *PAM-CRASH 2005*). Chování je určeno z průběhů tahových zkoušek v podélném a příčném směru a hodnotami smykových napětí (graf 6.2 a 6.3). Hodnota 1. smykového modulu udává stav v počáteční fázi zatěžování, kdy se deformují strukturní prvky materiálu, druhý smykový modul popisuje zbývajících část průběhu zatěžování, kdy se deformují již samotné příze. Tyto hodnoty lze získat např. tahovou zkouškou na dostatečně dlouhém vzorku, vystřiženém pod úhlem 45°. V tomto případě jsou použity hodnoty modulů z tahové zkoušky, protože u pleteniny lze předpokládat v diagonálním směru podobné chování jako v podélném či příčném směru. Okrajové podmínky simulačního modelu potahové látky pro tahovou zkoušku jsou na obr. 7.3.



Obr. 7.3: Simulační model pro simulaci tahové zkoušky potahové textilie

7.5 Simulační model matrace s jádrem z 3D NT a PU pěny

Simulační model se skládá ze tří komponent, a to z jádra matrace, jejího potahu a zatěžovacího tělesa. Model jádra matrace byl pokryt sítí z objemných elementů typu brick. Protože model matrace je geometricky shodný pro obě jádra (3D NT a PU pěna) a liší se jen v materiálových parametrech, je popis uveden ve společné tabulce 7.5. Model zahrnuje pouze mechanické vlastnosti materiálu, nikoliv vlivy chemické nebo teplotní, které jsou pro posouzení kvality matrace taktéž důležité. Vybrané parametry jsou převzaty z tab. 6.6 pro jádro z PU pěny, resp. tab. 6.9 pro jádro z 3D NT. Jádra jsou přiřazeny mechanické vlastnosti určené zatěžovacími křivkami uvedenými v grafu 6.4. Jako kontrola výsledného simulovaného průběhu slouží zatěžovací křivky (viz graf 6.5) získané zatěžováním matrace včetně vlivu potahu.

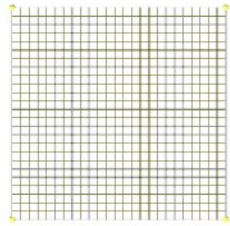
Jádro z 3D NT a PU pěny		
Rozměr [mm]	480 x 480	
Uzlů	4712	
Elementů	4374	
Druh elementů	Objemový element, Brick	
Materiálový model	Material 45	
Materiál 1	3D NT, hustota 32 kg.m^{-3} , tlumení 0,2	
Materiál 2	Polyuretanová pěna, hustota $21,14 \text{ kg.m}^{-3}$, tlumení 0,4	

Tab. 7.5: Parametry modelu jádra matrace z 3D NT a polyuretanové pěny

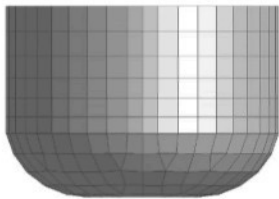
Potah je definován stejně jako v případě simulačního modelu potahové látky namáhané jednoose tahem (viz tab. 7.4), liší se pouze v hodnotě smykových modulů, které byly

v případě dvouosého napínání nižší a oba moduly měly stejnou hodnotu. Parametry potahu jsou uvedeny v tab. 7.6. Napnutí textilie na požadovanou hodnotu předpětí je dáno posuvem dle tab. 6.6 a obr. 6.11.

Zatěžovací těleso bylo vytvořeno z objemných elementů typu tetrahedron a brick (prostorový čtyřstěn a šestistěn). Aplikovaný materiálový model byl „Material 99“ – Null Material for Solid Elements. Popis parametrů modelu zatěžovacího tělesa je v tab. 7.7. Jeho chování je podobné jako v případě materiálu „Material 100“ – Null Material for Shell Elements, liší se použitím pro objemné elementy. I zde byl materiál definován jako tuhé těleso.

Potahová látka		
Rozměr [mm]	480 x 480	
Uzlů	680	
Elementů	625	
Druh elementů	Membránový, plošný čtyřúhelník	
Materiálový model	151 – Fabric Membrane Element with Nonlinear Fibers	
Materiál	Pletenina s PU zátěrem, hustota 316,15 kg.m ⁻³ , 1. smykový modul 0,135 MPa, 2. smykový modul 0.135 MPa, Poissonovo číslo 0,3	

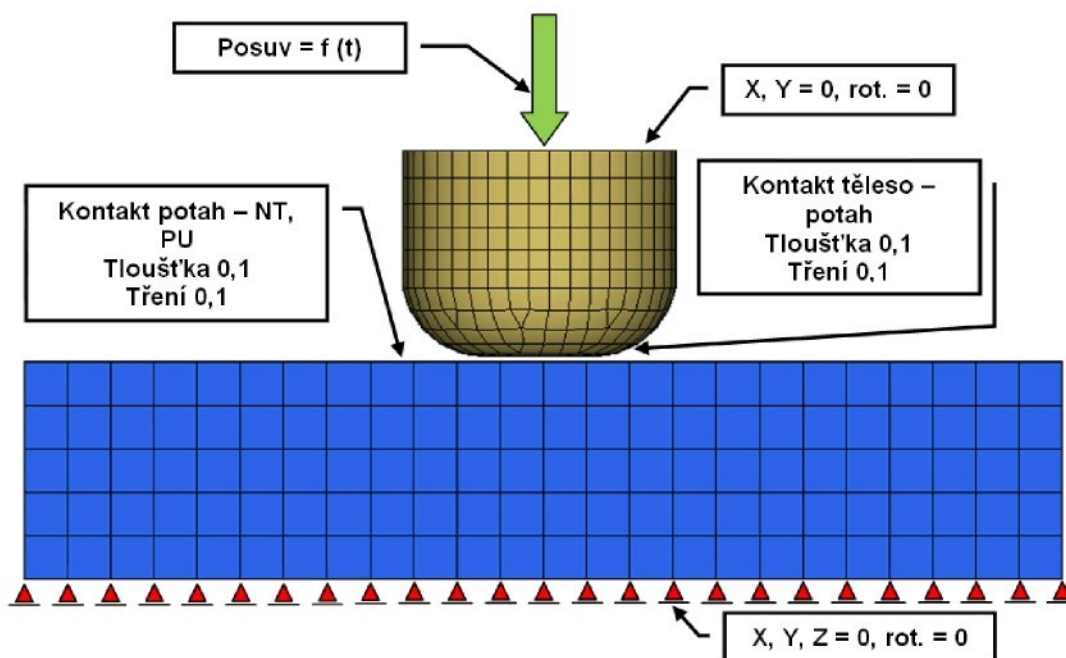
Tab. 7.6: Parametry modelu potahu matrace

Zatěžovací těleso		
Rozměr [mm]	Průměr 100	
Uzlů	372	
Elementů	740	
Druh elementů	Objemový element, kombinace tetrahedron a brick	
Materiálový model	99 - Null Material for Solid Elements	
Materiál	Polyamid, hustota 1350 kg.m ⁻³ , Youngův modul 3,6 GPa, Poissonovo číslo 0,41	

Tab. 7.7: Parametry modelu zatěžovacího tělesa

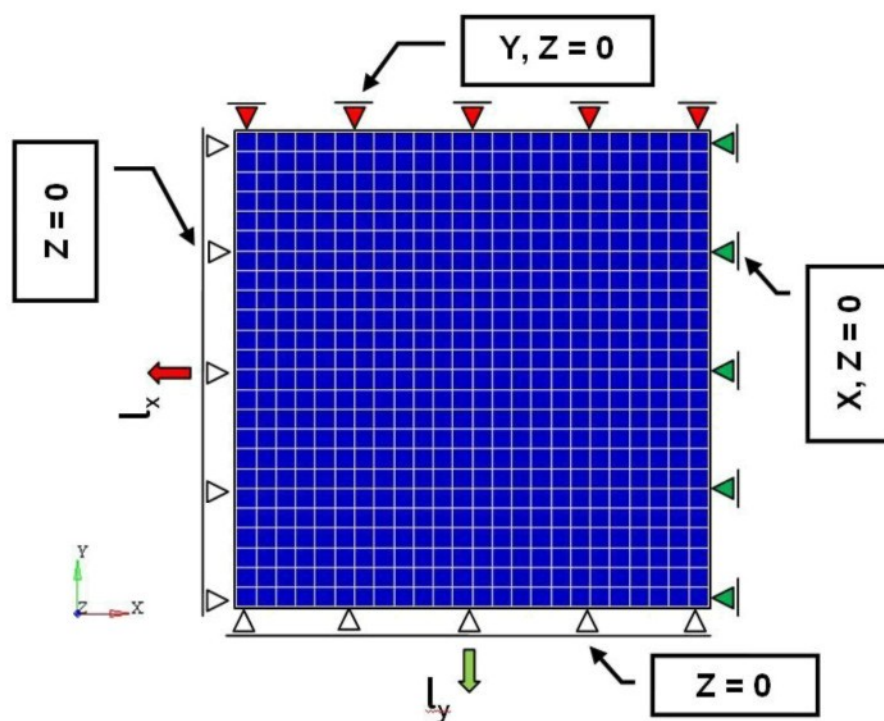
Simulační model matrace s potahovou látkou je uveden na obr. 7.4. Jsou zde uvedeny i okrajové podmínky. Simulace modelu matrace probíhá v následujících krocích:

- 1) předepnutí potahové látky ve směru X a Y na požadovanou hodnotu napětí, resp. deformace shodně jako při reálném experimentu
- 2) poté spuštění pohybu zatěžovacího tělesa konstantní rychlostí shodnou s provedeným experimentem



Obr. 7.4: Simulační model matrace s jádrem z 3D NT a polyuretanové pěny

Pro lepší znázornění okrajových podmínek modelu potahové látky, který leží mezi zatěžovacím tělesem a jádrem matrace a není z obr. 7.5 zřejmá, je použito samostatného obrázku 7.5.



Obr. 7.5: Simulační model dvouose napínané potahové látky

8 Výsledky simulací a diskuze

Tato kapitola je rozdělena na následující části:

- posouzení vhodnosti použití simulačního programu na modelu PU pěny stlačované rovinnou deskou a koulí
- výsledky simulačního modelu vzorku potahové látky namáhané jednoose tahem
- výsledky simulačního modelu matrace s jádrem z 3D NT a PU pěny potažené dvouose předpjatou potahovou látkou a zatěžované zkušebním tělesem.

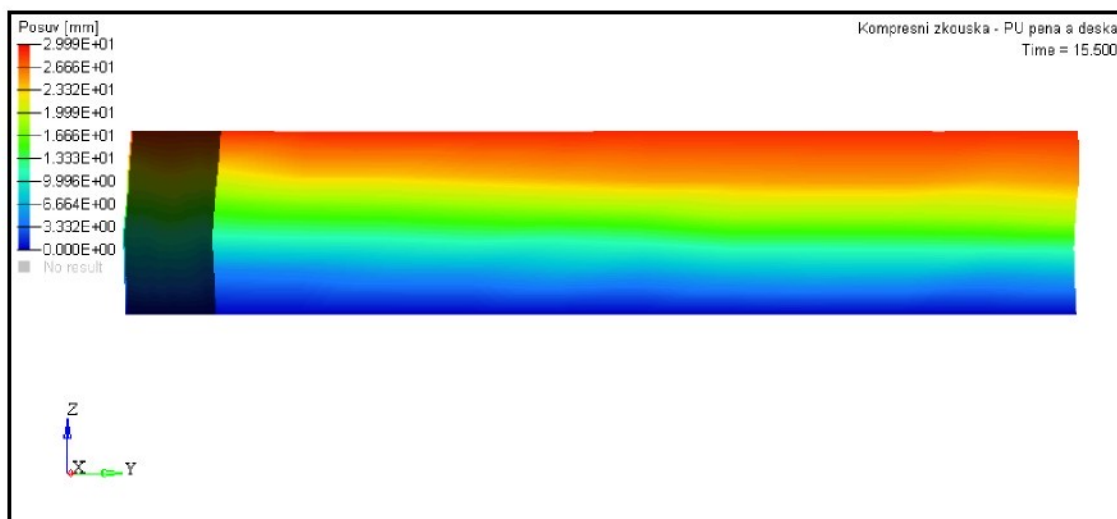
8.1 Testovací simulační modely

Pro posouzení vhodnosti simulačního programu byly vytvořeny dva simulační modely, kde byla zatěžována PU pěna dvěma odlišně tvarovanými tělesy (kapitola 7.1 a 7.2). Cílem bylo posoudit, zda budou geometrie přetvoření simulovaného a reálného vzorku podobné.

8.1.1 PU pěna zatěžovaná rovinnou deskou

Na okraji experimentálního vzorku pěny se při deformaci vytvářel lom, který u pěn není běžný, pěna se obvykle pouze vyboulí (např. obr. 6.3 – pěna zatěžovaná koulí) nebo svůj tvar téměř nemění. Bylo třeba zjistit, zda se vhodným nastavením parametrů simulace podaří získat obdobný tvar okraje jako na simulačním vzorku. Na obrázcích 8.1 a 8.2 je vidět deformace simulovaného vzorku. Je zřejmé, že tvar velmi dobře koresponduje s deformací zjištěnou u reálného vzorku. Na obrázku 8.1 je ukázán okamžik, při kterém došlo ke vzniku lomu. Ten nastal přibližně na hodnotě stlačení 30 mm, což odpovídá deformaci 60 %. Pro zvýraznění lomu je simulovaný vzorek mírně pootočen.

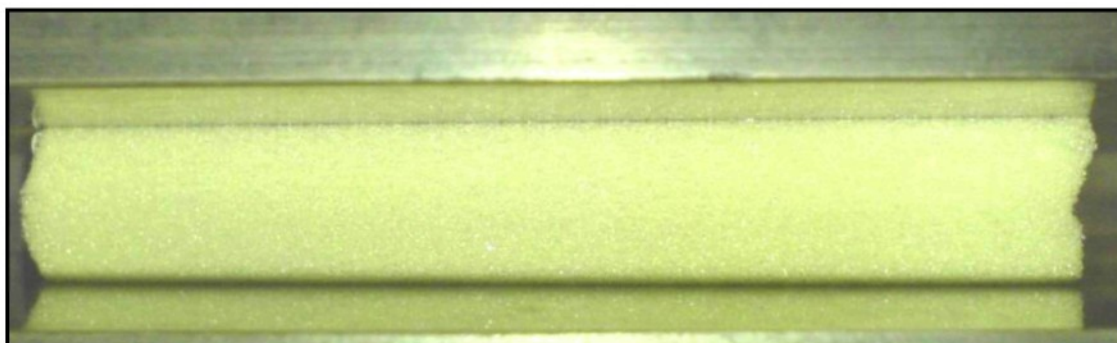
Obrázek 8.2 ukazuje deformaci vzorku v nejvyšší hodnotě stlačení (80 %). Obr. 8.3 ukazuje deformaci reálného vzorku. Z porovnání je zřejmé, že výsledek simulace se blíží experimentu. Simulační model nebyl dále optimalizován, protože zatěžování plochým zkušebním tělesem nebylo hlavním cílem této práce. Získané poznatky o způsobu ovlivňování geometrie deformace však byly využity pro tvorbu dalšího modelu.



Obr. 8.1: Počátek lomu stěny vzorku



Obr. 8.2: Deformace simulovaného vzorku při nejvyšším stlačení (80 %)



Obr. 8.3: Deformace reálného vzorku při nejvyšším stlačení (80 %)

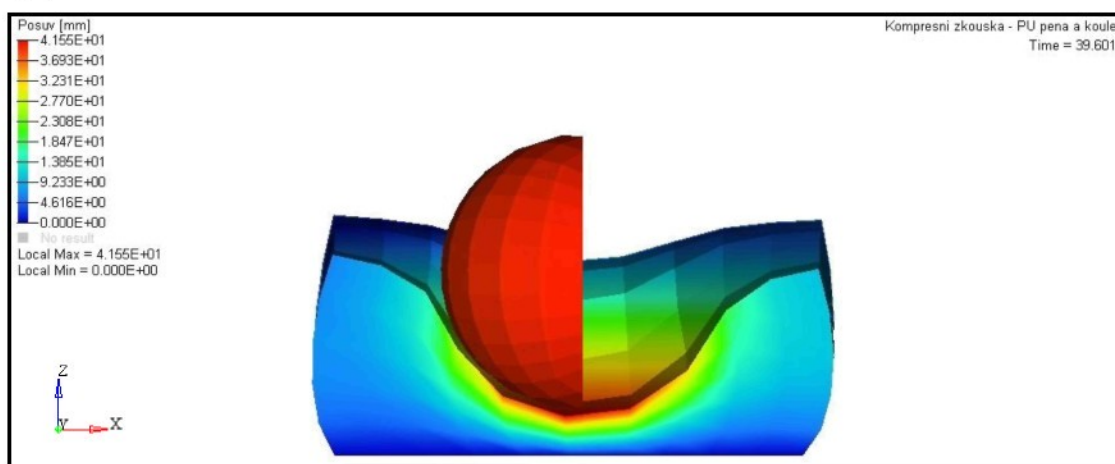
V grafu 8.1 je uveden experimentální a simulovaný průběh zatěžovací křivky pro 1. zatěžovací cyklus. Počátek simulovaného průběhu se od průběhu skutečného vzorku liší poměrně významně, koncová část je již v dobré shodě, stejně jako odlehčovací část křivky.



Graf 8.1: Deformace vzorku při nejvyšším stlačení (80 %)

8.1.2 PU pěna zatěžovaná tělesem tvaru koule

Simulace byla provedena se vzorkem materiálu shodným jako v předchozím případě, s tím rozdílem, že zatěžovací těleso bylo ve tvaru koule. Simulace měla ukázat schopnost simulačního programu postihnout extrémně velké a přitom složité deformace polyuretanové pěny, a to na vzorku jen o málo větším, než byla velikost zatěžovacího tělesa. Na obrázku 8.4 je ukázána deformace PU pěny v řezu, přičemž v pravé části je zatěžovací těleso zprůhledněno. Stupnice zobrazuje prostorovou deformaci. Je zde velmi dobře vidět obepnutí zatěžovacího tělesa i protažení elementů pěny, které vede k jejich zkosení.



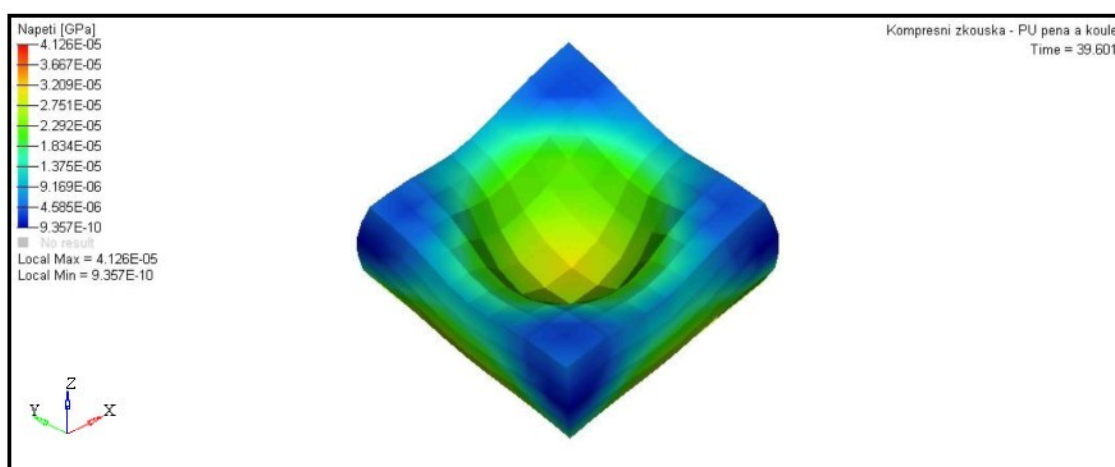
Obr. 8.4: Deformace pěny zatěžovacím tělesem

Na obr. 8.5 je pro porovnání přiložen snímek deformace pěny pořízený při experimentu (obr. 6.6 z kap. 6.1.2.1). Při porovnání fotografie pořízené při experimentu a obrázků ze simulace je zřejmá velká podobnost deformovaného tvaru.



Obr. 8.5: Snímek reálné deformace pěny

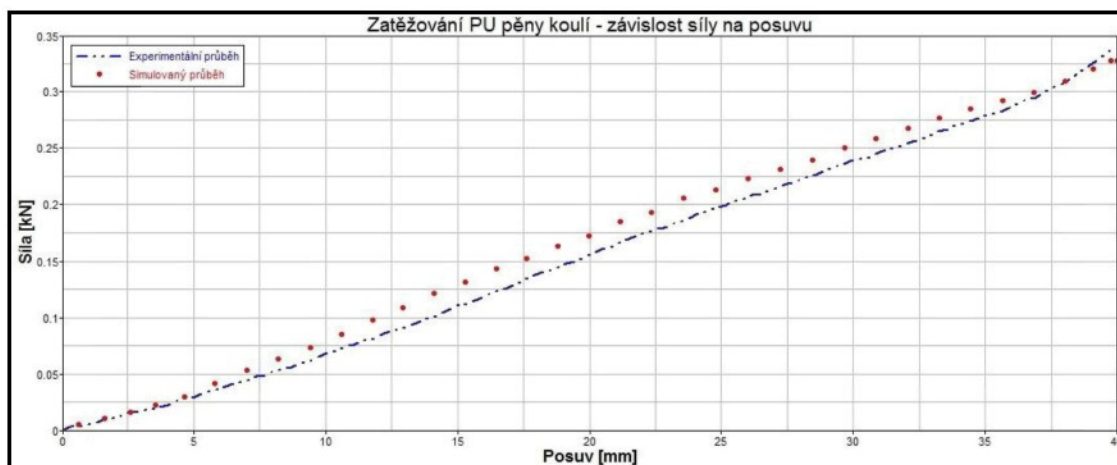
Tvar je možno porovnat také z obrázku 8.6, na kterém je ukázáno napětí šířící se v pěně bez zobrazení zatěžovacího tělesa. I zde je patrná podobnost se skutečným tvarem zdeformovaného reálného vzorku.



Obr. 8.6: Pohled na deformovanou pěnu a rozložení napětí bez vyobrazeného zatěžovacího tělesa

V grafu 8.2 je porovnání experimentálního a simulovaného průběhu zatěžovací křivky. Jak je z grafu zřejmé, simulovaný průběh vykazuje vyšší hodnoty síly. Nejvyšší odchylka představuje hodnotu přibližně 22 N, což je přibližně 15 %. Před dosažením konce stlačování je již průběh simulované a experimentální křivky velmi blízký.

Na základě porovnání výsledků experimentů s výsledky simulačních modelů lze konstatovat, že výsledky simulací vykazují podobnou geometrii přetvoření jako reálné vzorky i velmi blízké průběhy simulované a experimentální zatěžovací křivky a výsledky simulace tak budou blízké realitě. Proto lze vybraný program PAM-CRASH považovat za vhodný pro řešení studované problematiky – simulace vlastností matrací.

