

**TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**

**FAKULTA TEXTILNÍ**



**Ondřej Novák**

**3D NETKANÉ TEXTILIE VE ZDRAVOTNICTVÍ  
– SIMULACE CHOVÁNÍ MATRACÍ PŘI  
ZATĚŽOVÁNÍ**

**AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE**



**Název disertační práce:**      **3D NETKANÉ TEXTILIE VE  
ZDRAVOTNICTVÍ  
– SIMULACE CHOVÁNÍ MATRACÍ PŘI  
ZATĚŽOVÁNÍ**

**Autor:**                              **Ondřej Novák**

**Obor doktorského studia:**      textilní technika

**Forma studia:**                      kombinovaná

**Školící pracoviště:**              Katedra netkaných textilií

**Školitel:**                              Ing. Jaroslav Hanuš, PhD.

**Školitel specialista:**

**Liberec 2010**



# Obsah

1. Předmět a cíl práce .....	1
2. Přehled současného stavu problematiky .....	1
2.1 Vliv působícího tlaku .....	1
2.2 Vliv smykového napětí.....	1
2.3 Vliv potahu a jeho předpětí na účinnost matrace .....	2
3. Použité metody .....	2
3.1 Stanovení kompresního odporu vzorků matrace .....	2
3.2 Stanovení jednoosého a dvouosého napětí potahové textilie .....	2
3.3 Stanovení kontaktních tlaků .....	2
3.4 Simulace vlastností matrací s předpjatou potahovou textilií .....	2
4. Přehled dosažených výsledků.....	3
4.1 Návrh a realizace zkušebního zařízení .....	3
4.2 Simulační model jednoose napínané potahové textilie.....	3
4.3 Simulační model dvouose napínané potahové textilie .....	4
4.4 Model matrace s předpjatou potahovou textilií .....	4
5. Zhodnocení výsledků a nových poznatků .....	7
6. Práce autora se vztahem ke studované problematice.....	7
7. Literatura .....	8
8. Summary .....	9

## 1. Předmět a cíl práce

Předkládaná disertační práce se zabývá studiem mechanických vlastností textilních útvarů a polyuretanových pěn, které se používají pro výrobu matrací s antidekubitním účinkem. Tyto materiály se vyznačují silně nelineárním chováním. Komplexní popis jejich vlastností je velmi nesnadný a některé vlastnosti jsou experimentálně neměřitelné.

Cílem práce je vytvoření simulačního modelu, který by umožnil určit chování matrací včetně vlivu předpjatého potahu. Hlavním cílem je pomocí simulačního modelu určit hodnoty a distribuci kontaktní tlaků mezi matrací a zatěžovacím tělesem. Simulace je provedena metodou konečných prvků v programu PAM-CRASH. Geometrie těles i vlastnosti materiálů v simulačním modelu odpovídají reálnému experimentu, který také slouží pro porovnání a optimalizaci dosažených výsledků.

Řešení popsané v práci zahrnuje následující dílčí kroky:

- Sestavení testovacích simulačních modelů, modelu tahové zkoušky a modelů matrací s jádrem z 3D NT a polyuretanové pěny.
- Návrh a realizace zařízení pro stanovení materiálových parametrů pro simulaci jednotlivých komponent matrace použitých v experimentu.
- Řešení simulačních úloh. Přiblížení výsledků k realitě bude posuzováno porovnáním průběhu simulované zatěžovací křivky s křivkou experimentální a porovnáním hodnoty kontaktních tlaků simulačního modelu a reálné matrace.

## 2. Přehled současného stavu problematiky

Na vznik proleženin má vliv řada faktorů, které lze dělit podle různých hledisek. Zde budou popsány ty, které jsou relevantní z hlediska řešené problematiky, tj. simulace mechanických vlastností matrací. K nim patří především vlivy mechanické.

### 2.1 Vliv působícího tlaku

V případě matrací je tlak 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 zubní protéza či katétr 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 kromě živin především zásobuje tkáň kyslíkem. Dle *Kosiaka 1961* vede jeho nedostatek k dočasnému nebo trvalému poškození tkáně, který může vést ke vzniku nekrózy. Za hraniční se např. dle *Scotta 1986* považuje hodnota tlaku 32 mm Hg (hodnota arteriálního tlaku), která znemožní proudění krve v kapilárách. To vede k zastavení přísunu živin a kyslíku.

### 2.2 Vliv smykového napětí

Dalším mechanickým faktorem je působící smykové napětí. Ke vzniku smykového napětí 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, které způsobuje vzájemný posuv vrstev tkání, čímž dochází ke zkosu vrstev tkáně. To vede k napínání a ztenčování cév a tím k omezení průtoku krve, *Reichel 1958* hovoří o kolapsu kožních cév. Smykové napětí má tedy podobné důsledky jako působení tlakové síly.

### **2.3 Vliv potahu a jeho předpětí na účinnost matrace**

V literatuře není popsán vliv tzv. svěrných účinků potahu na vznik proleženiny. V lékařství je známo využití svěrného účinku textilie např. u kompresivní léčby křečových žil. Možností výpočtu svěrného účinku textilií se podrobně zabýval *Stříž 2000*. Také potah matrace 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 bude potah vykazovat.