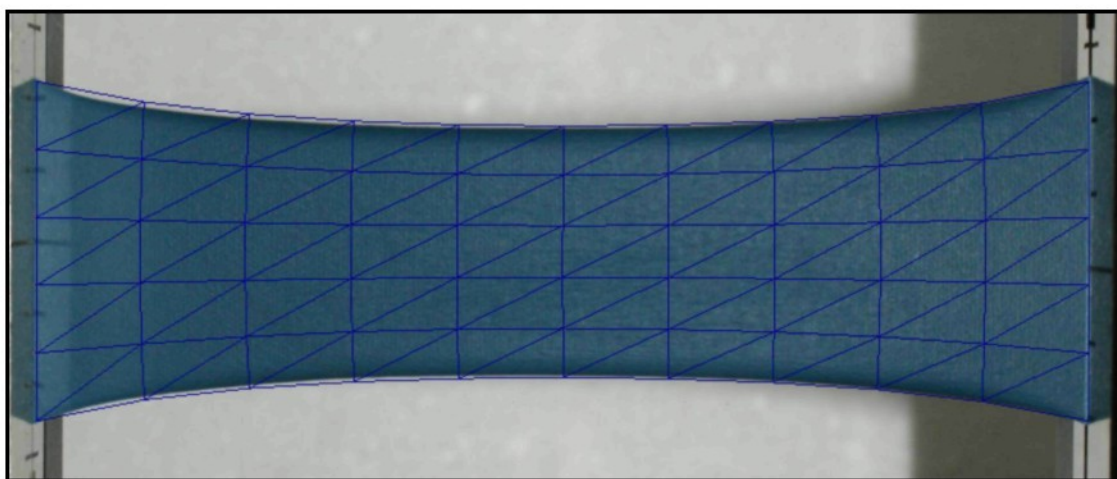


Graf 8.2: Srovnání simulovaného a experimentálního průběhu zatěžovací křivky

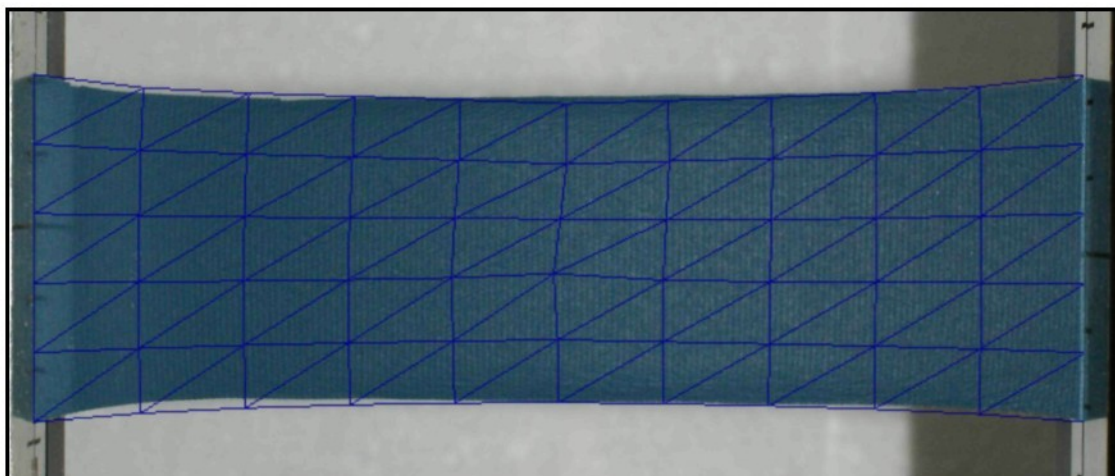
8.2 Potahová textilie namáhaná jednoose tahem

Posouzení geometrie přetvoření

Simulace tahové zkoušky potahu pro podélný a příčný směr byla nejprve hodnocena podle dosaženého geometrie přetvoření v hlavních směrech protažení λ_1 , λ_2 podle vztahu (4.10), (kde $\lambda_1 = \frac{x^0}{x} = \frac{l^0}{l}$, $\lambda_2 = \frac{y^0}{y} = \frac{s^0}{s}$). Deformace simulačního vzorku v podélném a příčném směru při 50 mm protažení je porovnávána s experimentálním měřením na obr. 8.8 a 8.9, kde je zobrazen experimentální testovací vzorek překrytý průhledným simulačním modelem s deformovanou elementární sítí konečných prvků.



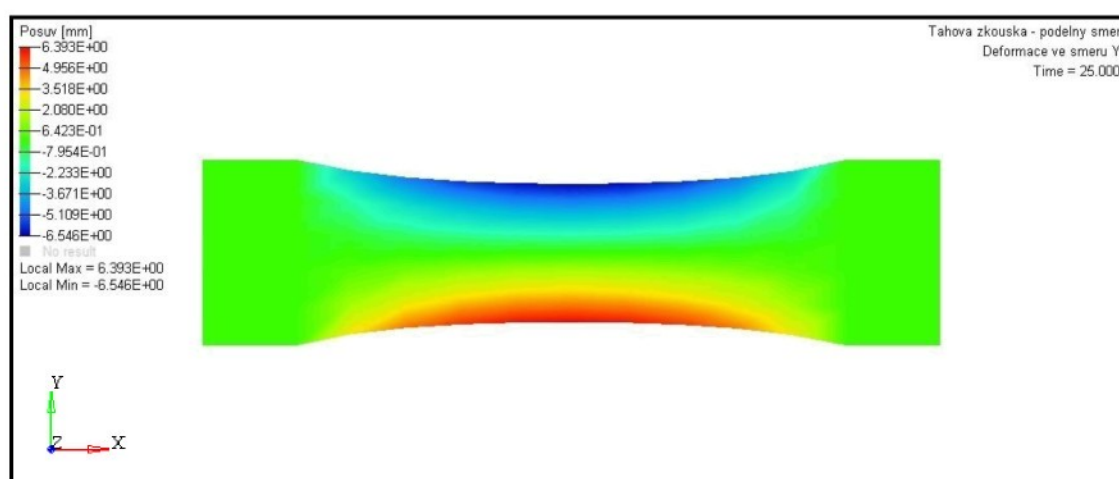
Obr. 8.8: Porovnání tvaru deformovaného vzorku potahu – podélný směr
(experiment, MKP model)



Obr. 8.9: Porovnání tvaru deformovaného vzorku potahu – příčný směr
(experiment, MKP model)

Simulovaný tvar v podélném směru je podobný tvaru zkušebního vzorku. Skutečný vzorek se zužuje intenzivněji, přičemž se přibližně v 2/5 upínací délky tvarově přiblíží k simulaci. Rozdíl mezi levou stranou (pevná čelist) a pravou stranou (pohyblivá čelist) lze částečně vysvětlit právě vlivem pohybující se čelisti. V příčném směru lze pozorovat podobnou situaci, odchylka simulovaného tvaru od tvaru skutečného vzorku je zde výraznější. Také zdůvodnění je shodné jako v předchozím případě.

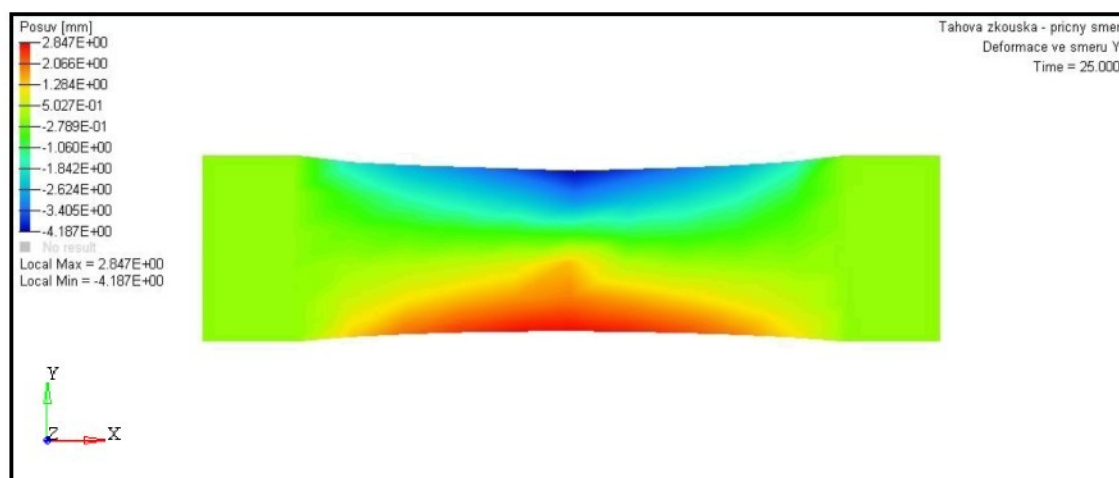
Znázornění deformace v ose kolmé k směru natahování pro podélný a příčný směr je na obr. 8.10 a 8.11. Zobrazení je provedeno pomocí plošných grafů. Sledované hodnoty jsou zobrazeny pomocí isoploch. Stupnice na levé straně obrázku ukazuje hodnoty kontrakce vzorku v jeho nejužších místech.



Obr. 8.10: Deformace v ose kolmé k směru natahování při posunutí 50 mm
(simulace – podélný směr)

Je patrné, že hodnoty zúžení na spodní a horní straně vzorku v případě podélného směru (obr. 8.10) se liší jen velmi málo (6,55 a 6,39 mm), lze tedy říci, že deformace vzorku je při namáhání symetrická a celková hodnota kontrakce 12,94 mm je velmi blízká experimentálně zjištěné hodnotě, která se pohybovala okolo 13 mm. U reálného vzorku dochází na okrajích k jeho stáčení, které zvolené membránové trojúhelníkové elementy simulačního modelu nejsou schopny postihnout, protože jsou uvažovány pouze pro rovinnou deformaci.

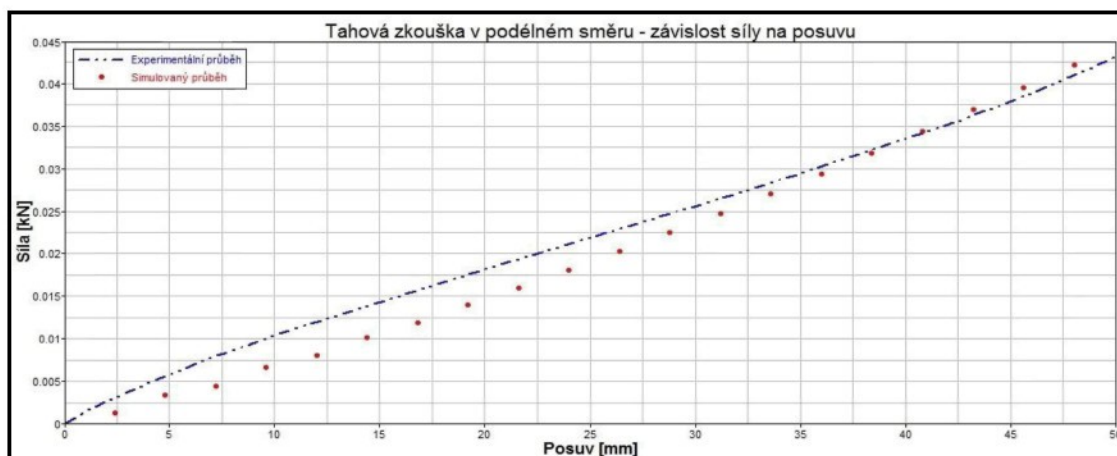
V případě příčného směru (obr. 8.11) je deformace simulovaného vzorku méně symetrická. Vzorek je na horní straně zúžen o 4,19 mm, zatímco na spodní straně je zúžení pouze 2,85 mm. Proto je třeba vysvětlení hledat opět v druhu elementů použitých pro tvorbu sítě. Z porovnání je však zřejmé, že tvar deformovaného vzorku je velmi podobný deformaci skutečného vzorku, a z tohoto pohledu lze simulaci tahové zkoušky potahové textilie hodnotit jako blízkou skutečnosti.



*Obr. 8.11: Deformace v ose kolmé k směru natahování při posunutí 50 mm
(simulace- příčný směr)*

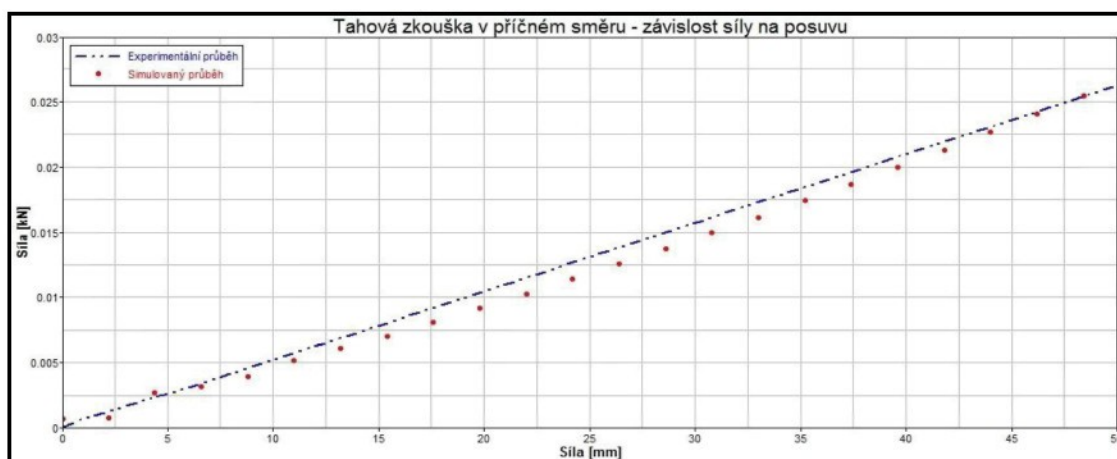
Zatěžovací křivky

Průběhy experimentální a simulované zatěžovací křivky jsou ukázány v grafech 8.3 a 8.4. V podélném směru se simulovaný průběh jeví jako experimentální křivka překlopená okolo osy 1. kvadrantu. Simulovaný průběh je shodný v počátku deformace, poté vykazuje nižší hodnoty dosažené síly (nejvíce o 15 %). Průběh experimentální a simulační křivky v podélném směru se shoduje od hodnoty 40 mm, v závěru dosahuje simulační křivka mírně vyšších hodnot (do 2%). Korelace průběhů křivek dosahuje hodnoty 0,971.



*Graf 8.3: Porovnání průběhu závislosti síly na posuvu – podélný směr
(experiment, MKP model)*

Simulovaná křivka příčného směru (obr. 8.4) vykazuje na počátku simulace mírné zakolísání přibližně v rozsahu 0 – 6 mm, poté má již křivka hladký průběh. Zakolísání je pravděpodobně dáno vysokým zrychlením při spuštění posuvu (požadované rychlosti posuvu je v simulaci dosaženo okamžitě, tedy s nekonečně velkým zrychlením). Od hodnoty 9 mm až do cca 45 mm dosahují hodnoty síly simulované křivky nižší hodnoty, než kterých bylo dosaženo v experimentu. Rozdíl však není významný (nejvíce 12 %, tj. 1,2 N). Konečná fáze simulace je shodná s experimentem.



*Obr. 8.4: Porovnání průběhu závislosti síly na posuvu – příčný směr
(experiment, MKP model)*

Hodnota korelace zatěžovacích křivek je 0,98. Díky velmi dobrému přiblížení simulované křivky k experimentální lze simulaci považovat za úspěšnou, a výsledky tedy budou velmi blízké realitě.

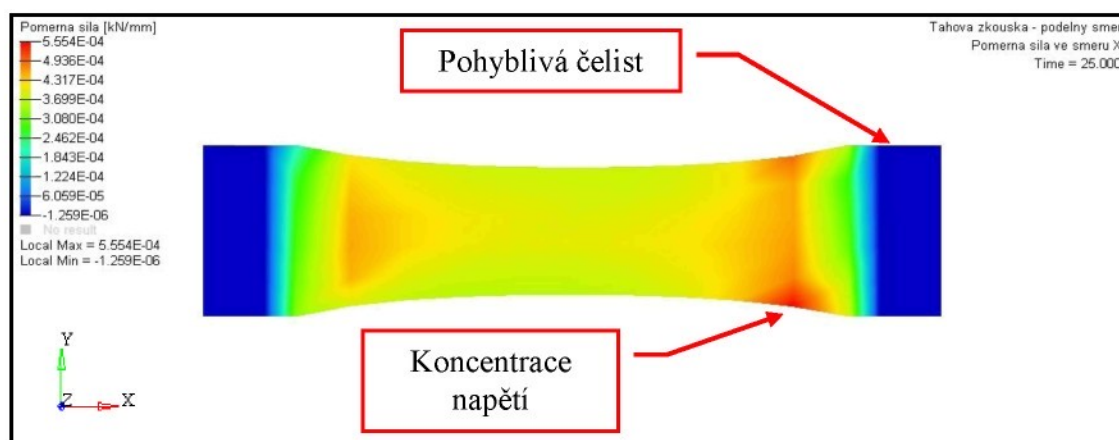
Poměrné napětí

Dalším výsledkem simulace je zobrazení poměrných sil F_{xx} a F_{yy} působících do hlavních směrů protažení. Hodnoty získané ze simulace tahové zkoušky simulačního vzorku v podélném směru jsou shrnuty v tab. 8.1.

Simulace tahové zkoušky	F_{xx} [kN/mm]	F_{yy} [kN/mm]	σ [kPa]	Posunutí vzorku / [mm]	Zúžení vzorku S [mm]
Podélný směr	$5,54 \cdot 10^{-4}$	$4,95 \cdot 10^{-4}$	889,55	50	37,1

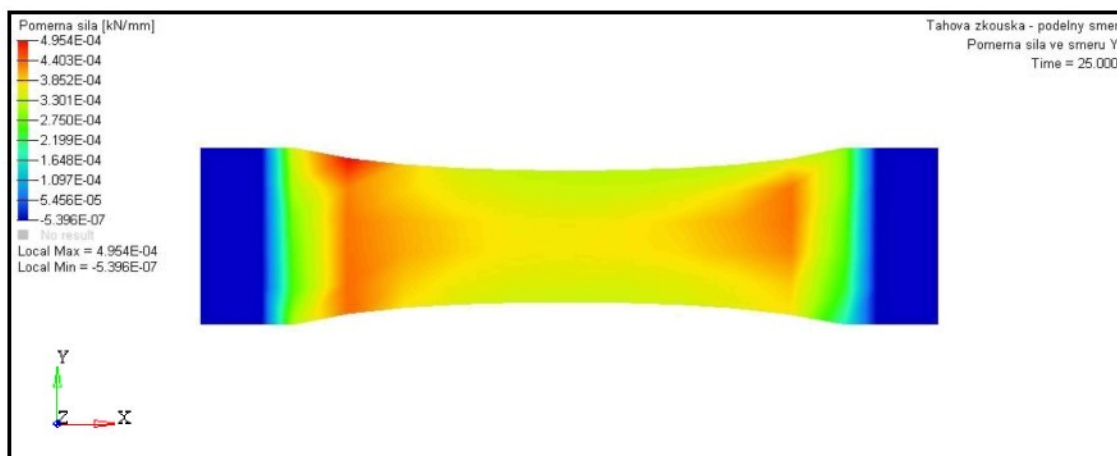
Tab 8.1: Hodnoty simulace tahové zkoušky potahové textilie v podélném směru

V podélném směru je u poměrné síly F_{xx} (působící v hlavním směru protažení) velmi dobře patrná koncentrace poměrné síly poblíž čelisti (pravý okraj, dolní část vzorku), což je viditelné na obr. 8.12.



Obr. 8.12: Porovnání rozložení poměrné síly F_{xx} – podélný směr

Při dalším napínání by zde došlo k oslabení průřezu, vzniku trhliny, a následnému přetržení vzorku. Napětí ve vzorku není zcela symetrické, jeho koncentrace je vyšší poblíž pohyblivé čelisti. Obrázek 8.13 pak ukazuje poměrnou sílu F_{yy} , šířící se simulačním vzorkem ve směru Y. Zde je patrná vyšší koncentrace napětí u pevné čelisti. Dosažená hodnota napětí je však nižší než v předchozím případě, proto by k přetržení textilie mělo dojít u pohyblivé čelisti. To bylo také experimentálně prokázáno (viz obr. 8.14).



Obr. 8.13: Porovnání rozložení poměrné síly F_{yy} – podélný směr



Obr. 8.14: Ukázka přetržení vzorku při tahové zkoušce – podélný směr

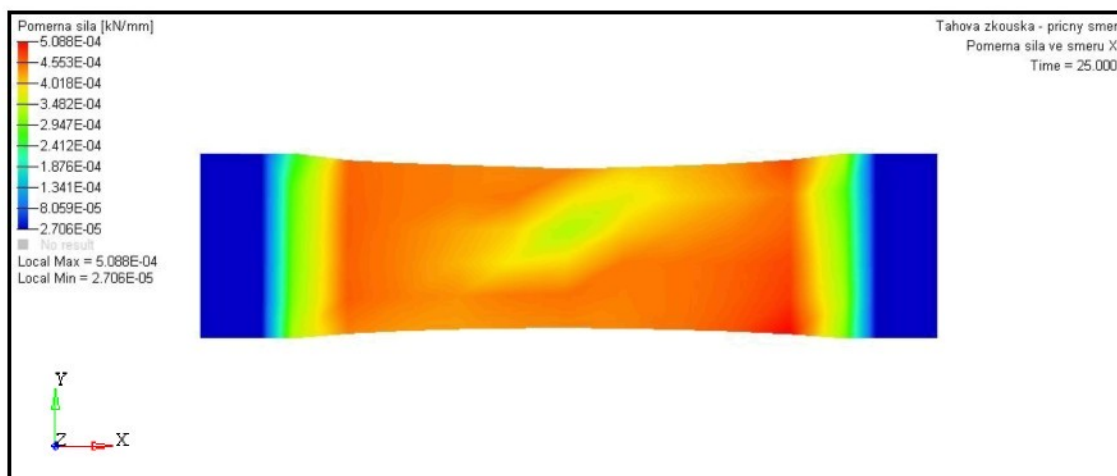
Je známo, že k největším koncentracím napětí dochází v místech náhlé změny šíře vzorku, tedy poblíž čelistí. Simulace tuto skutečnost potvrdila.

V příčném směru je chování vzorku odlišné. Vybrané číselné výsledky této simulace jsou uvedeny v tab. 8.2.

Simulace tahové zkoušky	F_{xx} [kN/mm]	F_{yy} [kN/mm]	σ [kPa]	Posunutí vzorku l [mm]	Zúžení vzorku S [mm]
Příčný směr	$5,09 \cdot 10^{-4}$	$1,457 \cdot 10^{-5}$	655	50	42,96

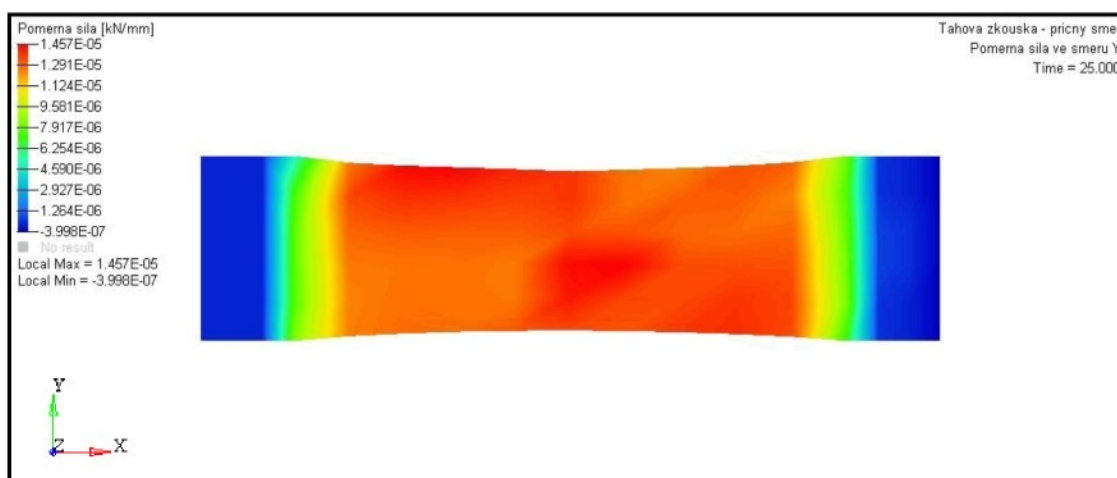
Tab 8.2: Hodnoty simulace tahové zkoušky potahové textilie v příčném směru

Obr. 8.15 ukazuje poměrnou sílu F_{xx} působící ve směru protahování. Napětí je rozděleno v podstatě rovnoměrně v celé ploše vzorku s výjimkou jeho střední části, kde je hodnota poměrné síly přibližně o 1/3 nižší.



Obr. 8.15: Porovnání rozložení poměrné síly F_{xx} – příčný směr

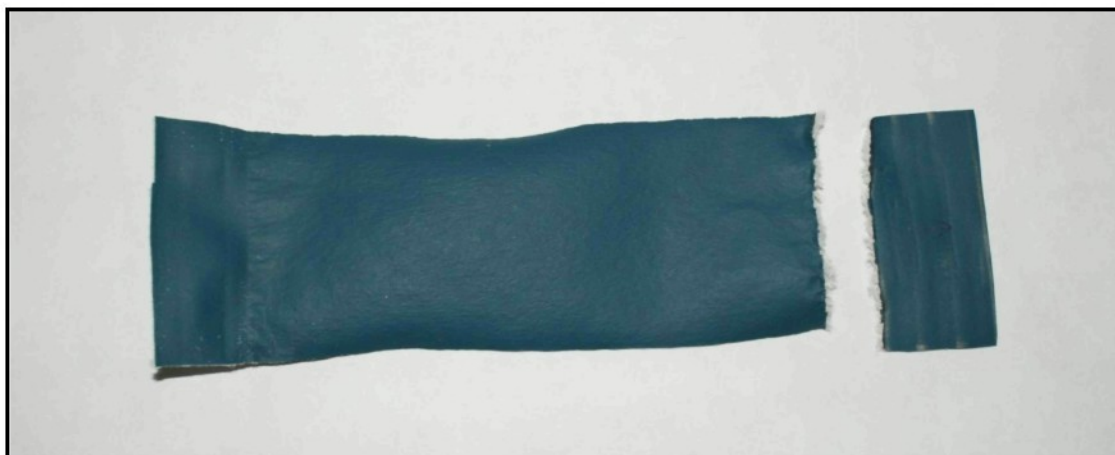
Obr. 8.16 zobrazuje poměrnou sílu F_{yy} (viz tab. 8.2). Toto napětí je o jeden řád nižší než ve směru X. Největší napětí je indikováno v levém horním okraji vzorku a dále ve střední části vzorku.



Obr. 8.16: Porovnání rozložení poměrné síly F_{yy} – příčný směr

Pro porovnání je opět ukázán snímek reálného vzorku přetrženého při tahové zkoušce. Tvar trhliny odpovídá průběhu napětí v simulaci (obr. 8.17).

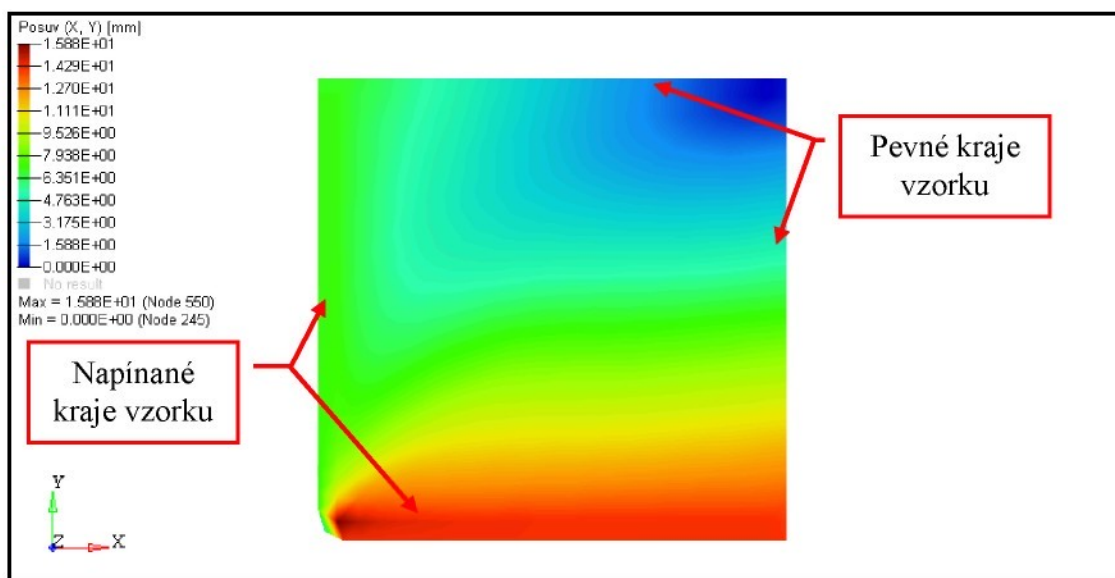
Zobrazené hodnoty poměrných sil nelze nijak ověřit, avšak vzhledem k dobré shodě tvaru deformace simulovaného a reálného vzorku i shodě průběhu zatěžovacích křivek lze předpokládat, že výsledné hodnoty skutečných poměrných sil $F_{xx} = \sigma_{xx} \cdot h$, $F_{yy} = \sigma_{yy} \cdot h$, kde h je šířka vzorku a σ_{ij} je tenzor skutečného napětí podle vztahu (4.26), se budou blížit realitě.



Obr. 8.17: Ukázka přetržení vzorku při tahové zkoušce – příčný směr

8.3 Potahová textilie namáhaná dvouose tahem

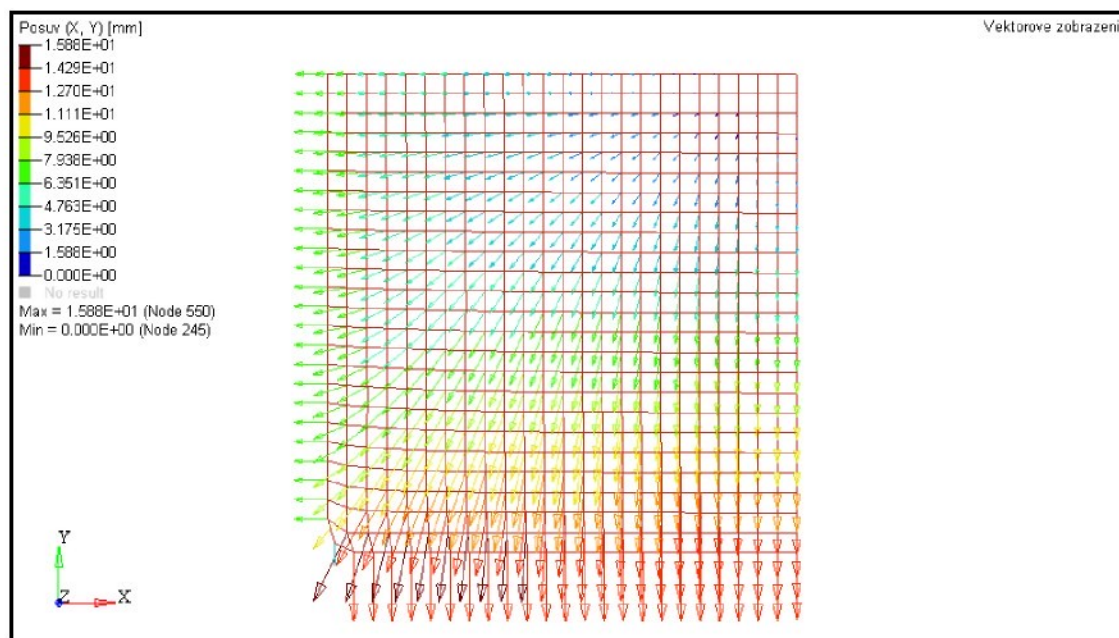
Simulace vlastností potahové látky probíhala jako součást simulace vlastností celého modelu matrace, tj. jádra s předpjatým potahem. Obr. 8.18 ukazuje simulaci deformace předpjaté textilie. Stupnice ukazuje deformaci pro oba směry napínání.



Obr. 8.18: Deformace potahu ve směru X, Y při jeho předpínání

Z obr. 8.18 je patrné, jak se jednotlivé části potahové textilie deformují. Nejmenší deformace je v pravém horním rohu, kde jsou v reálném experimentu pevné části napínacího rámu v němž je potah upevněn. Zde je tento požadavek ošetřen okrajovými podmínkami simulačního modelu (kap. 7.4, obr. 7.5). Nejvyšší deformace je dosaženo ve směru Y. Ve směru X je zhruba poloviční. To odpovídá i experimentálně získaným hodnotám tahové zkoušky (viz kap. 6.2.2), kde je při shodné síle tažnost v podélném

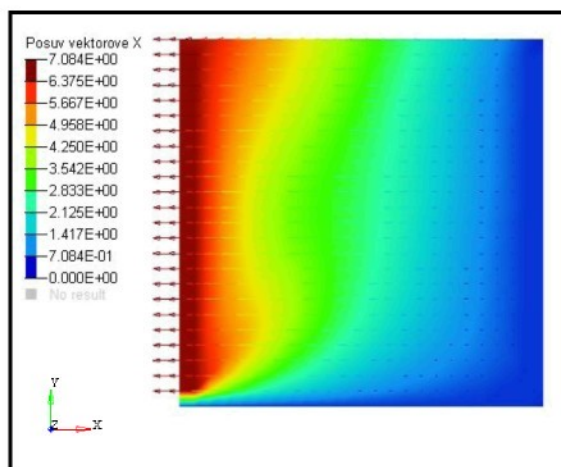
směru přibližně poloviční. Na obrázku 8.19 je ukázán posuv uzlů elementů pomocí vektorového zobrazení.



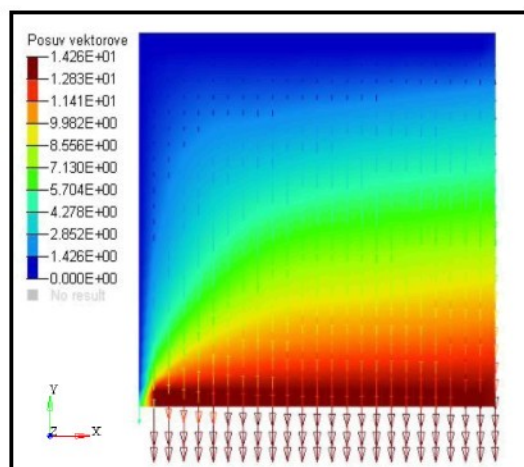
Obr. 8.19: Zobrazení deformace potahu pomocí vektorů posuvu

Lze z něj určit, jakým směrem a s jakou intenzitou se jednotlivé uzly konečně-prvkové sítě posouvají. K největším posuvům dochází u napínaných částí vzorku a především v místě, kde se obě pohyblivé části stýkají. V tomto místě také dochází k výrazné deformaci elementů zkosem. Místo s největší deformací je vyznačeno tmavou barvou, která odpovídá posuvu 15,88 mm. Naopak nejmenší posuvy jsou indikovány na protilehlé straně, kde je vzorek upevněn nepohyblivě. Pro ilustraci jsou na obr. 8.20 a 8.21 uvedeny i posuvy uzlů elementární konečně-prvkové sítě v jednotlivých směrech předpínání včetně vektorového zobrazení. Je zde dobře patrné, kde dochází k největšímu posuvu v daném směru předpínání. Tato místa odpovídají místům poblíž spojení pevné a pohyblivé části vzorku, resp. napínacího rámu. Zde je vektor posuvu uzlu rovnoběžný se směrem napínání.

Obr. 8.22 ukazuje poměrnou sílu působící v potahové textilií při dosažení předpínací síly 60 N ve směru X a Y (5. sekunda). Jak je patrné, zkosem deformované elementy (obr. 8.19 levá dolní část potahu) vykazují nejvyšší hodnoty napětí, což je vzhledem k velké deformaci elementu očekávané – dochází zde k největším posuvům v obou směrech napínání.

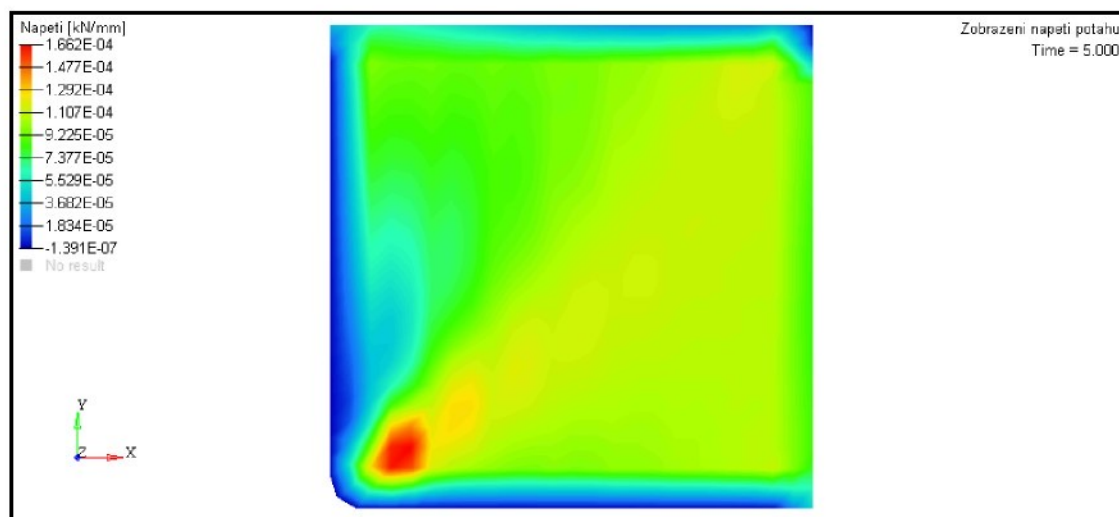


Obr.: 8.20: Posuv uzlů potahu
ve směru X (6,98 mm)



Obr.: 8.21: Posuv uzlů potahu
ve směru Y (14,26 mm)

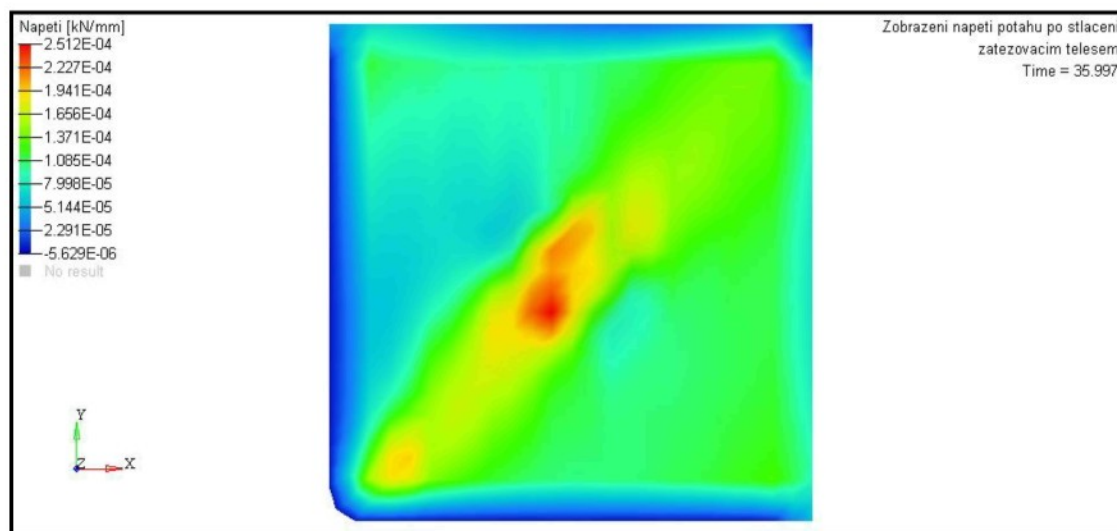
Vyšší napětí lze pozorovat i na diagonále vzorku. Ta leží na spojnici míst, kde se stýkají pohyblivé, resp. pevné části vzorku. Záporné hodnoty napětí, indikované modrou barvou (směr X) a představující tlakové napětí, lze považovat za nesprávné. Je zřejmé, že ve skutečnosti není použitá textilie schopna tlakové napětí přenášet. Příčinu lze nalézt ve zkosu krajního elementu (obr. 8.19) a vzniku smykového napětí. Nízké hodnoty napětí na okrajích potahu jsou způsobeny okrajovými podmínkami simulačního modelu (viz kap. 7.5).



Obr. 8.22: Poměrné napětí předpínaného potahu

Obr. 8.23 ukazuje napětí v závěru zatěžování modelu matrace (36. sekunda), kdy na matraci a potahovou látku působí zatěžovací těleso. Těleso je v tomto okamžiku v hloubce 30 mm, a jak je ze simulace zřejmé, zvyšuje napětí v potahové textilií z hodnoty $1,29 \cdot 10^{-4} \text{ kN} \cdot \text{mm}^{-1}$ na $2,51 \cdot 10^{-4} \text{ kN} \cdot \text{mm}^{-1}$, tedy téměř o 50 %. Nárůst napětí

se projeví i ve zvýšeném svěrném účinku potahu, což povede také ke zvýšení kontaktního tlaku mezi modelem matrace a zatěžovacím tělesem.



Obr. 8.23: Poměrné napětí předpínaného potahu po zatížení zkušebním tělesem

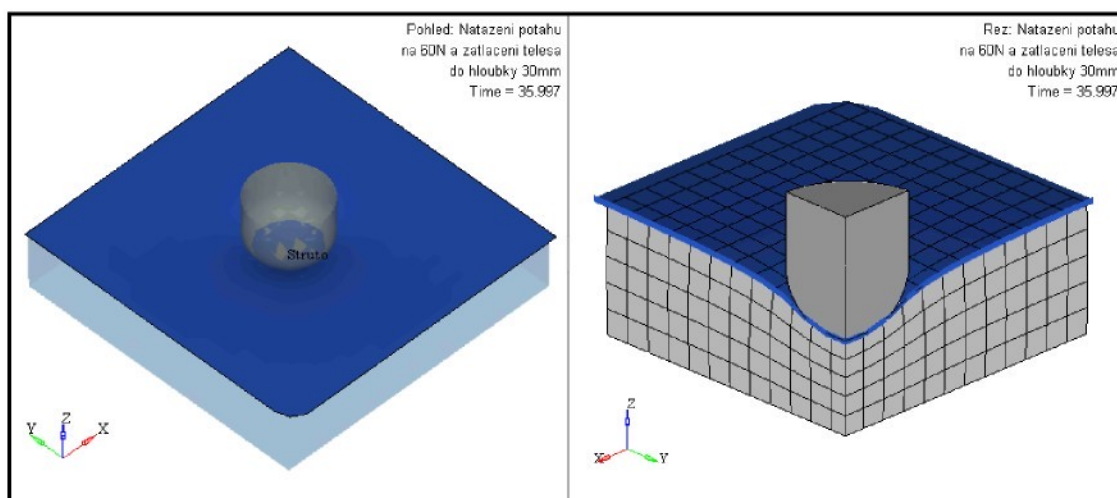
Předpětí bylo v obou navzájem kolmých směrech nastaveno na hodnotu 60 N, stejně jako v experimentu. Průběh nastavení předpínací síly však nebyl při experimentu snímán – napínací mechanismus je ovládán ručně a nárůst napětí by nebyl plynulý. Proto nelze porovnat průběh zatěžovacích křivek. Parametry potřebné pro simulační model potahové textilie při dvouosém napínání byly převzaty ze simulačních modelů potahové textilie jednoose namáhané tahem (kap. 7.3, tab. 7.4). Lze tedy předpokládat, že i model dvouose předpínané potahové textilie bude vykazovat dobrou shodu s reálnými výsledky.

8.4 Matrace s jádrem z 3D NT

Model matrace (kap. 7.4) byl zatěžován tělesem tak, jako tomu bylo i v reálném experimentu (kap. 6.3). Jsou porovnány geometrie přetvoření, distribuce napětí v jádru matrace a především hodnoty kontaktního tlaku mezi zatěžovacím tělesem a modelem matrace.

8.4.1 Vyhodnocení deformace

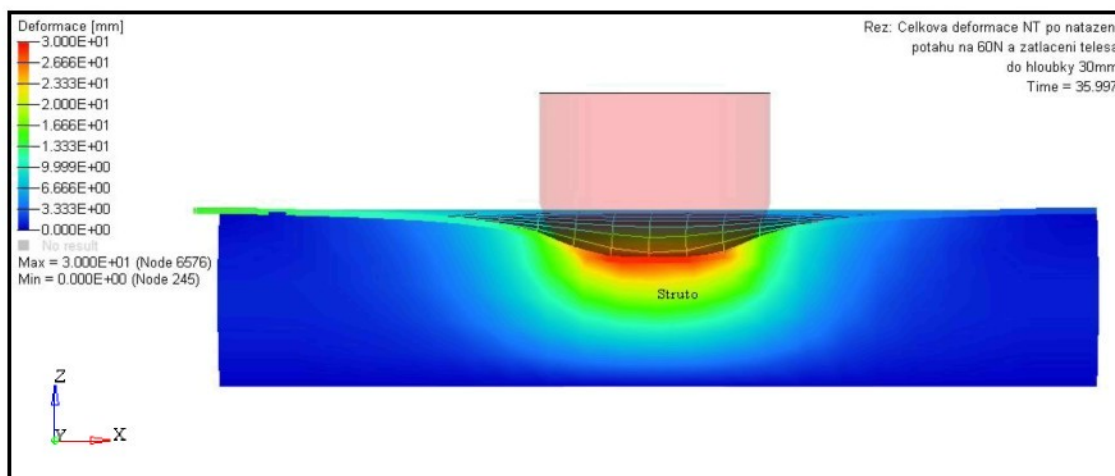
Na obr. 8.24 je v levé části pohled na deformovaný simulační model matrace. Je zde dobře patrné zakřivení potahu, který kopíruje tvar zatěžovacího tělesa, které je pro tento účel zprůhledněno, aby byla patrná velikost kontaktní plochy. Na obrázku je patrný také posuv textilie v rovině X a Y (textilie přesahující přes okraje jádra matrace), který je způsoben předpínací silou aplikovanou na potah.



Obr. 8.24: Pohled na model matrace a jeho řez po stlačení zatěžovacím tělesem

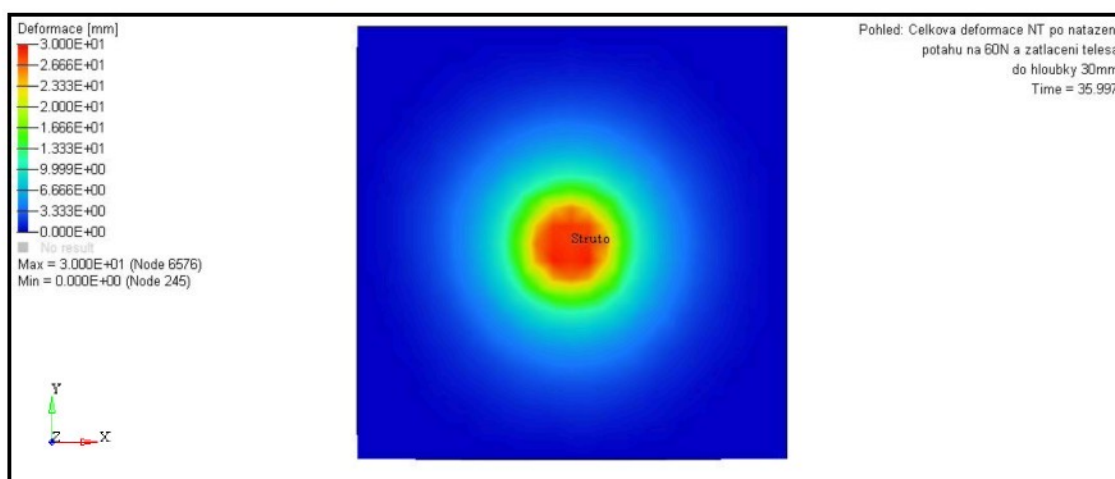
Druhá část obr. 8.24 ukazuje pohled na řez v rovině X a Y. Pro lepší znázornění deformovaného tvaru má jádro matrace i potah viditelné elementy. Na nich je v případě jádra matrace zřetelné rovnoměrné zdeformování přímo pod tělesem a jejich zkos v místech, kde těleso přechází do zaobleného tvaru. Jistá deformace je zřejmá také na krajích jádra matrace – deformace, a tedy i napětí se šíří celým vzorkem.

Na obr. 8.25 je ukázána deformace elementární sítě jádra matrace a potahu. Dle očekávání se nejvyšší hodnota deformace nachází pod zatěžovacím tělesem. Dále se šíří do nejbližšího okolí matrace. Vliv na deformaci jádra má také předepjatý potah (viz kap. 2.1.3 a kap. 8.1.4, obr. 8.23). Přítomnost předpjeté potahové textilie omezuje schopnost jádra matrace více obepnout zatěžovací těleso, což vede k redukci kontaktní plochy a vzrůstu kontaktního tlaku.



Obr. 8.25: Zobrazení celkové deformace na řezu matrace

Deformace horní plochy modelu matrace je ukázána na obr. 8.26. Stupnice ukazuje hodnotu posuvu uzlů elementů jádra matrace vzhledem k jejich původní poloze. Je zřejmé, že se deformuje velká část povrchu matrace až do blízkosti jejích okrajů. Deformace se šíří v kruhových plochách. Lze tedy předpokládat, že způsob, jakým se povrch deformuje, je dán více vlastnostmi jádra matrace než chováním potahu. V opačném případě by deformace vytvářela nekruhový tvar – patrně by docházelo k většímu zdeformování na úhlopříčkách potahové textilie, kde je i největší napětí potahu. Toto tvrzení by však bylo nutno ověřit experimentálně, např. aplikací podstatně většího předpětí v jednom nebo obou směrech předpínání potahové textilie.

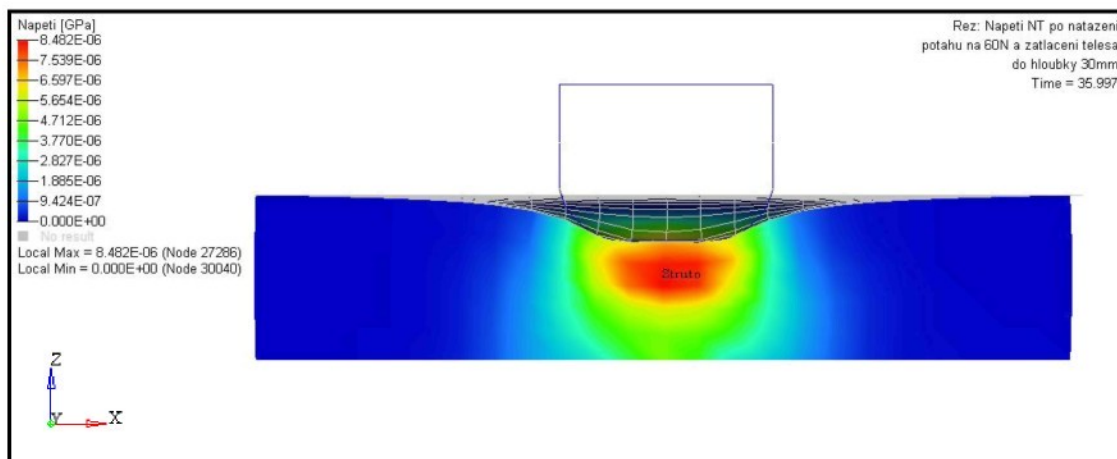


Obr. 8.26: Zobrazení celkové deformace na povrchu matrace

8.4.2 Vyhodnocení napětí

Obrázek 8.27 ukazuje napětí, které se po stlačení zatěžovacím tělesem šíří jádrem modelu matrace. K tomuto napětí přispívá i vliv předpjaté potahové textilie.

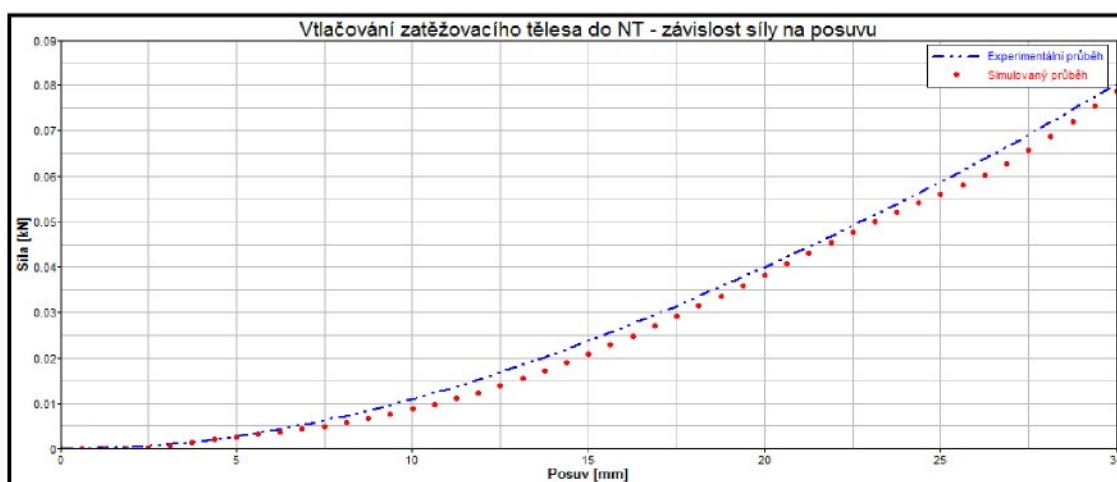
Největší koncentrace napětí je v místech s největší deformací, tedy pod zatěžovacím tělesem. Napětí se dále intenzivně šíří vertikálně směrem k podložce a s menší intenzitou směrem k okrajům matrace. Lze tedy říci, že většina napětí se koncentruje v bezprostředním okolí zatěžovacího tělesa a v prostoru, který se nachází pod svislým průmětem zatěžovacího tělesa – zeleně zbarvená plocha, kde je napětí ještě relativně vysoké, nepřesahuje průměr zatěžovacího tělesa.



Obr. 8.27: Zobrazení celkového napětí na řezu matrace

8.4.3 Vyhodnocení průběhů zatěžovacích křivek

Na úspěšnost simulace ukazuje porovnání průběhů zatěžovacích křivek získaných z experimentu a ze simulace. Křivky v grafu 8.5 zobrazují závislost síly na hloubce vtláčení zkušebního tělesa do modelu matrace. Průběh obou křivek je velmi podobný. V první fázi zatěžování, do přibližně 7 mm posuvu, jsou obě křivky téměř shodné.

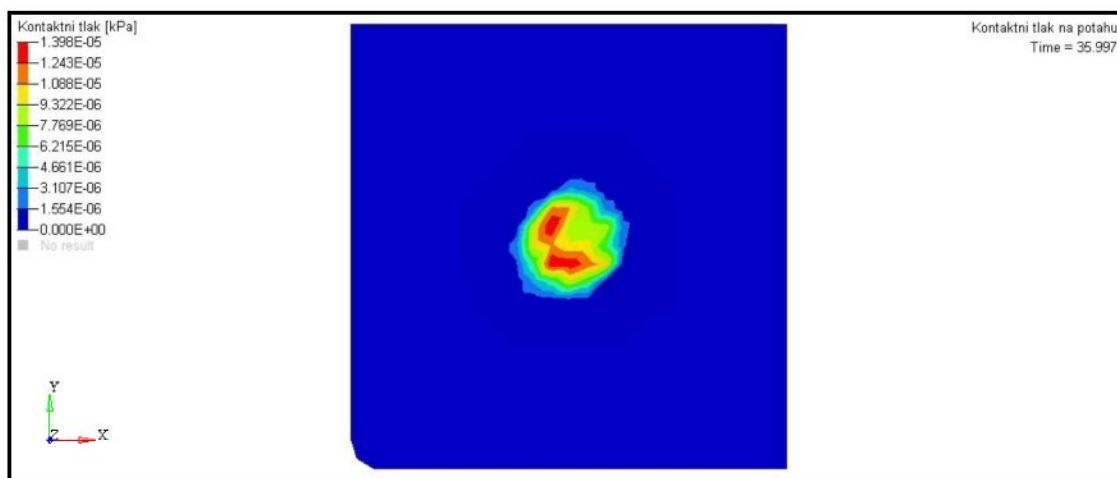


Graf 8.5: Porovnání průběhu experimentální a simulované zatěžovací křivky

Od této hodnoty vykazuje simulovaná křivka nižší hodnotu zatěžovací síly, od hodnoty posuvu 22,5 mm dochází k jejímu přiblížení ke křivce experimentální. Odchylka obou křivek je poměrně nízká (do cca 3 N), což může mít určitý vliv v počáteční fázi zatěžování, kde je zatěžovací síla ještě nízká a relativní odchylka mezi křivkami může dosáhnout až 20 %, ale v konečné fázi zatěžování, která je pro výsledek simulace rozhodující, je tato odchylka zanedbatelná (jednotky %). Také hodnota korelace mezi oběma zatěžovacími křivkami 0,973 ukazuje na vysoké přiblížení. Na základě podobnosti průběhů simulované a experimentální zatěžovací křivky lze konstatovat, že výsledky simulace se blíží realitě.

8.4.4 Vyhodnocení kontaktních tlaků

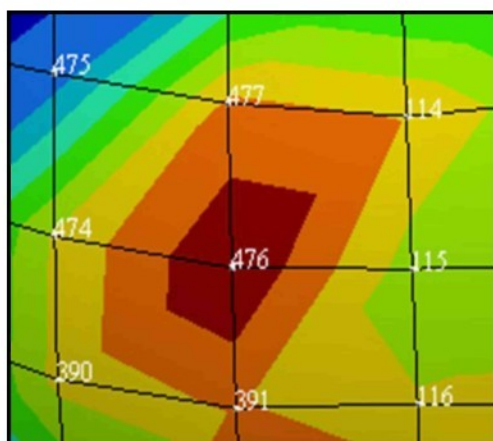
Nejvýznamnějším výsledkem simulace je rozložení a velikost kontaktních tlaků mezi zatěžovacím tělesem a modelem matrace. Výsledné rozložení kontaktních tlaků získané simulací je ukázáno na obr. 8.28.



Obr. 8.28: Kontaktní tlak modelu matrace s jádrem z 3D NT

Pro posouzení pravdivosti výsledků simulace jsou použita data získaná měřením kontaktního tlaku na reálném vzorku (kap. 6.3.3.2) pomocí zařízení XSensor. Toto zařízení však používá jiný způsob jejich zobrazení v porovnání se simulací. XSensor měří a zobrazuje tlak na plošce, která je na povrchu zařízení viditelně ohraničena. Simulace však hodnoty kontaktních tlaků zobrazuje přímo v uzlech elementů a jiný způsob jejich zobrazení neumožňuje. Aby bylo možné měřené a simulované kontaktní tlaky navzájem porovnat, je nutné provést přepočty hodnot kontaktních tlaků v uzlech na hodnotu tlaku působící na příslušném elementu. Je nutné vycházet ze skutečnosti, že použitý element je tvořen čtyřmi uzly (obr. 8.29) a každý z uzlů přispívá k hodnotě kontaktního tlaku na plošce elementu. Zjištěním uzlových hodnot příslušného elementu

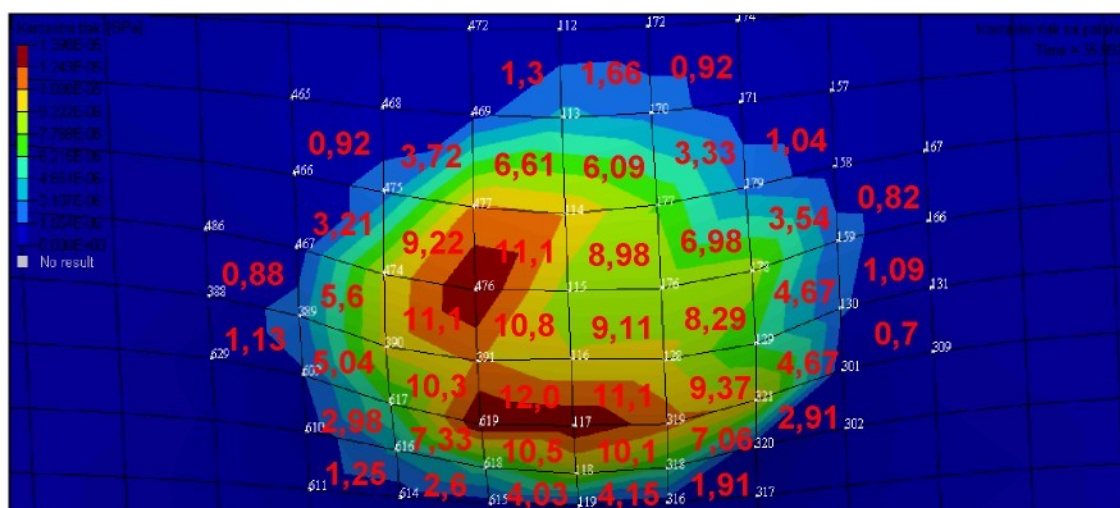
a určením jejich střední hodnoty (viz tab. 8.3) lze získat „průměrný“ kontaktní tlak na elementu, který je již srovnatelný s hodnotami získanými experimentálně pomocí zařízení XSensor. Takto přepočtené hodnoty kontaktního tlaku ze simulačního modelu matrace jsou ukázány na obr. 8.30. Tlak získaný experimentálně je ukázán na obr. 6.17 (viz kap. 6.3.3.2) a také na obr. 8.31.



Obr. 8.29 Uzly konečně-prvkové síť

Číslo uzlu	Hodnota kontaktního tlaku uzlu [GPa]	Střední hodnota k.t. elementu [kPa]
474	9,59E-06	9,22
475	2,18E-06	
477	1,11E-05	
476	1,40E-05	
476	1,40E-05	11,1
477	1,11E-05	
114	1,08E-05	
115	8,64E-06	

Tab. 8.3: Kontaktní tlaky uzlů a elementů



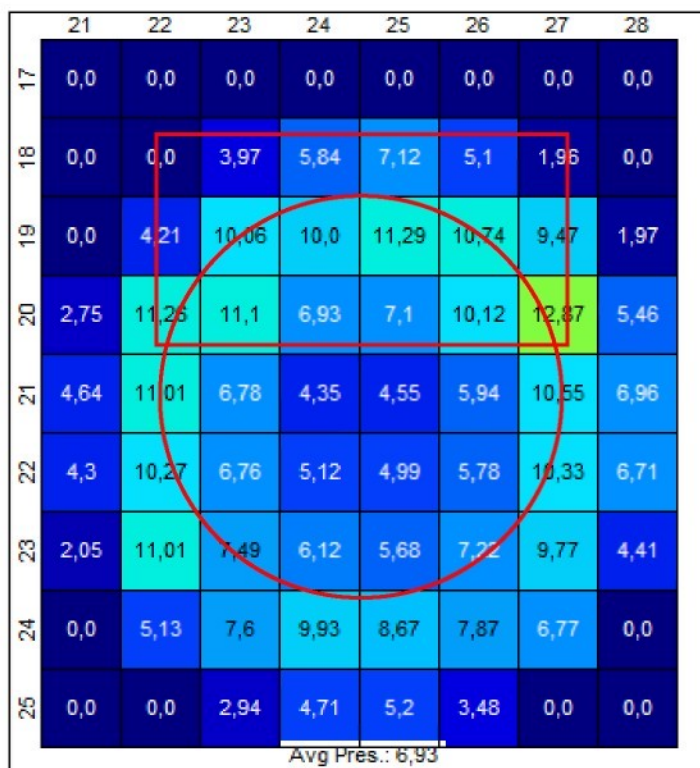
Obr. 8.30: Kontaktní tlaky na příslušných elementech

Vybrané hodnoty kontaktních tlaků získaných simulací a experimentálně jsou uvedeny v tab. 8.4.

Parametr kontaktního tlaku	Simulace [kPa]	Experiment [kPa]	Rozdíl simulace vs. experiment [%]
Nejvyšší dosažená hodnota	12	12,87	-6,6
Průměrná hodnota zatížené oblasti	5,35	6,93	-22,8

Tab. 8.4: Tabuľka vybraných parametrov kontaktných tlakov

Jak je z obou obrázků patrné, mapy kontaktních tlaků získané experimentálně a simulací se odlišují svým rozložením v ploše. Hodnoty kontaktního tlaku získané měřením jsou nejvyšší v horní polovině zatížené oblasti (označeno obdélníkem) a dále tvoří oblast kruhového tvaru (v obr. 8.31 vyznačeno kružnicí).



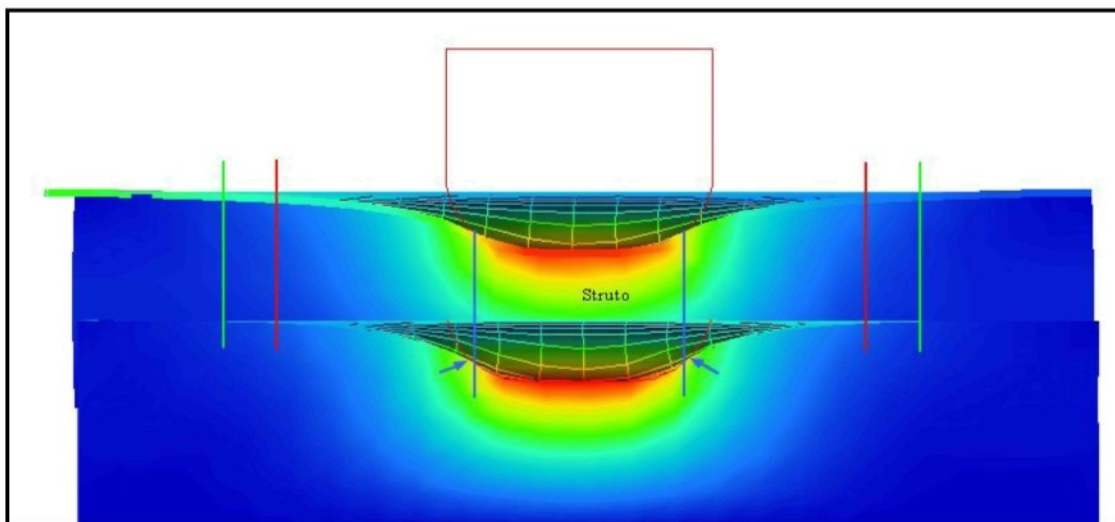
Obr. 8.31: Kontaktní tlak matrace s 3D NT jádrem získaný experimentálně

U středu zatížené oblasti, tedy v místě, kde je zatěžovací těleso ploché, jsou hodnoty kontaktního tlaku nižší. V místech, kde plochá část zatěžovacího tělesa přechází do zaoblené, jsou hodnoty kontaktního tlaku nejvyšší.

Hodnoty kontaktních tlaků získané simulací vykazují nižší hodnoty. Kontaktní tlaky se koncentrují spíše pod zatěžovacím tělesem – tedy na jeho ploché části. Nejvyšší dosažená hodnota kontaktního tlaku je 12kPa. Tlak je vyšší spíše v levé části zatížené oblasti. Rozdíl v dosažených hodnotách kontaktního tlaku je však poměrně malý (do 7 %). Průměrná hodnota celkového kontaktního tlaku je v případě simulace také nižší, a to téměř o čtvrtinu. Lze však konstatovat, že se podařilo optimalizováním použitých parametrů vytvořit simulační model, který je schopen určovat kontaktní tlaky mezi zatěžovacím tělesem a modelem matrace s jádrem z 3D NT.

8.5 Matrace s jádrem z PU pěny

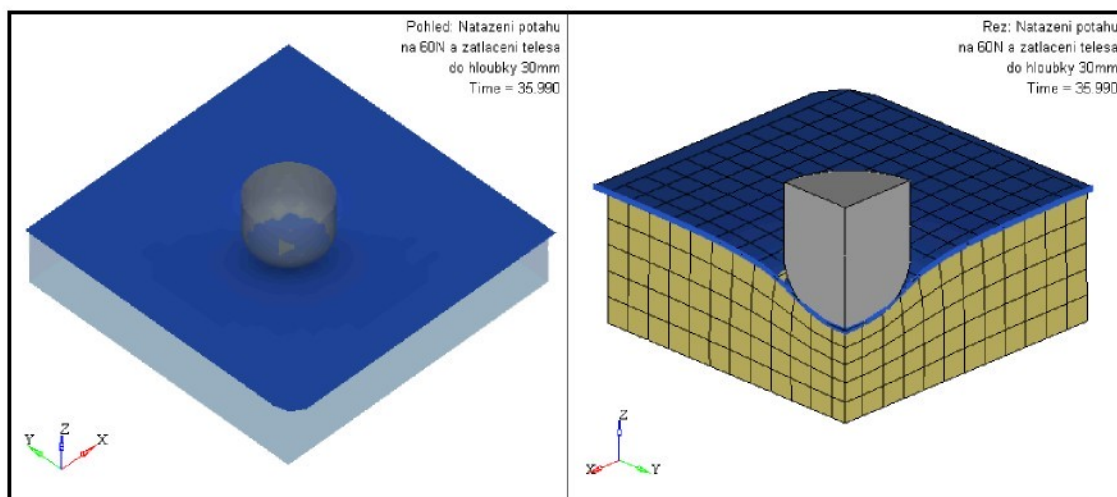
Byl opět použit tentýž simulační model jako v kap. 7.4. Model matrace byl zatěžován shodným způsobem jako v případě modelu matrace s jádrem z 3D NT, vyobrazení a komentáře proto budou stejně uspořádané. Pro snazší porovnání výsledků je doplněn obrázek řezu modelu matrace (8.32) s oběma jádry matrace (3D NT a PU pěna). Na obrázku jsou pro lepší orientaci vyznačeny významné porovnávací linie, které ukazují na rozdíly ve způsobu deformace v závislosti na použitém jádru matrace.



Obr. 8.32: Srovnání výsledků matrace s jádrem z 3D NT a PU pěny

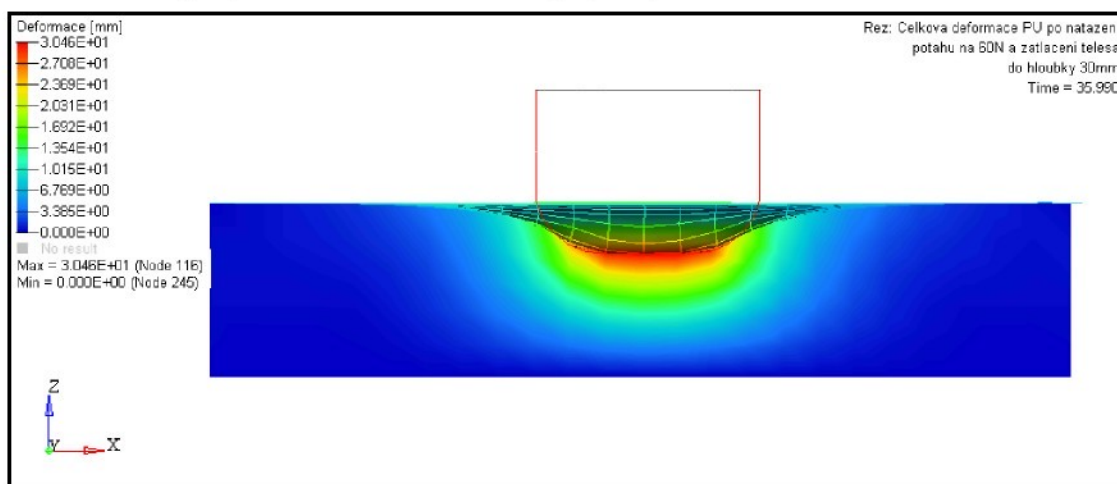
8.5.1 Vyhodnocení deformace

Obr. 8.33 ukazuje v levé části pohled na deformovaný model matrace. Obepnutí zatěžovacího tělesa se v tomto případě jeví jako intenzivnější než v případě jádra matrace z 3D NT. V důsledku lepšího přizpůsobení jádra tvaru zatěžovacího tělesa je dosaženo i větší kontaktní plochy. Pravá část obrázku 8.33 ukazuje pohled na řez modelu, který je veden středem zatěžovacího tělesa v rovině X a Y. Způsob deformace elementů je podobný jako v případě jádra z 3D NT. To je dáno pravděpodobně použitím stejného materiálového modelu s odlišnými parametry simulace (modul, tlumení, hustota materiálu, zatěžovací křivka – viz kap. 7.4, tab. 7.5). V porovnání s ním však PU jádro vykazuje menší deformaci na okrajích vzorku.



Obr. 8.33: Pohled na model matrace a jeho řez po stlačení zatěžovacím tělesem

Z obrázku 8.34 je na řezu modelu matrace viditelné šíření deformace jádrem. Oproti jádru z 3D NT se jádro z PU deformuje intenzivněji poblíž zatěžovacího tělesa a dále od něj se deformace zmenšuje (oblast deformací, které mají červenou a zelenou barvu isoploch, mají menší plochu než v případě 3D NT). To lze vidět i na srovnávacím obr. 8.32, kde dosah šířící se deformace je vyznačen červenou úsečkou. U modelu s PU jádrem je oblast deformace menší. Lze tedy konstatovat, že dle simulace se deformace šíří útvarem z pěny méně intenzivně než v případě jádra z 3D NT.

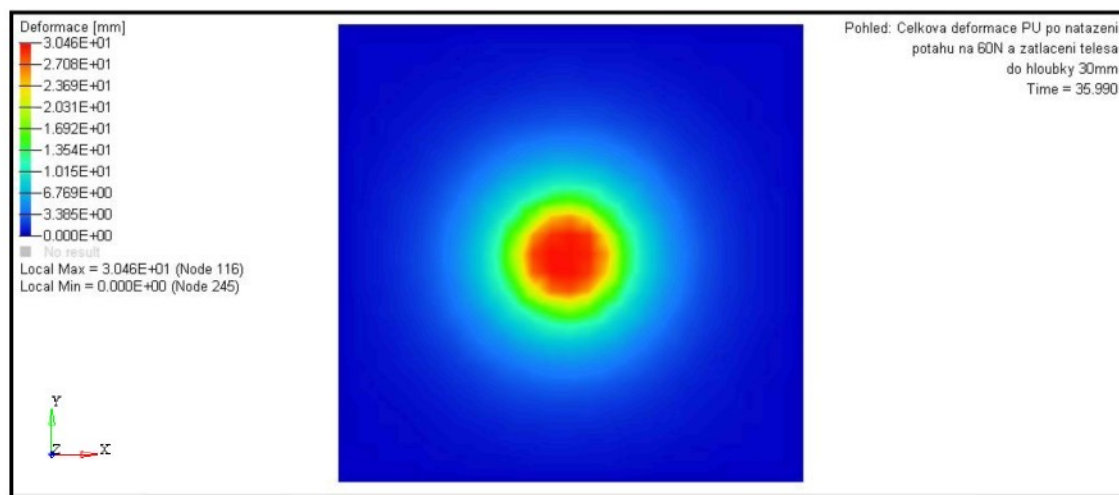


Obr. 8.34: Zobrazení celkové deformace na řezu matrace

Obr. 8.35 ukazuje pohled na deformovaný horní povrch modelu matrace. Jako v případě jádra z 3D NT je také zde deformována velká plocha povrchu. Kruhový tvar deformace bez směrové preference ukazuje opět na malý vliv potahu na způsob deformace jádra matrace. Rozdíl velikosti ploch v porovnání s modelem s 3D NT jádrem není z tohoto obrázku příliš patrný. Názorněji je to ukázáno na obr. 8.32. Zelená úsečka označuje na modelu matrace s PU jádrem dosah deformace povrchu, přičemž matrace s jádrem

z 3D NT je deformována až k okraji matrace. To je v souladu s menším odporem ve stlačení 3D NT jádra – napnutý potah je schopen jádro více deformovat, protože působí proti menšímu napětí. Důsledkem je pravděpodobně větší kontaktní plocha mezi zatěžovacím tělesem a potahem v případě jádra z PU. Ta je označena na obr. 8.32 v případě 3D NT modrou úsečkou a šipkami v případě PU jádra.

Lze tedy konstatovat, že PU jádro lépe kopíruje tvar zatěžovacího tělesa, což se projeví mj. také zvětšením kontaktní plochy.

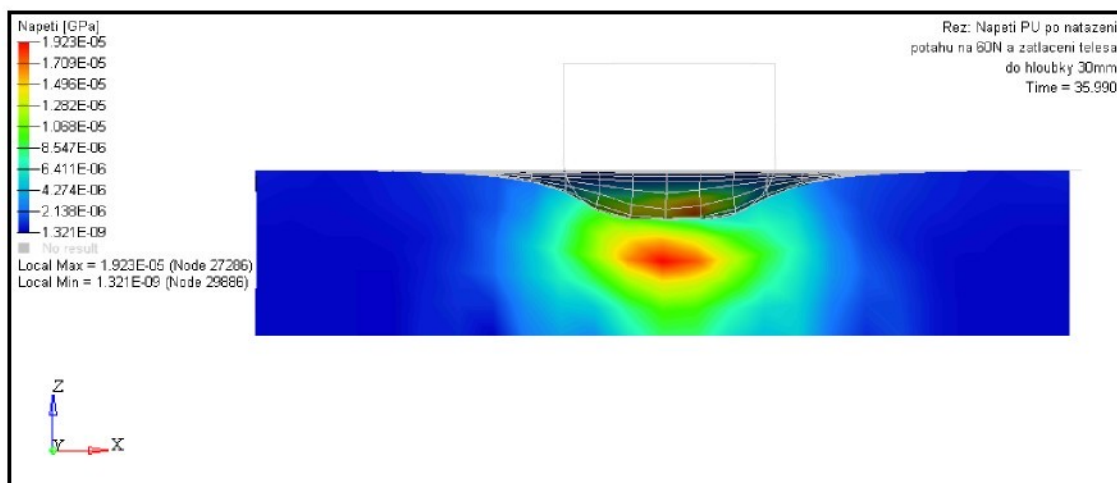


Obr. 8.35: Zobrazení celkové deformace na povrchu matrace

8.5.2 Vyhodnocení napětí

Na obr. 8.36 je na řezu ukázáno šíření napětí PU jádrem matrace. To je oproti modelu matrace s 3D NT jádrem odlišné. Koncentruje se totiž ne v bezprostřední blízkosti zatěžovacího tělesa, ale až v jisté vzdálenosti. Oblast vysokého napětí je poměrně malá, napětí se dále intenzivně šíří do okolí. Zatímco u 3D NT jádra preferuje šířící se napětí spíše vertikální směr (na spojnici mezi zkušebním tělesem a podložkou), u PU jádra je toto šíření všesměrné a patrně přispívá i k větší kontaktní ploše mezi zatěžovacím tělesem a modelem matrace.

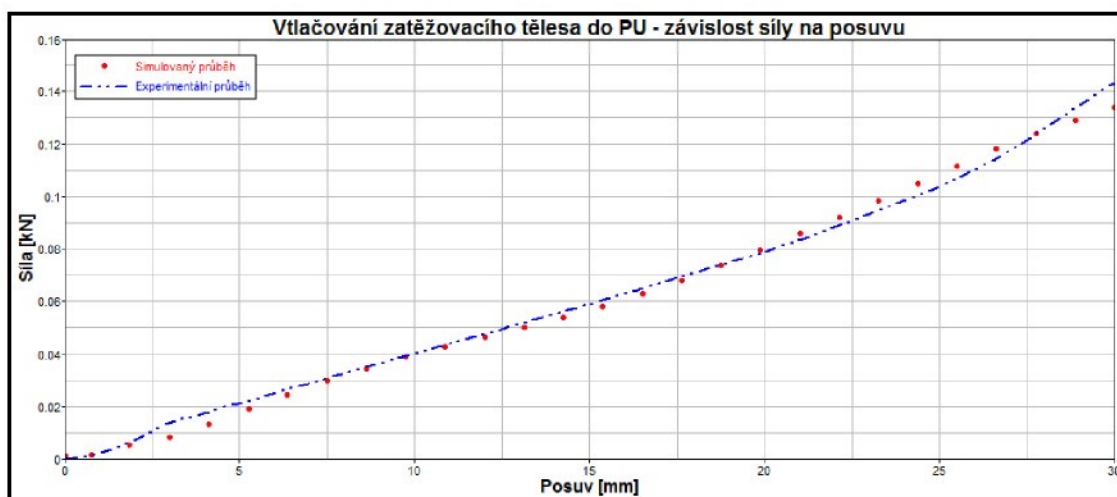
Vzhledem k vyšší tuhosti PU pěny v porovnání s 3D NT (kap. 6.3.2.3) je dosažená nejvyšší hodnota napětí více než dvounásobná. Napětí s rostoucí vzdáleností od zatěžovacího tělesa klesá intenzivněji než v případě 3D NT jádra.



Obr. 8.36: Zobrazení celkového napětí na řezu matrace

8.5.3 Vyhodnocení průběhů zatěžovacích křivek

Průběh zatěžovací křivky získaný experimentálně a pomocí simulace je ukázán v grafu 8.6. Průběh je podobný v počáteční fázi zatěžování (do cca 2 mm), poté do hodnoty 7,5 mm vykazuje simulace nižší hodnoty síly, od této hodnoty do přibližně 20 mm je průběh téměř shodný. Do 28 mm je pak simulovaná hodnota síly vyšší, v závěru zatěžování vykazuje nižší hodnotu síly, nežli poskytl experiment. Přestože se může pokles jevit jako významný, jde o rozdíl jen cca 10 N, tj. 7 %, což je z hlediska výsledku téměř zanedbatelné. Korelace mezi oběma průběhy vykazuje hodnotu 0,966.



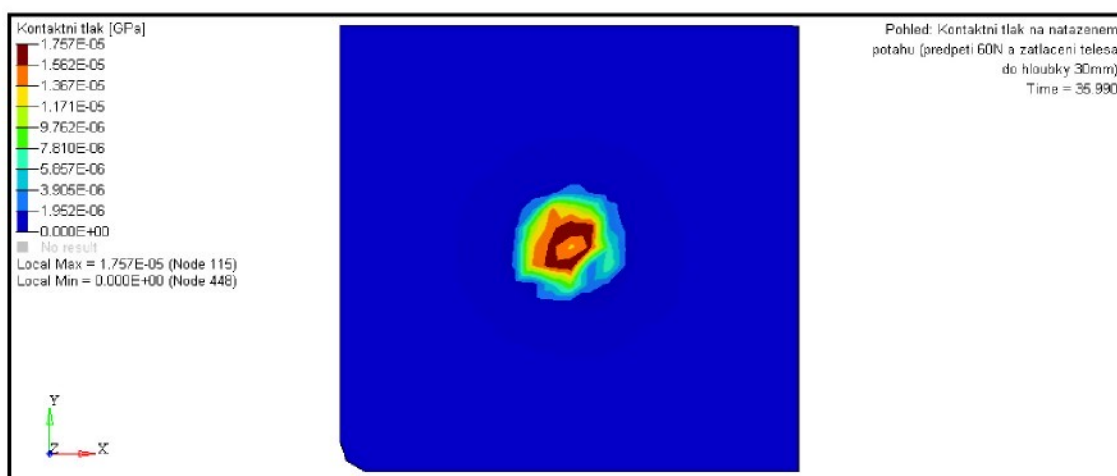
Graf 8.6: Porovnání průběhu experimentální a simulované zatěžovací křivky

I zde lze konstatovat dobrou shodu simulace s experimentem.

8.5.4 Vyhodnocení kontaktních tlaků

Hodnoty simulace kontaktních tlaků na povrchu potahu matrace s PU jádrem jsou ukázány na obr. 8.37.

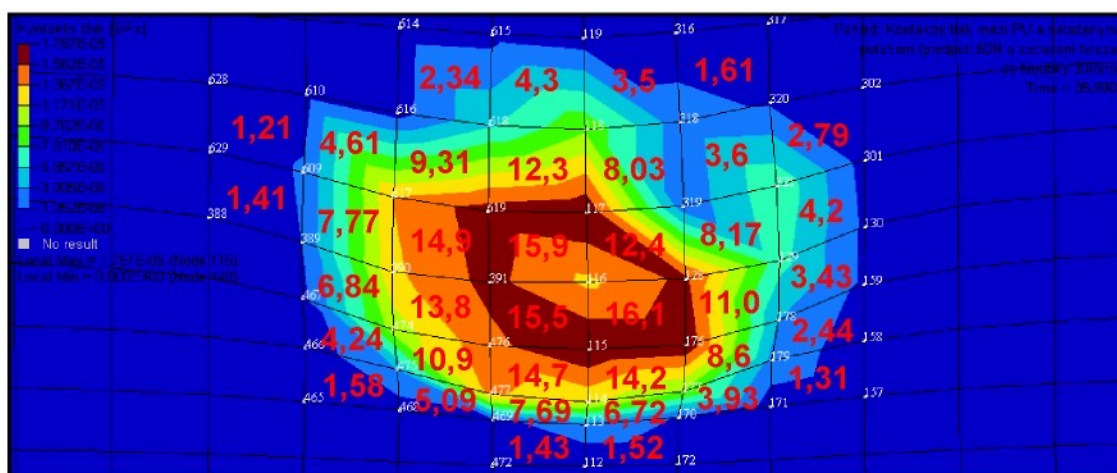
Kontaktní tlaky v jednotlivých uzlech jsou přepočteny na kontaktní tlak příslušného elementu postupem, popsaným v kapitole 8.4.4. Výsledné hodnoty kontaktního tlaku ukazuje obrázek 8.38. Kontaktní tlak stanovený experimentálně zařízením XSensor je na obr. 8.39. Vybrané parametry kontaktních tlaků získaných simulací a experimentálně jsou uvedeny v tabulce 8.5.



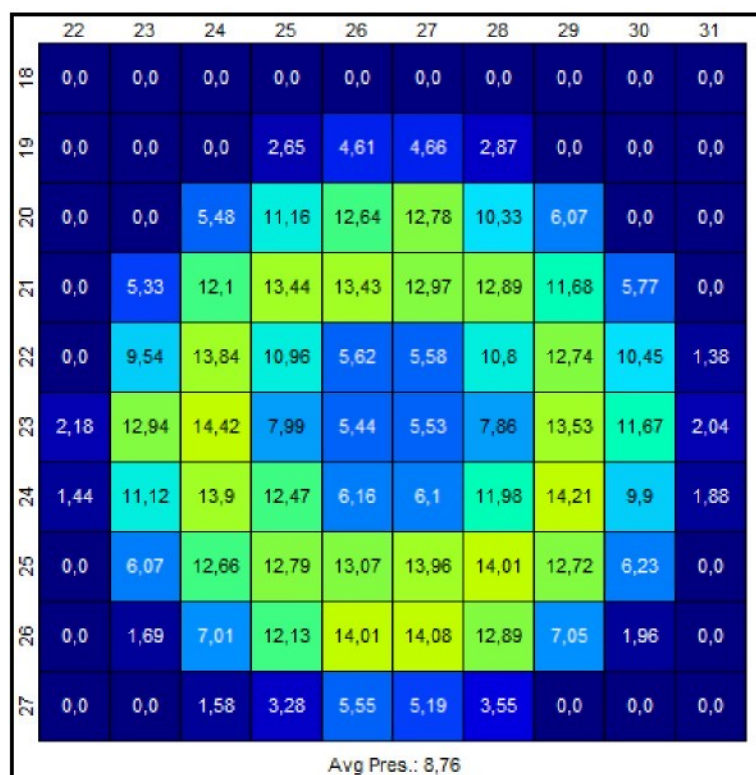
Obr. 8.37: Simulace kontaktního tlaku modelu matrace s PU jádrem

Parametr kontaktního tlaku	Simulace [kPa]	Experiment [kPa]	Rozdíl simulace vs. experiment [%]
Nejvyšší dosažená hodnota	16,1	14,42	11,7
Průměrná hodnota zatížené oblasti	8,43	8,76	-3,8

Tab. 8.5: Tabulka vybraných parametrů kontaktních tlaků



Obr. 8.38: Kontaktní tlak modelu matrace s PU jádrem



Obr. 8.39: Experimentálně získané hodnoty kontaktních tlaků matrace s 3D NT jádrem

Maximální dosažená hodnota kontaktního tlaku při simulaci je 16,1 kPa, v experimentu byla nejvyšší hodnota 14,42 kPa. Rozdíl kontaktních tlaků je tedy přibližně 1,7 kPa. Významnější je však dosažení podobného tvaru tlakové mapy jako v případě experimentu. Střed zatížené oblasti dosahuje nižších hodnot kontaktního tlaku. Konkrétně uzel č. 116 (v simulaci zobrazen žlutou barvou) vykazuje hodnotu kontaktního tlaku 13,3 kPa. Ta je sice v porovnání s experimentem více než dvounásobná, ale podobně jako v případě matrace s 3D NT jádrem nelze zcela jednoznačně tvrdit, že je experimentální měření bezchybné. Porovnání průměrné hodnoty kontaktního tlaku získaného experimentálně (8,76 kPa – dolní okraj uprostřed na obr. 8.39) s průměrnou hodnotou kontaktního tlaku určeného simulačním modelem (8,43 kPa), ukazuje na dobrou shodu simulace s experimentem. I přesto existují odlišnosti, které budou diskutovány dále.

Odlišnosti zobrazení experimentálních a simulovaných hodnot kontaktních tlaků

Příčiny zmíněných odlišností lze hledat ve:

- volbě materiálových parametrů simulačního modelu, např. jiného tření v kontaktech mezi komponentami modelu matrace (kap. 7.4), které jsou experimentálně obtížně měřitelné

- způsobu přepočtu, resp. velikosti použité konečně-prvkové sítě, která byla v případě simulace větší, tedy méně citlivá v porovnání s velikostí měřicí plošky zařízení XSensor
- použitým měřicím zařízením XSensor, které je navrženo pro stanovení kontaktních tlaků mezi podložkou a humánní zátěží. Lidské tělo má však zcela odlišné chování v porovnání s tuhým tělesem, použitým pro zatěžování. XSensor má vynikající splývavost i nízkou tloušťku, ale zcela postrádá tažnost, která však může při deformování jádra matrace tuhým tělesem složitého tvaru hrát klíčovou roli. Je tedy možné, že nízké hodnoty kontaktního tlaku pod tělesem, kde je však největší deformace, a kde lze proto očekávat nejvyšší napětí, jsou ve skutečnosti důsledkem neschopnosti zařízení XSensor se přizpůsobit komplikovanému tvaru tuhého zatěžovacího tělesa z důvodu nízké tažnosti

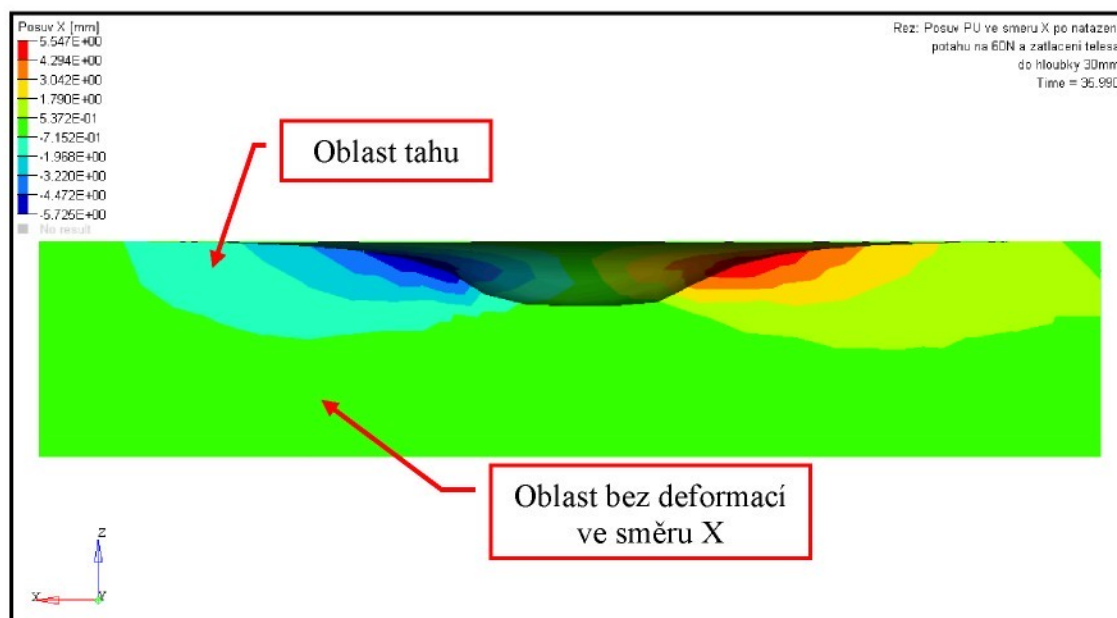
Vliv předepjatého potahu na hodnotu kontaktního tlaku

Potah tvoří vrstvu, která je namáhána předpínací silou působící ve směru kolmém na směr působení zatěžovacího tělesa. Jak uvádí *Štříž 2000*, lze očekávat vznik svěrných účinků a jejich působení na zatěžovací těleso. V případě matrace, (jádro a potah) navíc působí na zatěžovací těleso reakce od jádra matrace. V kap. 8.2.1 je ukázáno, jak je ovlivněno napětí v textilií při interakci potahu s tělesem a jádrem matrace. Po zatížení došlo ke zvýšení napětí v potahu z hodnoty $1,29 \cdot 10^{-4}$ kN/mm (obr. 8.22) na $2,51 \cdot 10^{-4}$ kN/mm (8.23), tedy téměř o 50%. Toto zvýšené napětí se bude podílet na nárůstu vlivu svěrného účinku potahu a bude tak přispívat k vyšší hodnotě kontaktního tlaku mezi modelem matrace a zatěžovacím tělesem. Z toho lze vyvodit, že pro dosažení co nejnižšího kontaktního tlaku by mělo být předpětí textilie pokud možno co nejnižší. Jak velikost předpětí ovlivňuje hodnotu kontaktního tlaku je ukázáno v příkladu v kap. 8.5.

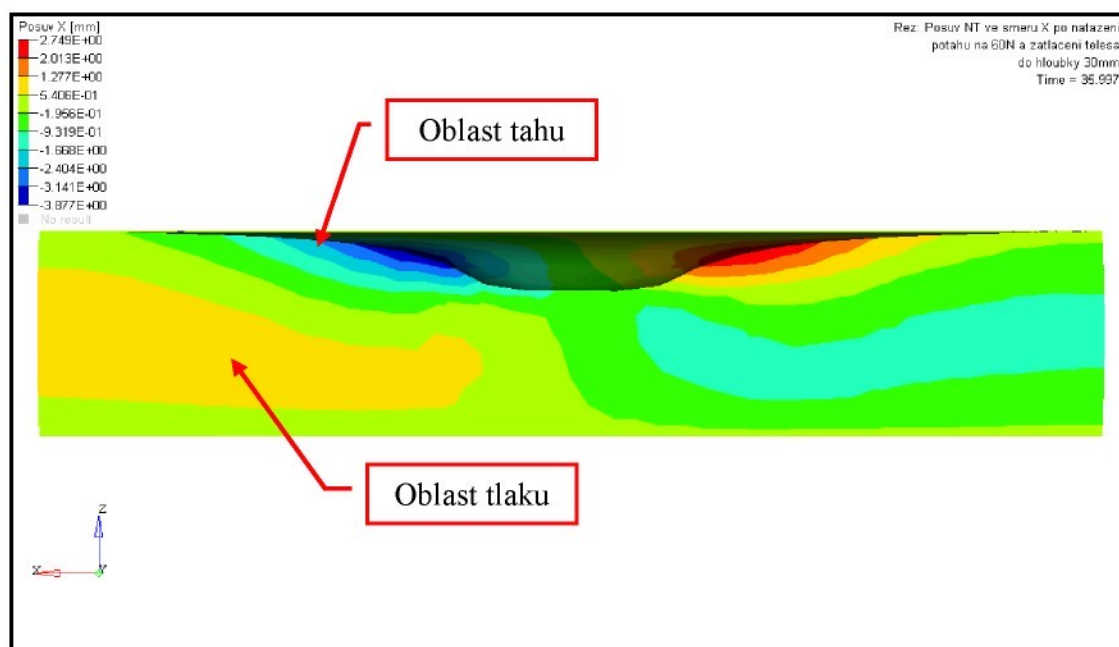
Rozdíl v distribuci napětí v 3D NT a PU pěně

Experimentálně naměřená zatěžovací síla, kterou zkušební těleso působí na jádro při vtlačení do hloubky 30 mm (kap. 6.3.2.3, graf 6.5), je v případě jádra z PU pěny přibližně 140 N, v případě 3D NT jádra je to 80 N. Dalo by se očekávat, že podobně velký rozdíl, tj. cca 75 %, bude naměřen i v případě hodnot kontaktních tlaků. Výsledky simulací ukazují, že kontaktní plocha je v případě 3D NT poněkud menší,

ale pro následující úvahu bude předpokládáno, že jsou kontaktní plochy shodné. Jak vyplývá z tabulek 8.4 a 8.5, nejvyšší experimentálně zjištěné hodnoty kontaktních tlaků se významně neliší, matrace s PU jádrem vykazuje experimentálně naměřenou hodnotu kontaktního tlaku přibližně 14,5 kPa, matrace s 3D NT jádrem 12,9 kPa, což je rozdíl pouze 12,4 %. V případě kontaktních tlaků získaných simulací je tento rozdíl 34,2 % na rozdíl od předpokládaných 75%. Vzniklý rozdíl lze pak vysvětlit mechanismem, jakým se napětí v jednotlivých materiálech šíří. Jak je vidět na obrázcích 8.20 a 8.29, je dosah působícího napětí větší v případě PU pěny. Zjednodušeně řečeno, pěna pro přenesení působící síly využije většího objemu materiálu, což vede k redukci napětí. Nejvyšší hodnota napětí je u jádra z PU pěny sice více než 2x vyšší než u jádra z 3D NT (8.20 a 8.29), ale v případě jádra z PU pěny se toto napětí nekonzcentruje v těsné blízkosti zatěžovacího tělesa, ale spíše ve středu průřezu matrace a díky tomu nepřispívá tak intenzívně k hodnotě kontaktního tlaku. Příčinu tohoto neobvyklého chování lze přisuzovat mechanickým vlastnostem PU pěny, která je snadno stlačitelná, ale málo tažná. Na obr. 8.40 a 8.41 je ukázán simulovaný řez deformovaným jádrem z PU pěny a 3D NT. Zobrazen je posuv uzlů ve směru X.



Obr. 8.40: Deformace jádra z PU pěny ve směru X



Obr. 8.41: Deformace jádra z 3D NT ve směru X

Jak je z obrázků zřejmé, působící kompresní síla vyvolává deformaci jádra. Je-li jádrem PU pěna dochází k větší deformaci vyvolané tahem, než je tomu u jádra z 3D NT. Ve prospěch tohoto vysvětlení hovoří i obrázek 8.5 deformace PU pěny, kde stáčení okrajů lze přisoudit právě tahovému napětí povrchových vrstev. U jádra z 3D NT se navíc objevují deformace, které odpovídají tlakovému napětí. Toto chování lze přisoudit borcení vertikálních skladů 3D NT a jejich vytlačování směrem od působícího zatěžovacího tělesa. Experimentální ověření této úvahy je bohužel velmi nesnadné. Z uvedeného lze usoudit, že v případě PU pěny se na deformaci jádra podílí více tahová napětí než u jádra z 3D NT, kde se jedná spíše o kombinaci tahového a tlakového napětí.

8.6 Příklad optimalizace parametrů matrace

Simulace přináší kromě možnosti zjistit neměřitelné nebo obtížně stanovitelné veličiny také možnost optimalizování. Pokud je model správně sestaven, lze měnit některé parametry použitých komponent. Nelze měnit geometrii, tedy tvar, rozměry, tloušťku apod., pro tento účel je nutno sestavit nový model. Variovat lze zejména průběh zatěžovací křivky, což mj. ovlivní hodnotu modulu, ale lze měnit také parametry kontaktů, jako je jejich tloušťka nebo tření mezi komponentami (viz kap. 7). V dalším je ukázáno, jak lze jednoduše ovlivnit hodnoty kontaktních tlaků změnou vlastností materiálů. Pro jednoduchost jsou v modelu měněny pouze parametry původních zatěžovacích křivek (viz kap. 6.3.2.3, graf 6.4 a kap. 6.2.2, graf 6.2), a to tak, že každá

hodnota síly původní zatěžovací křivky jádra 3D NT je násobena koeficientem 0,5, 1,5 a koeficientem 0,5 v případě zatěžovacích křivek potahové textilie.

Všechny ostatní parametry simulace zůstávají beze změny (viz kap. 7.1 – 7.4). Vliv těchto změn je demonstrován na hodnotách kontaktních tlaků v poslední sekundě zatěžování v tabulce 8.6. Vizualizace kontaktních tlaků v celé ploše matrace jsou v příloze IV.

Násobek hodnoty síly zatěžovací křivky	Násobek hodnoty síly zatěžovací křivky potahu	Nejvyšší kontaktní tlak [kPa]
0,5	1	11,04
1		13,98
1,5		18,69
1	0,5	12,89

Tab. 8.6: Porovnání nejvyšších hodnot kontaktních tlaků pro různé zatěžovací křivky jádra a potahu matrace

Z uvedeného plyne, že pomocí simulačního modelu lze nalézt vhodné vlastnosti jádra matrace i potahu, resp. předpětí potahové textilie a dosáhnout požadovaného kontaktního tlaku. Výhodou je, že není nutno provádět celý experiment, počínaje výrobou jádra, potahu, včetně měření kontaktních tlaků i předpětí potahové textilie, ale stačí do modelu dosazovat známé parametry – zatěžovací křivky, hodnoty předpětí atd. Postačí tedy znalost zatěžovacích křivek materiálů použitých k zjištění chování matrace pomocí simulace. Nabízí se tak cesta k projektování matrace s požadovaným kontaktním tlakem (při znalosti konkrétních podmínek zatěžování). Výsledkem simulace může například být průběh zatěžovací křivky. Konkrétní práci designéra pak bude nalezení, případně konstrukce materiálů jádra i potahu s podobnou zatěžovací křivkou. Odpadne tak nutnost výroby a zkoušení vyvíjených matrací v desítkách různých variant.

9 Přínos práce a doporučení

Předložená práce se zabývala vytvořením simulačního modelu pro popis mechanických vlastností matrace a především kontaktního tlaku matrace potažené předpjatým potahem. Simulace byla provedena metodou konečných prvků v programu PAM-CRASH. Výsledky simulace byly vizualizovány a porovnány s reálným experimentem. Přínos této práce lze formulovat do následujících bodů.

- Z řady tč. na TUL dostupných programů byl vybrán a otestován vhodný software pro simulování mechanických vlastností matrací (viz kap. 7).
- Bylo navrženo a zkonstruováno laboratorní zkušební zařízení pro stanovení parametrů materiálů potřebných pro simulaci (viz kap. 5.1).
- Byly vytvořeny dva simulační modely pro odlišná jádra matrací. Tyto modely byly optimalizovány tak, aby simulované parametry byly obdobné jako experimentálně stanovené parametry. Modely popisují mechanické vlastnosti matrací, zejména kontaktní tlaky, které jsou rozhodující pro posouzení kvality matrací používaných pro zdravotnické účely.
- Byl navržen způsob přepočtu výsledků kontaktních tlaků získaných simulací pro zajištění porovnatelnosti s experimentálně stanovenými kontaktními tlaky na zařízení XSensor (viz kap. 8.2.4).
- Byly uvedeny příklady využití simulačních modelů pro optimalizaci materiálového složení matrace za účelem dosažení požadovaných hodnot kontaktních tlaků (viz kap. 8.4 a příloha IV).
- Simulací byl potvrzen vliv předpětí potahu na zvýšení hodnoty kontaktního tlaku v důsledku vzniku svěrného účinku (viz kap. 8.1.4).
- Pomocí výsledků simulace byl vysvětlen mechanismus distribuce napětí v 3D NT a PU pění.
- Byl popsán možný postup experimentálního testování matrací a jim podobných výrobků.

Pro zpřesnění uvedených výsledků a odstranění odchylek mezi simulovanými a experimentálně stanovenými výsledky doporučuji:

- Použít jemnější konečně-prvkovou síť modelů, např. o rozměrech shodných se zařízením XSensor. To zajistí lepší porovnatelnost i vyšší přesnost simulovaných hodnot kontaktních tlaků.

- Simulaci materiálů různých parametrů neprovádět pouze na shodnou hodnotu deformace, ale také na hodnotu působící síly.
- Použít jiný tvar zatěžovacího tělesa, např. takový, který odpovídá lidskému tělu, jak je ukázáno v příloze V a který je v současné době optimalizován.

Výsledné simulační modely jsou předloženy ve formě bezprostředně použitelné pro praktická ověřování.

10 Literatura

Allman, R. M. 1997. Pressure ulcer prevalence, incidence, risk factors, and impact. *Clin Geriatr Med.* [e-journal] 13(3), pp. 421-436, Pouze abstrakt. Dostupné přes: PubMed [cit. 6. 3. 2010]

Bansal, C. et al., 2005. Decubitus ulcers: A review of the literature. *International Journal of Dermatology*, 44, pp. 805-810. Dostupné přes: Wiley Online Library [cit. 12. 7. 2010]

Barnett R. I., Shelton F. E. (1997). Measurement of support surface efficacy: Pressure, *Advances in Skin & Wound Care*, 10 (7), pp. 21-29. Dostupné přes: SpringerLink [cit. 1. 11. 2009]

Bittnar, Z., Šejnoha, J., 1992. *Numerické metody mechaniky 1,2*, skriptum ČVUT, Praha: ČVUT

Brienza, D. M., & Geyer, M. J. 2005. Using support surfaces to manage tissue integrity. *Advances in Skin & Wound Care*, 18 (3), pp. 151-157. Dostupné přes: SpringerLink [cit. 1. 11. 2009]

Burman P., 1993. Using pressure measurements to evaluate different technologies. *Decubitus*, 6(3), pp. 38 – 42.

Cirkl, D., 2007. Measurement of mechanical properties of polyurethane foam in vacuum, Institute of Thermomechanics, *Dynamics of machine*. Prague, Czech republic 6-7 February 2007: Academy of science of the Czech Republic

Croop, B., Lobo, H., 2009. Selecting Material Models for the Simulation of Foams, LS-DYNA, *7th European LS-DYNA Conference*, Salzburg, Austria 14-15 May 2009: DYNAmore

Česká technická norma, 1999, EN ISO 13934-1 – *Textilie - Tahové vlastnosti plošných textilií - Část 1: Zjišťování maximální síly a tažnosti při maximální síle pomocí metody Strip*, Český normalizační institut, Praha: ČSN

Česká technická norma, 2001, EN 1970 – *Nastavitelná lůžka pro osoby se zdravotním postižením – Požadavky a metody zkoušení*, Český normalizační institut, Praha: ČSN

Česká technická norma, 2009, EN ISO 10993 – *Biologické hodnocení zdravotnických prostředků – Část 10: Zkoušky na dráždivost a přecitlivělost oddáleného typu*, Český normalizační institut, Praha.: ČSN

Dartex Coating , *Healthcare - care with comfort* [online]. c2010, [cit. 20. 8. 2010] Dostupné na: <<http://www.dartexcoatings.com/markets/healthcare/index.html>>

DeMarco, A. L., Rust, D. A., Bachus, K. N., 2000: Measuring contact pressure and contact area in orthopedic applications: fuji film vs. tekscan, *46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*, Orlando, Florida 12-15 March 2000

Deutsche Industrie Norm, 1976, 54 305 – *Prüfung von Textilien; Bestimmung des druckelastischen Verhaltens von Faservliesen, Vliesstoffen und Watten*, Spolková republika Německo: DIN

Dunne, F., Petrinic, N., 2005. *Introduction to Computational Plasticity*, Oxford: University Press

Ersser, S. J., et al., 2005. A critical review of the interrelationship between skin vulnerability and urinary incontinence and related nursing intervention. *International Journal of Nursing Studies*, 42 (7), pp. 823-835 Dostupné přes: Elsevier [cit. 12. 7. 2010]

Fujifilm Europe, *Prescale* [online]. c2007, [cit. 7. 6. 2010] Dostupné na: <<http://www.fujifilm-prescale.eu/index.php>>

Goonetilleke R. S., 1998. Designing to Minimize Discomfort. *Ergonomics in Design*, 6 (3), pp. 12-19 [online]. Dostupné na: <<http://www-ieem.ust.hk/dfaculty/ravi/papers/pressure.pdf>> [cit. 18. 6. 2010]

Hanuš, J. Novák, O., 2000. Příspěvek k prodyšnosti 3D netkaných textilií, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 29.-30. listopadu. Liberec: TUL

Hanuš, J. Novák, O., 2001. Rozložení kontaktního tlaku mezi pacientem a textilní podložkou, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 3.- 4. prosince. Liberec: TUL

Hanuš, J. Novák, O., 2001. Rozložení kontaktního tlaku mezi pacientem a textilní podložkou, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 3.- 4. prosince. Liberec: TUL

Hanuš, J. Novák, O., 2002. Modely 3D NT z konstrukčních elementů ve tvaru „vlny“, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 2-3 December 2002. Liberec: TUL

Hanuš, J., 1999. *Netkaná textilie s lokálně rozdílným kompresním odporem*, Ph.D. Technická univerzita v Liberci

Health grades, 2008. *The Fifth Annual HealthGrades Patient Safety in American Hospitals Study*, Health grades. [online] Dostupné na: <<http://www.healthgrades.com/media/dms/pdf/patientsafetyinamericanhospitalsstudy2008.pdf>> [cit. 20. 8. 2010].

Hill, R., 1950. *The Mathematical Theory of Plasticity*, London: Oxford University Press

Holzapfel, G., A., 2000. *Nonlinear Solid Mechanics – A kontinuum approach for Engineering*, Chichester: John Willey & Sons Limited

Hussain, T., 1953. An experimental study of some pressure effects on tissues, with reference to the bed-sore problem. *The Journal of Pathology and Bacteriology*. 66 (2), pp. 347-58. Dostupné přes: Wiley [cit. 1. 8. 2009]

Chudý, V., Palenčár, R., Kureková, E., Halaj, M., 1999. *Meranie technických veličín*. Bratislava: STU

Iaizzo, P. A., et al., 1995. Prevention of pressure ulcers by focal cooling: histological assessment in a porcine model. *Wounds*, 7(5), pp. 161-169 [online]. Dostupné na: <<http://www.woundsresearch.com/article/3307>> [cit. 2. 2. 2010].

Informační materiál (anon. 2006). *Choosing pressure relief equipment*, Disabled Living Foundation, London. [online]. Dostupné na: <http://www.dlf.org.uk/factsheets/Choosing_pressure_relief_equipment_sponsored.pdf> [cit. 15. 4. 2010]

Jan, Y., K., Brienza, D., M., 2006. Technology for pressure ulcer prevention. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 11 (4), pp. 30-41. [online]. Dostupné na: <<http://thomasland.metapress.com/content/26r8unhjdj5xg7w/fulltext.pdf>> [cit. 11. 6. 2009]

Jenčík, J., Volf, J., 2003. *Technická měření*, skriptum ČVUT, Praha: ČVUT

Kojic, M., Bathe, K.J., 2005. *Inelastic Analysis of Solids and Structures*, Berlin: Springer-Verlag

Kokateb, J. Y. et al, 1995. Temperature-modulated pressure ulcers: A porcine model, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 76, Issue 7, pp. 666-673. Dostupné přes: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [cit. 12. 7. 2010]

Kosiak, M., 1959. Etiology and pathology of ischemic ulcers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 40(2), pp. 62-68.

Kosiak, M., 1961. Etiology of decubitus ulcers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 42 (1) , pp. 19-29.

Kovačovičová R., Tsybulya, A., Šípková, V., 2008. Moderní přístupy v léčbě dekubitů u geriatrických pacientů v následné péči – naše zkušenosti, *Česká geriatrická revue*. [online] Dostupné na: <http://www.geriatrickarevue.cz/pdf/gr_08_01_09.pdf> [cit. 21. 8. 2010]

Lachenbruch, C. (2005). Skin cooling surfaces: estimating the importance of limiting skin temperature. *Ostomy/Wound management*, 51(2), pp. 70-79.

Landis, E. M., 1930. Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin. *Heart*, 15, pp. 209-228.

Li B., Gu Y. D., English R., Rothwell G., Ren X. J., 2009. Characterisation of nonlinear material parameters of foams based on indentation tests, *Materials and Design*, 30 (7) Dostupné přes: ScienceDirect [cit. 2. 9. 2009]

Lin H., Bull S. J., Taylor P. M., 2005. Simulation of the deformation and stress distribution within a flexible material pressed by a pinch gripper, *Journal of Materials Processing Technology*, 169 [journal] Dostupné přes: ScienceDirect [cit. 1. 8. 2009]

- Mills, N., J., 2006. Finite element models for the viscoelasticity of open-cell polyurethane foam, *Cellular Polymers*, 25, [online] Dostupné na: <http://www.perg.bham.ac.uk/pdfs/p152_FE_model_ve_open_cell_PU_foam_f_website.pdf> [cit. 2. 7. 2009]
- Neckář, B., 1998. *Morfologie a strukturní mechanika obecných vláknenných útvarů*, skriptum TUL, Liberec: Technická univerzita v Liberci.
- Novák, O., 2000. *Rozptyl lokálního kompresního odporu v 3D netkaných textiliích*, Diplomová práce Technická univerzita v Liberci
- Novák, O., 2005. Powder penetration of bulky nonwovens by the help of ultrasound, *AUTEX 05*. Portoroz, Slovenia 27-29 June 2005. Maribor: University of Maribor
- Novák, O., Hanuš, J., Bridziková, R., 2002. Změny vlastností objemných netkaných textilií nánosem termoreaktivního prášku, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 2-3 December 2002. Liberec: TUL
- Ogden, R. W., 1997. *Non-linear Elastic Deformations*, Republication. Dover publications
- Okrouhlík, M. a kol., 1997. *Mechanika poddajných těles, numerická matematika a superpočítače*, Praha: Ústav termomechaniky AV ČR
- Petrů, M., Petřík, J. 2009. Systems to optimize comfort and developments of car seat, *Acta technica corviniensis – Bulletin of engineering*, [online] Dostupné na: <<http://acta.fih.upt.ro/pdf/2009-4/ACTA-2009-4-10.pdf>> [cit. 11. 3. 2010]
- Petřík, J., 2008. *Interakce automobilové sedačky a zátěže*, Ph.D. Technická univerzita v Liberci
- Plánička, F., Kuliš, Z., 2009. *Základy teorie plasticity*, skriptum ČVUT, Praha: ČVUT
- Poživilová, A., Constitutive modeling of hyperelastic materials using the logarithmic description, Ph.D. České vysoké učení technické
- Rajnochová, M., 2005. *Popis komprese 3D netkaných textilií využitím mechaniky kontinua*, Diplomová práce Technická univerzita v Liberci
- Reichel, S. M., 1958. Shearing force as a factor in decubitus ulcers in paraplegics. *The Journal of the American Medical Association*, 166 (7), pp. 762-763 [online]. Dostupné na: <<http://jama.ama-assn.org/content/166/7/762.full.pdf+html>> [cit. 21. 4. 2010]
- Ruch, R., C., Patton, H., D., 1965. *Physiology and Biophysics* (19th ed.). Philadelphia: Saunders Pr.
- Scott, E., M., 1986. *Studies in integrated physiology; Cardiovascular physiology: an integrated approach*, Manchester: Manchester university Press
- Slik G., Vogel G., Chawda V., 2006. Material model validation of a high efficiency energy absorbing foam, *LS-Dyna, 5th LS-DYNA forum*, Ulm, Germany 12-13 October 2006: DYNAmore
- Solver Reference Manual, PAM-CRASH, ESI Group, July 2005
- Štříž, B., 2000. K výpočtu svěrného tlaku textilií, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 29.-30. listopadu: TU Liberec

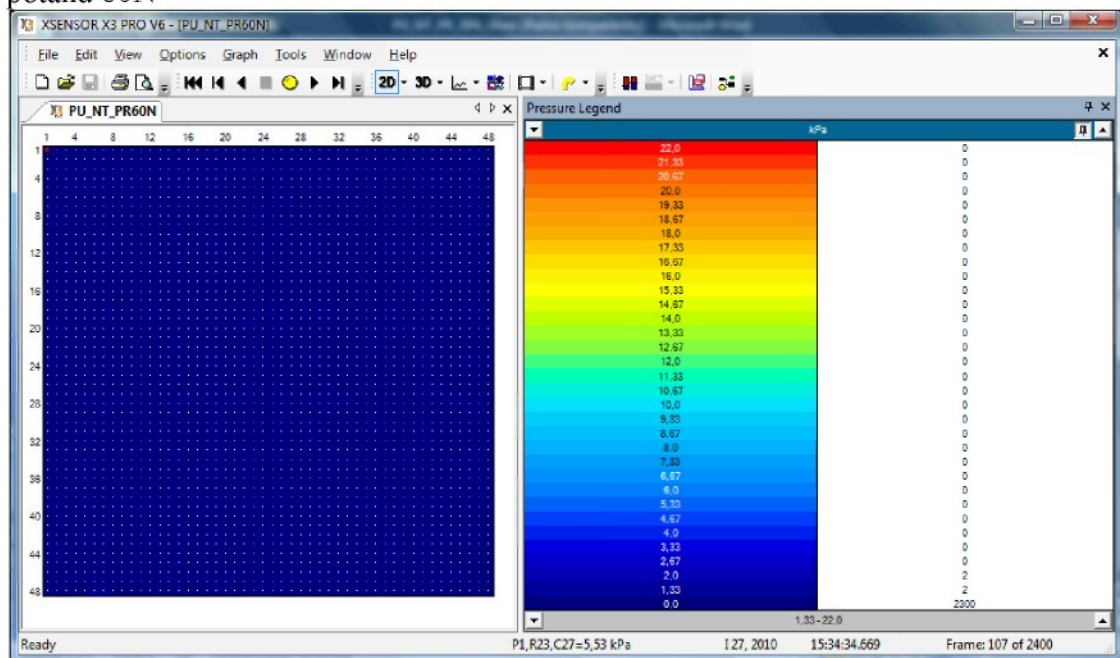
Stříž, B., 2001. *Mechanika textilií – Základy mechaniky kontinua 1,2*, skriptum TUL, Liberec: TUL

Urban, R., 2004. *Modelování konstrukčních prvků z pryže vyztužené nitěmi*, Ph.D. Technická univerzita v Liberci

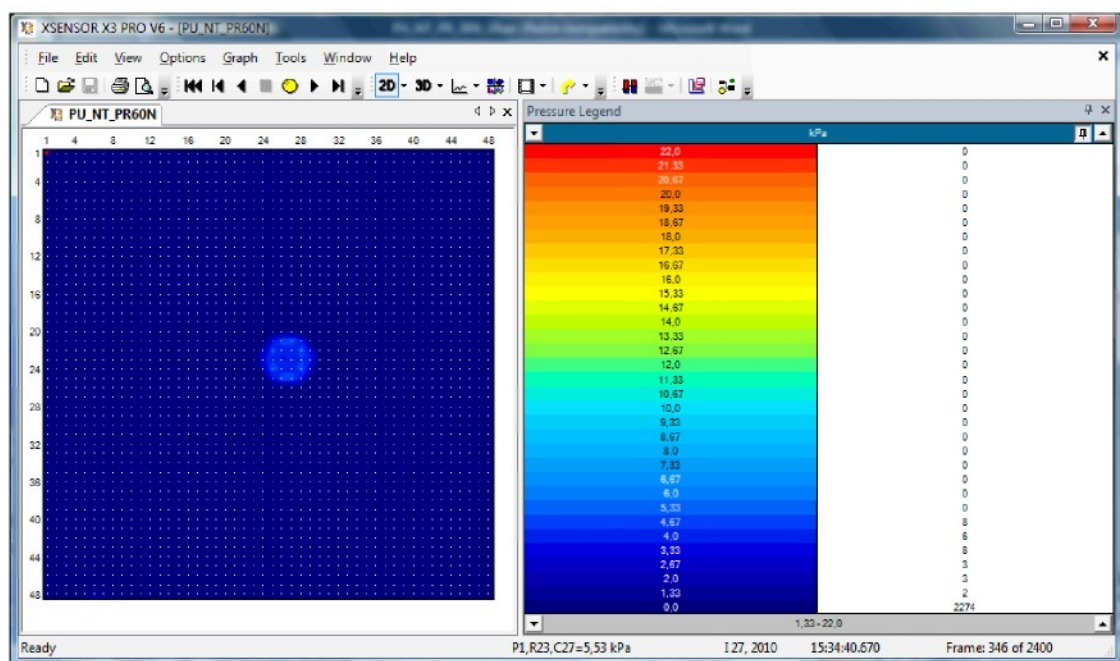
Přílohy

Příloha I

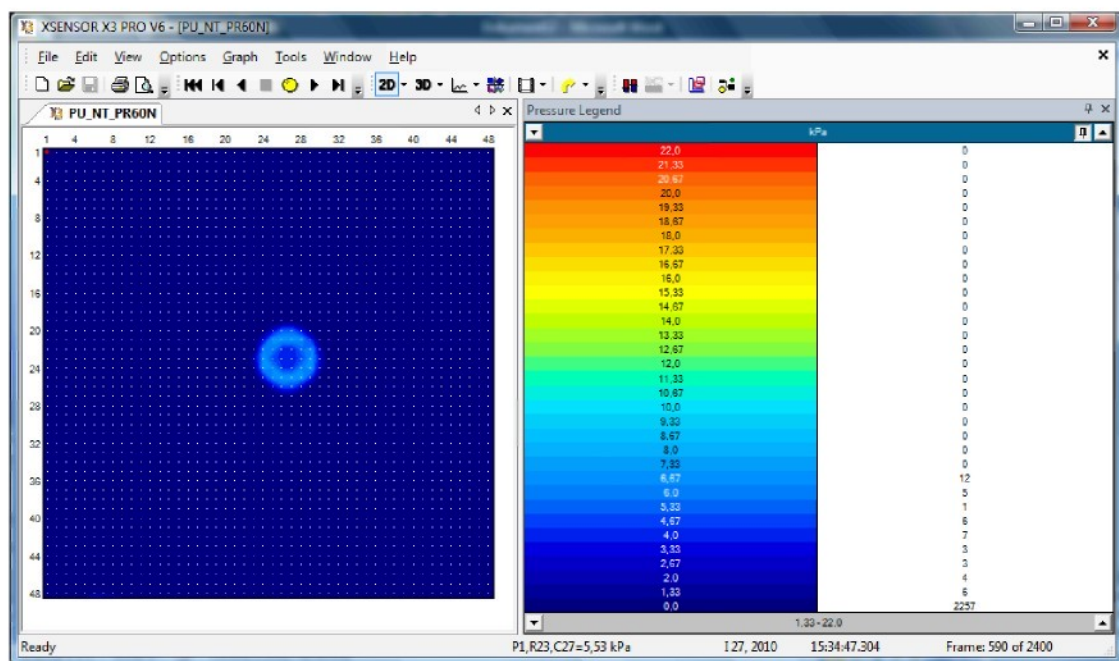
Hodnoty kontaktní tlaků získané při zatěžování modelu matrace s PU jádrem a předpětí potahu 60N



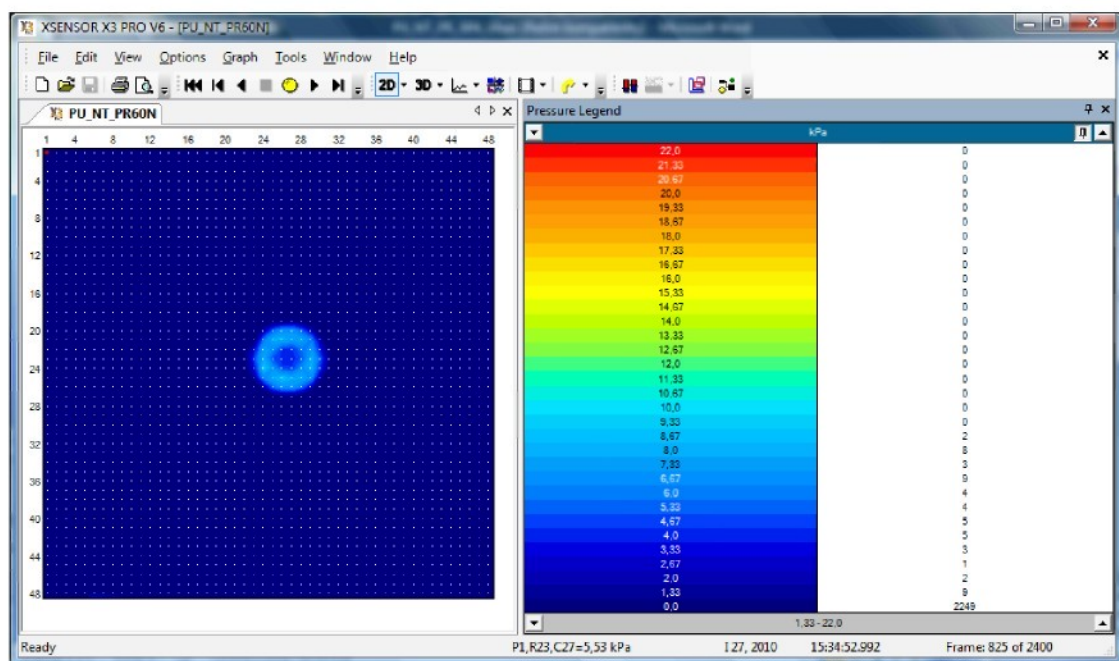
Obr.: I.1: Kontaktní tlak v čase $T=0s$ a stlačení $Z=0mm$



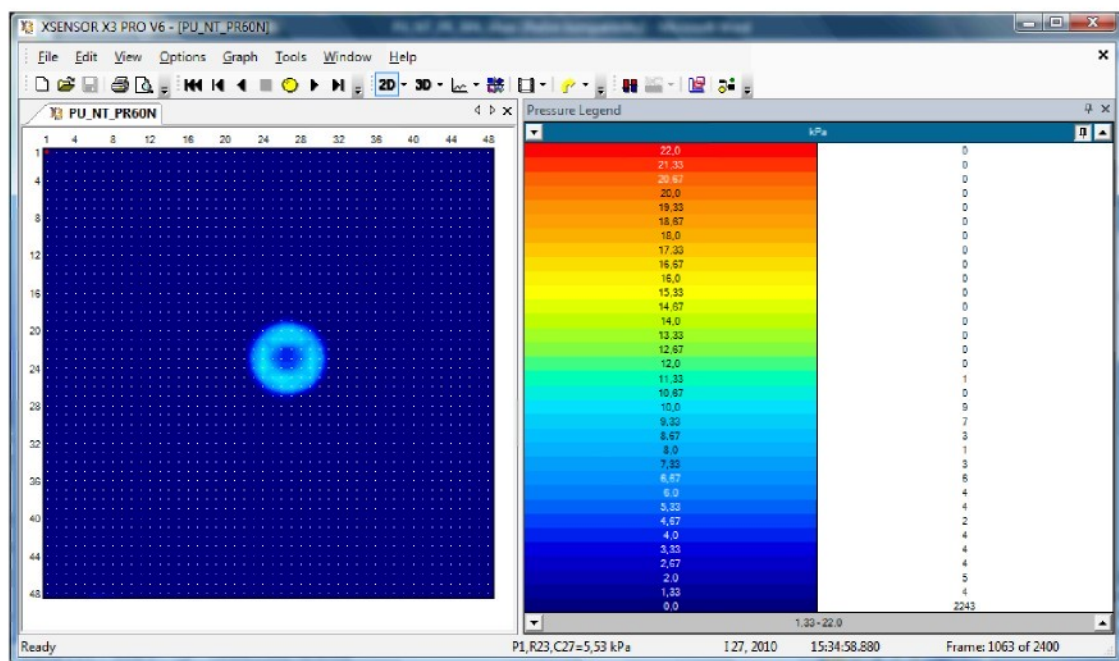
Obr.: I.2: Kontaktní tlak v čase $T=6s$ a stlačení $Z=5mm$



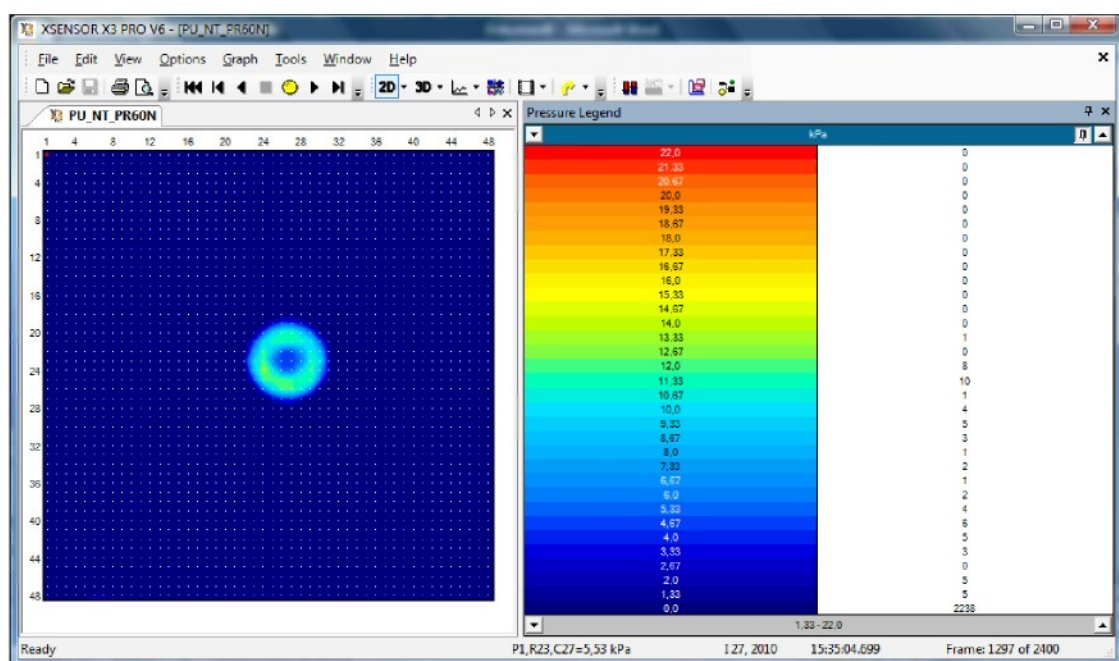
Obr.: I.3: Kontaktní tlak v čase $T=12s$ a stlačení $Z=10mm$



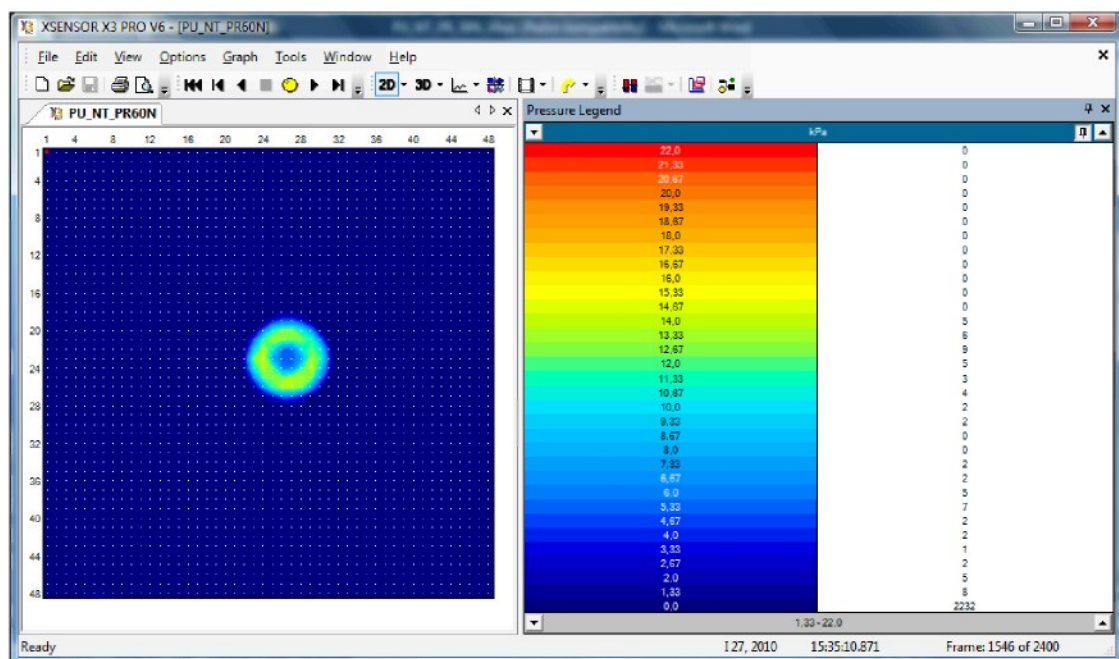
Obr.: I.4: Kontaktní tlak v čase $T=18s$ a stlačení $Z=15mm$



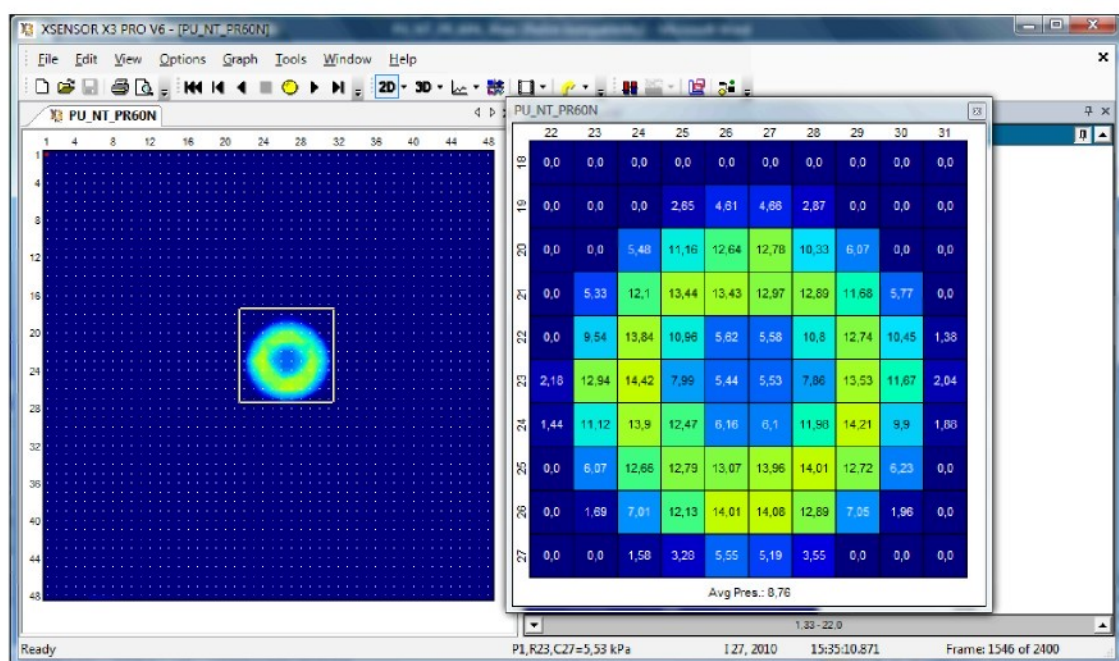
Obr.: I.5: Kontaktní tlak v čase $T=24s$ a stlačení $Z=20mm$



Obr.: I.6: Kontaktní tlak v čase $T=30s$ a stlačení $Z=25mm$



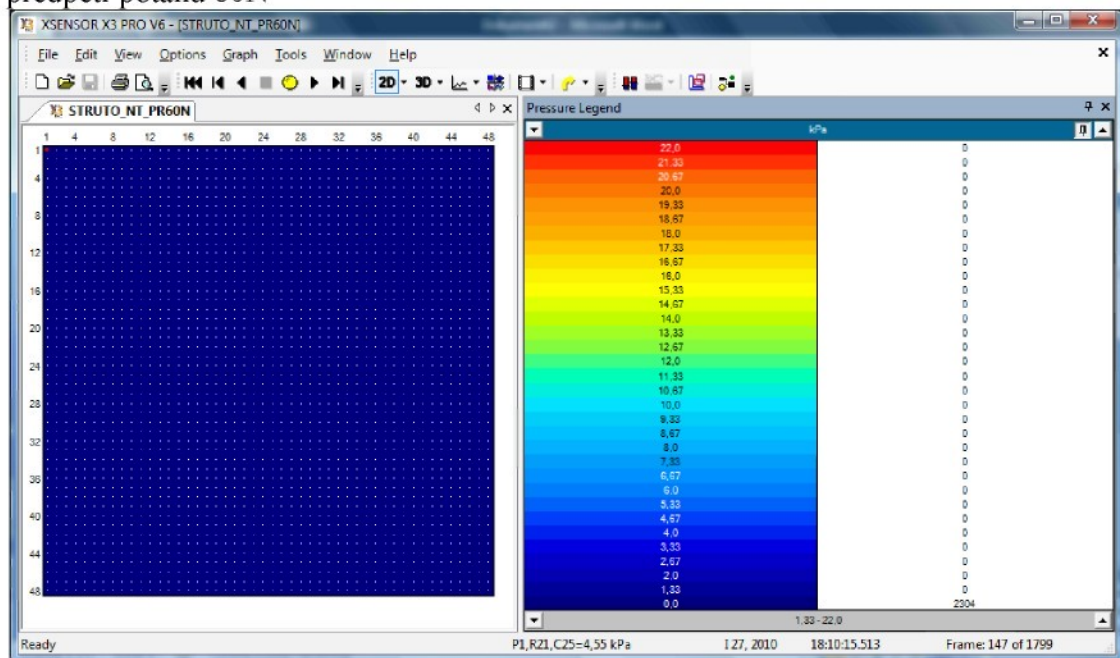
Obr.: I.7: Kontaktní tlak v čase $T=36s$ a stlačení $Z=30mm$



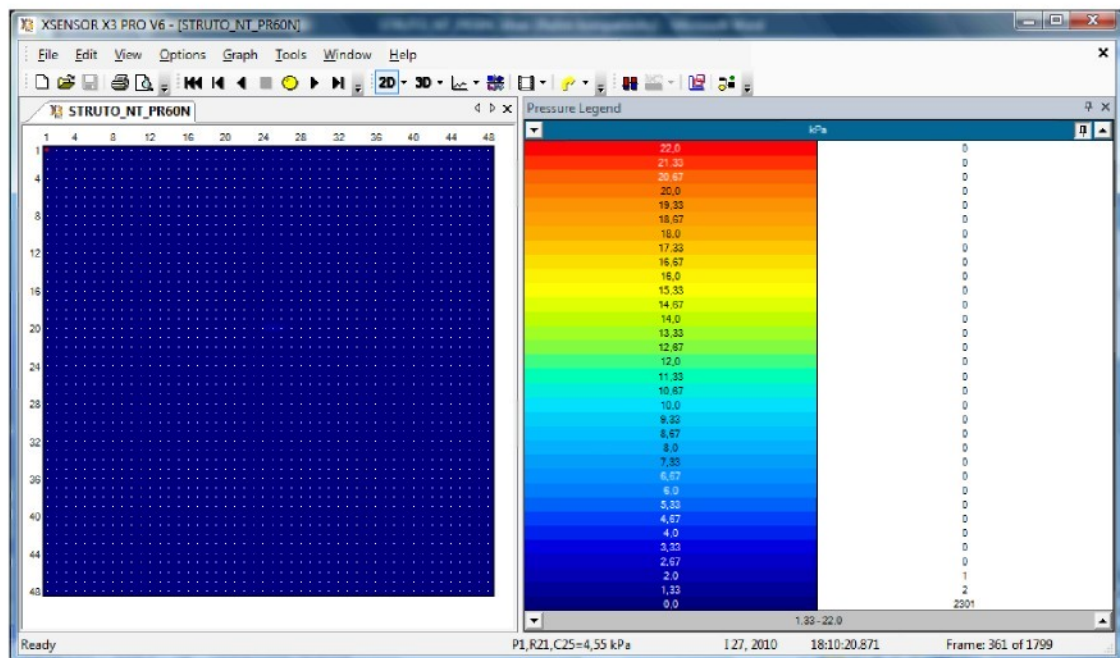
Obr.: I.8: Detail kontaktního tlaku v čase $T=36s$ a stlačení $Z=30mm$

Příloha II

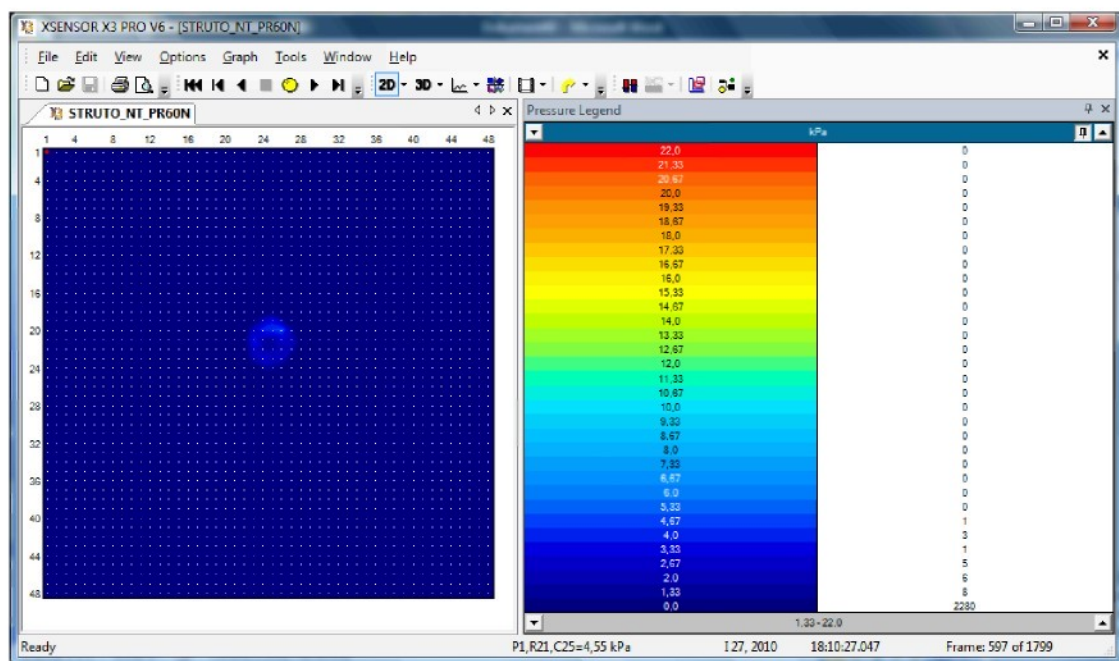
Hodnoty kontaktní tlaků získané při zatěžování modelu matrace s 3D NT jádrem a předpětí potahu 60N



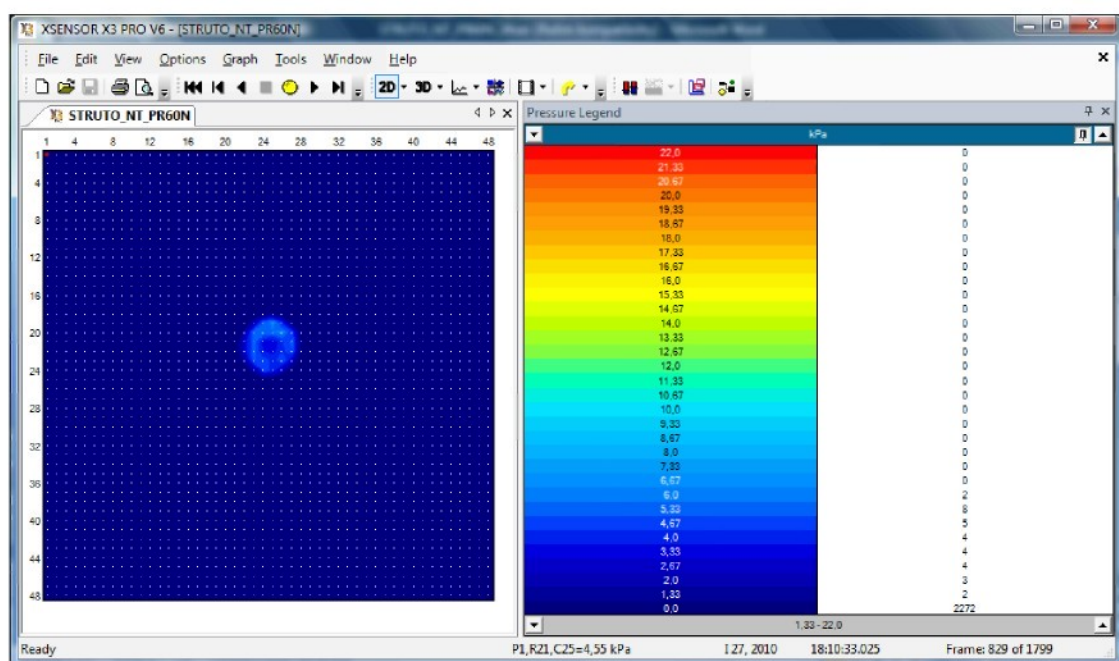
Obr.: II.1: Kontaktní tlak v čase $T=0s$ a stlačení $Z=0mm$



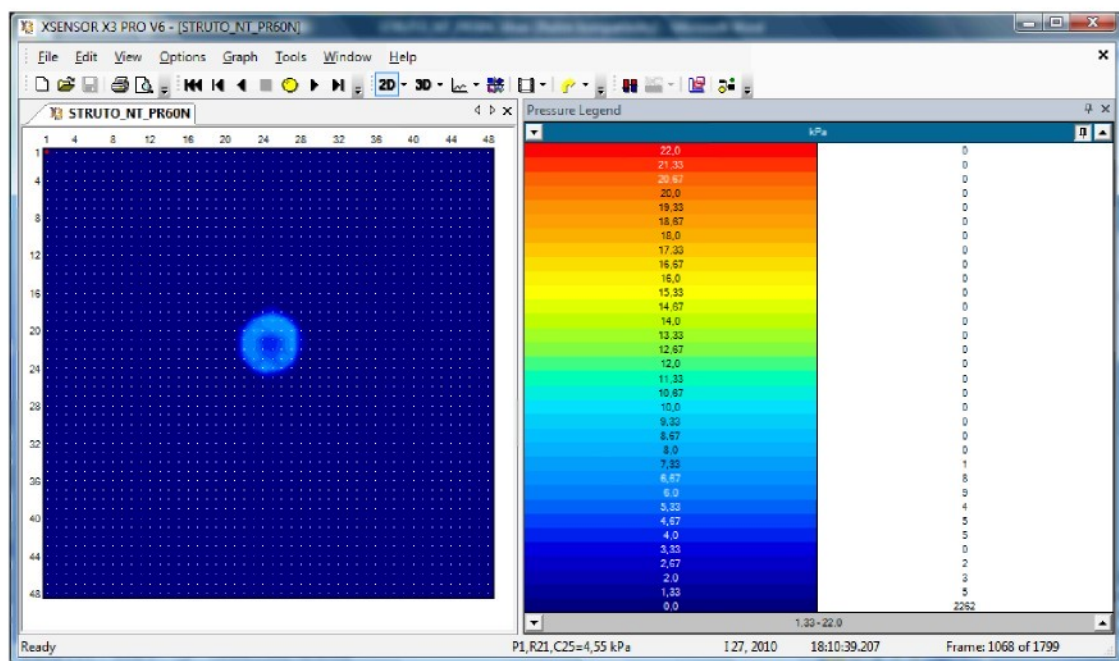
Obr.: II.2: Kontaktní tlak v čase $T=6s$ a stlačení $Z=5mm$



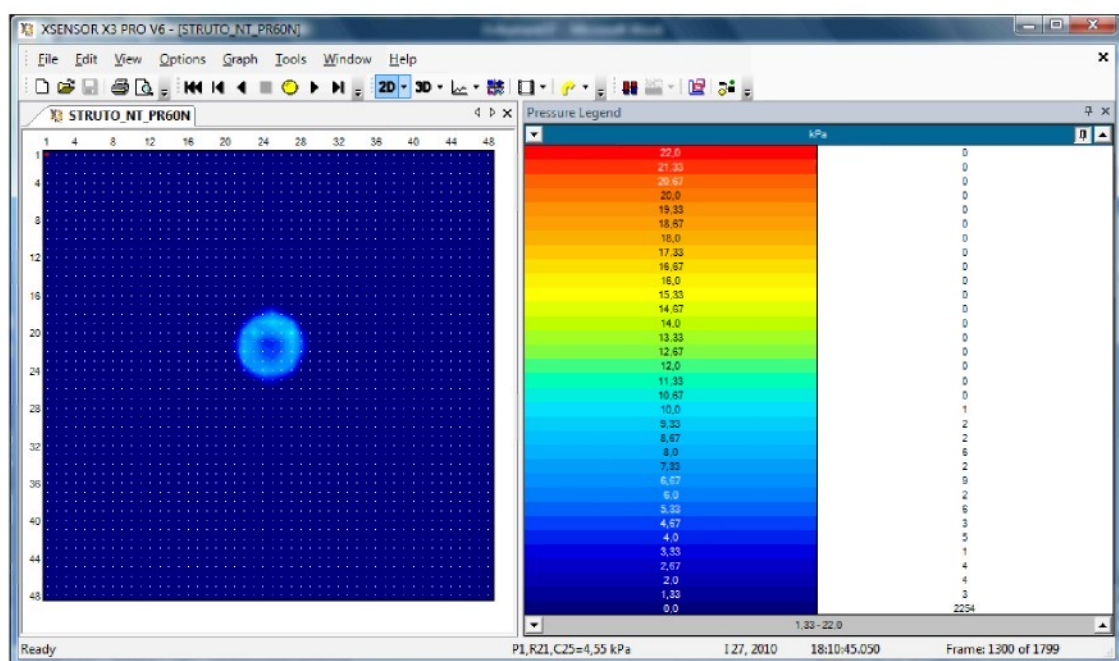
Obr.: II.3: Kontaktní tlak v čase $T=12s$ a stlačení $Z=10mm$



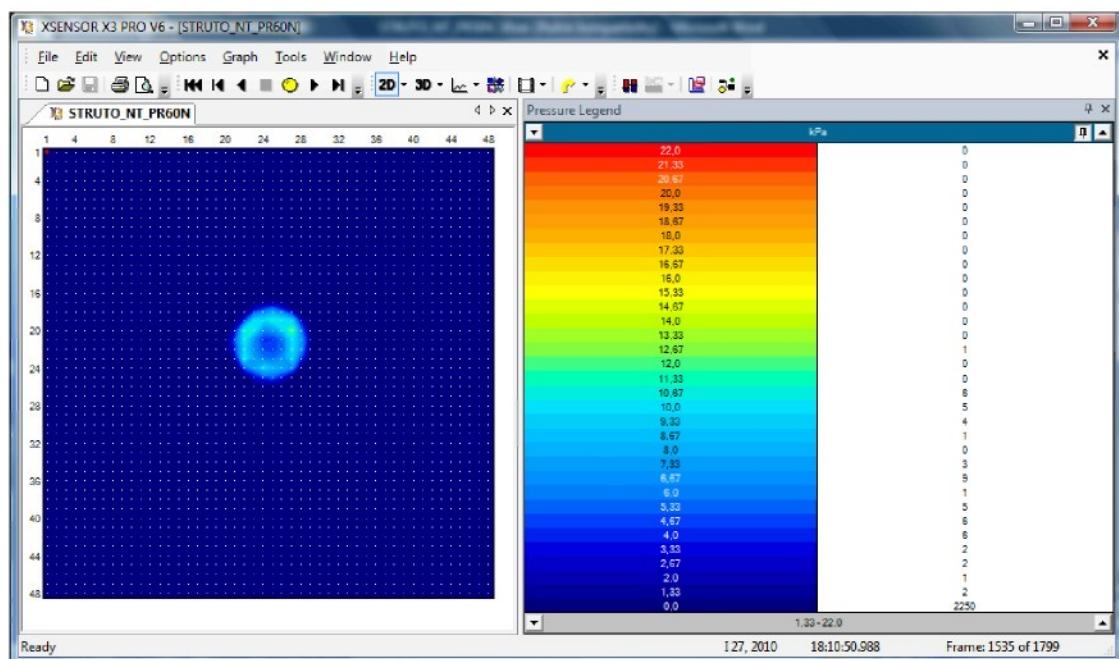
Obr.: II.4: Kontaktní tlak v čase $T=18s$ a stlačení $Z=15mm$



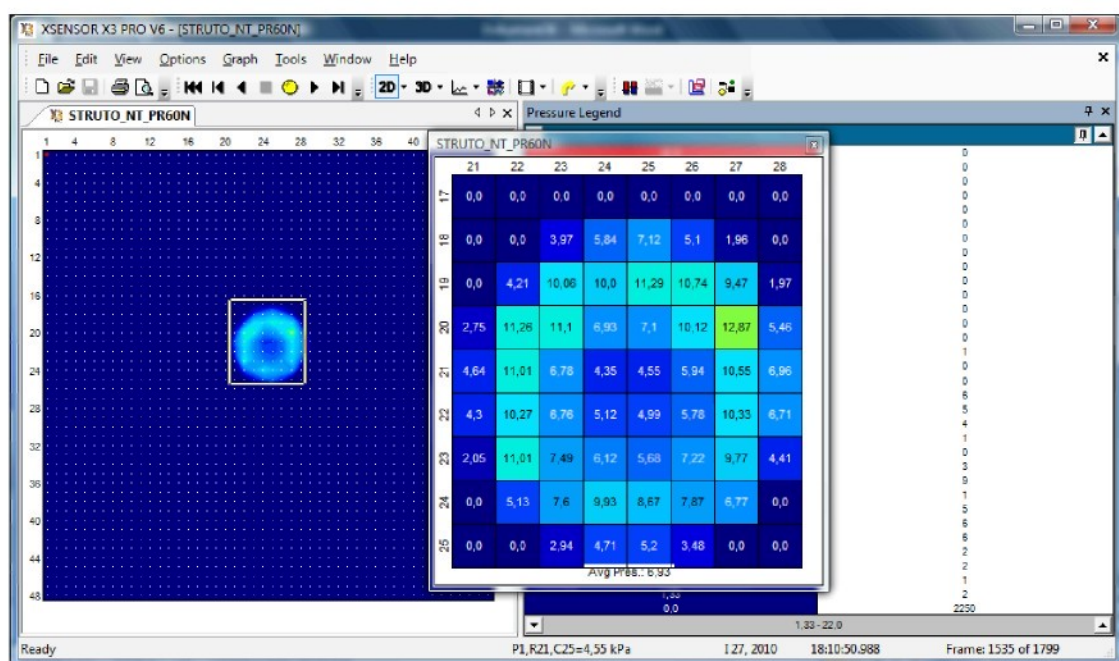
Obr.: II.5: Kontaktní tlak v čase $T=24s$ a stlačení $Z=20mm$



Obr.: II.6: Kontaktní tlak v čase $T=30s$ a stlačení $Z=25mm$



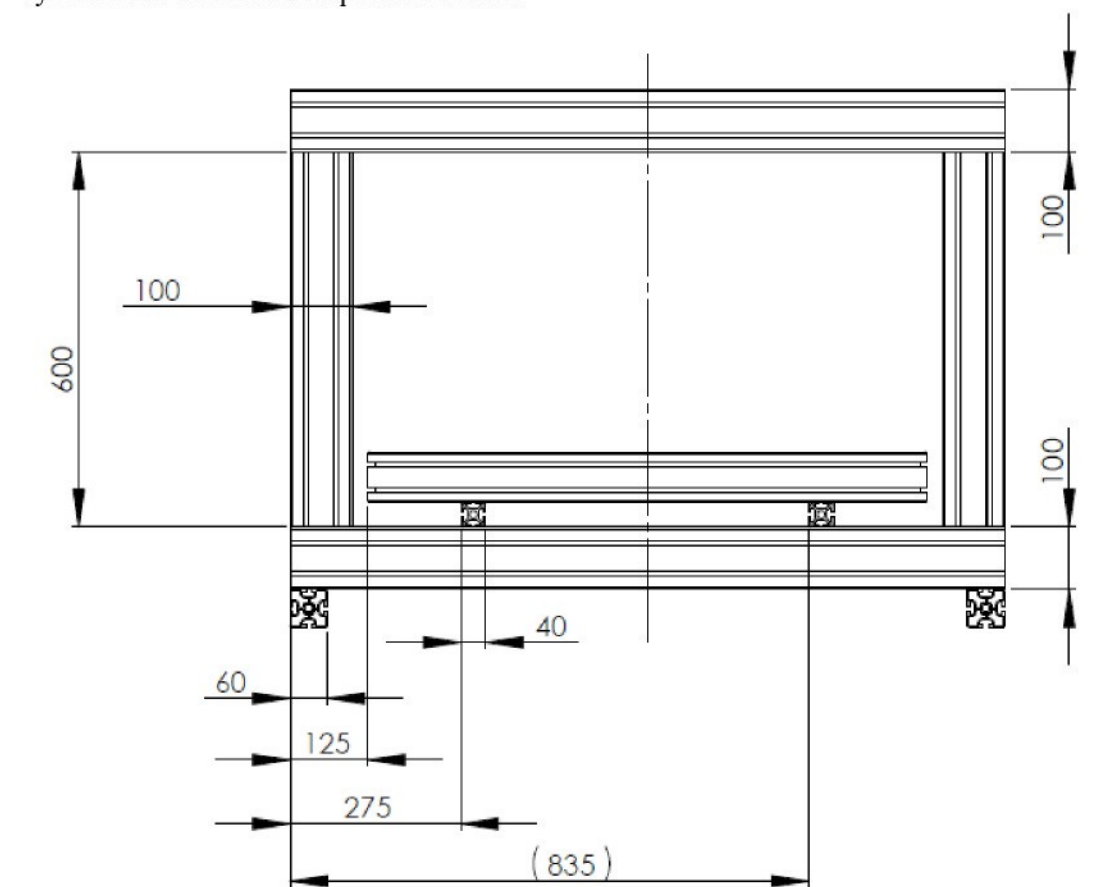
Obr.: II.6: Kontaktní tlak v čase $T=30s$ a stlačení $Z=25mm$

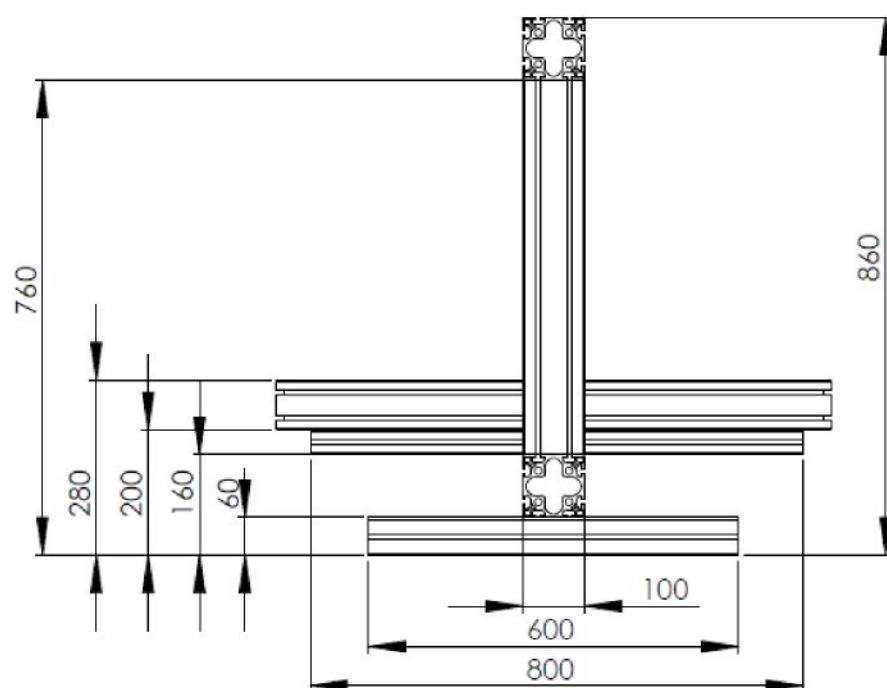


Obr.: II.8: Detail kontaktního tlaku v čase $T=36s$ a stlačení $Z=30mm$

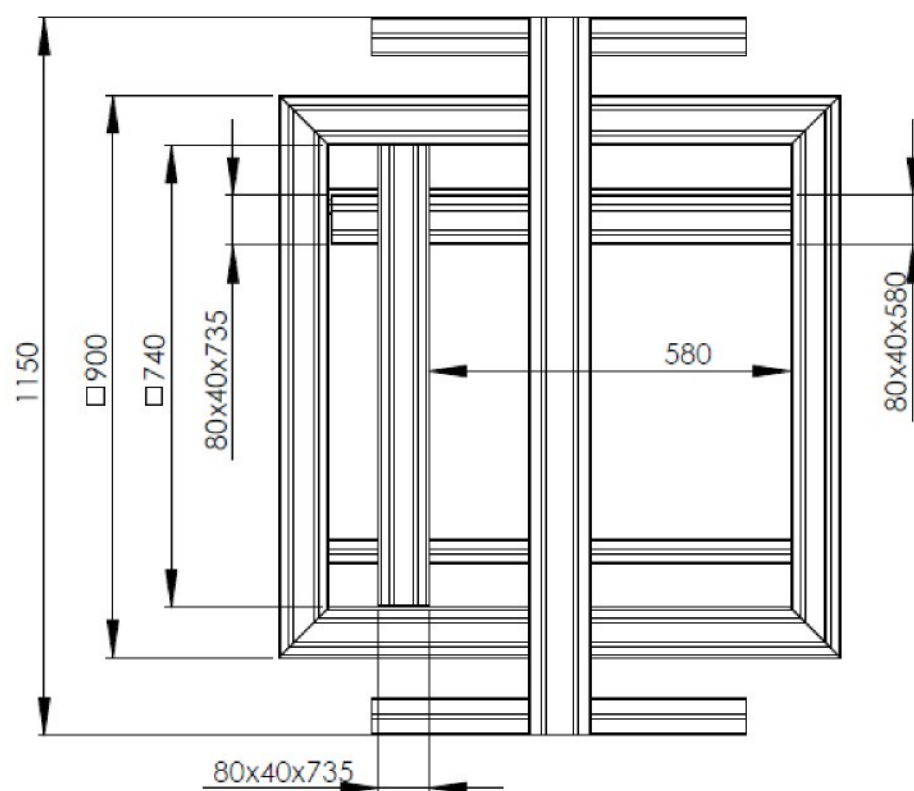
Příloha III

Výkres zatěžovacího a napínacího rámu

*Obr. III.1: Názrys*



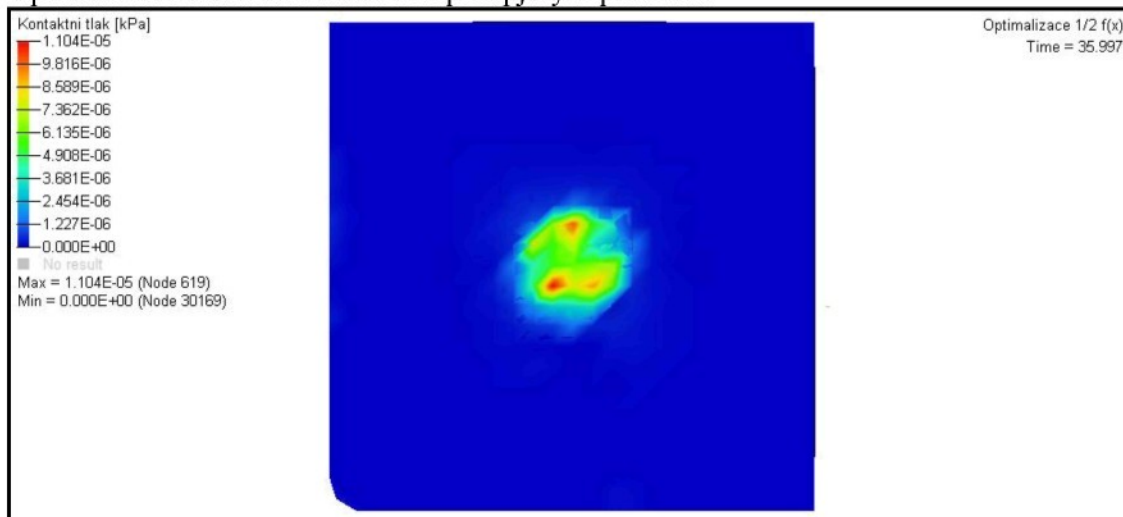
Obr. III.2: Bokorys



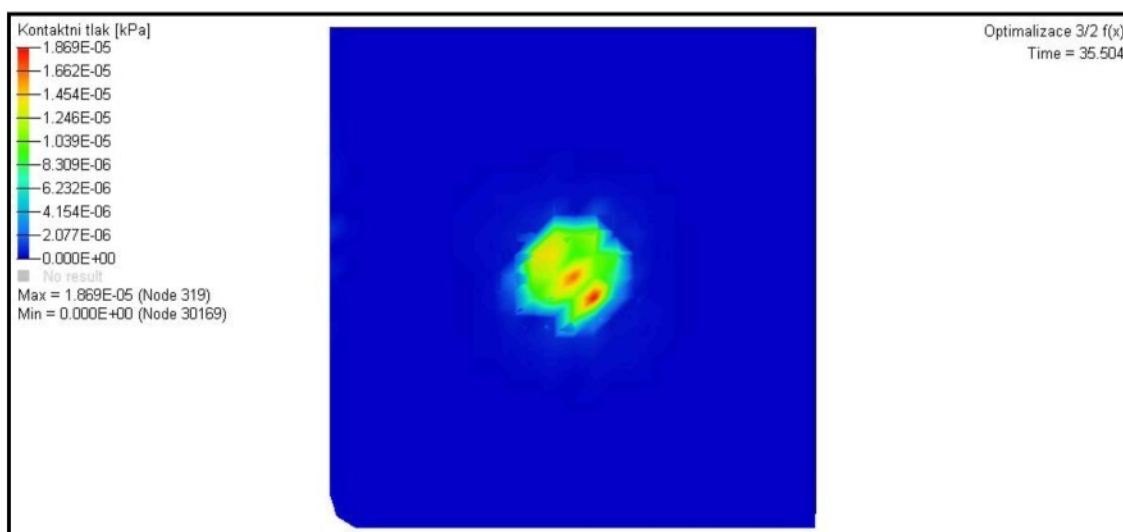
Obr. III.3: Půdorys

Příloha IV

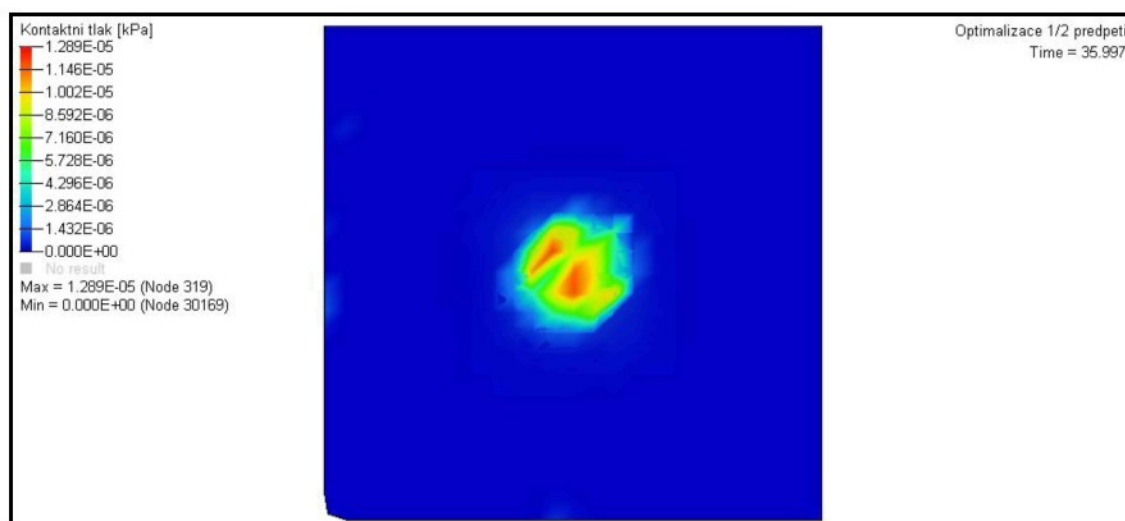
Optimalizace vlastností matrace s předpjatým potahem



Obr. IV.1: Kontaktní tlak – 1/2 zatěžovací síly



Obr. IV.2: Kontaktní tlak – 3/2 zatěžovací síly



Obr. IV.3: Kontaktní tlak – 1/2 předpětí potahu

Příloha V

Zatěžování matrace z 3D NT tělesem ve tvaru lidského těla