Dalšími vlivy, které ovlivňují vznik proleženiny, jsou vlivy chemické (*Ersner a kol. 2005*), dále doba působení tlaku nebo teplota působící na pokožku (*Iaizzo a kol. 1995*). Intenzita těchto vlivů je však závislá na individuální odezvě konkrétního jedince a do simulace ji tedy nelze zahrnout.

## **3. Použité metody**

### **3.1 Stanovení kompresního odporu vzorků matrace**

Kompresní odpor matrace byl stanoven jednak na samotné matraci – jeho hodnoty posloužily jako vstupní data pro simulační model a jednak na matraci s předpjatou potahovou textilií. Tyto hodnoty byly použity pro porovnání s kompresním odporem získaným simulací modelu matrace s předpjatým potahem. Zatěžování probíhalo podle normy *DIN 54 305*, která byla pro účel této práce modifikována. Modifikace spočívala ve snížení počtu cyklického zatěžování na pouhý jeden. Taktéž stanovení relaxace napětí nebylo realizováno. Důvodem bylo použití nákladného zařízení (XSensor) současně se zatěžováním modelu matrace a snaha omezit jeho opakované či dlouhodobé zatěžování. Zatěžování matrace bylo realizováno zkušebním tělesem podle vlastního návrhu. Cílem bylo se tvarem tělesa více přiblížit humánní zátěži. Zatěžování bylo provedeno na univerzálním zkušebním stroji LaborTech 4.050, který byl umístěn na rámu podle vlastní konstrukce (viz dále) a který umožňoval předepnutí potahové textilie kryjící matraci na požadovanou hodnotu předpětí.

### **3.2 Stanovení jednoosého a dvouosého napětí potahové textilie**

Pro stanovení mechanických vlastností potahové textilie byla provedena tahová zkouška dle normy *ČSN EN ISO 13934-1*. Získaná data byla použita pro tvorbu simulačního modelu tahové zkoušky. Tento model byl pak po úpravách použit pro model dvouose předepnuté potahové textilie. Pro získání dalších potřebných parametrů byla potahové textilie definovaně dvouose předpínána pomocí pro tento účel vyrobeného zařízení.

### **3.3 Stanovení kontaktních tlaků**

Hodnota a distribuce kontaktních tlaků byla stanovena pomocí zařízení XSensor LX100:36:36.02. Toto zařízení je uzpůsobeno přímo pro měření kontaktního tlaku mezi fyziologickou zátěží a matrací. Požadavkem je, aby měřicí zařízení svou přítomností mezi zátěží a matrací ovlivnilo získávaná data jen minimálně. Zařízení pracuje na kapacitním principu, tzn., že kompresní namáhání způsobuje mezi elektrodami tvořícími měřicí plošku změnu dielektrické konstanty, která se dle příslušné kalibrace převede na hodnotu tlaku. 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 splyvavost a zanedbatelnou tažnost. Výsledkem měření je mapa kontaktních tlaků, která zobrazuje hodnotu kontaktních tlaků v jednotlivých částech měřícího zařízení.

### **3.4 Simulace vlastností matrací s předpjatou potahovou textilií**

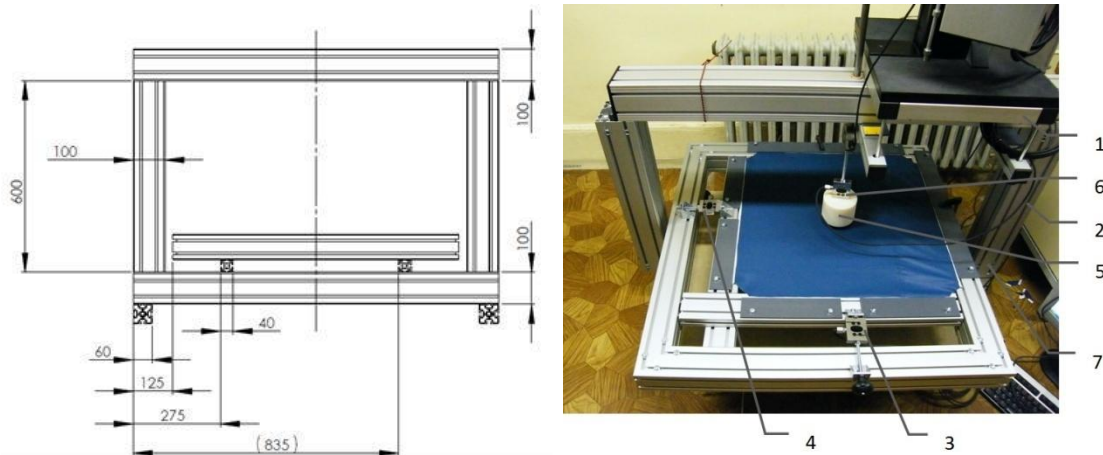
Pro simulaci vlastností byl vybrán program PAM-CRASH 2G 2005.0, který umožňuje simulaci materiálů s nelineárním chováním a velkými přetvořeními. Pro tvorbu konečně-

prvkové síť byla použita aplikace HyperMesh programu Altair HyperWorks 9.0, vizualizace byla provedena v aplikaci HyperView, která umožňuje mj. zobrazení kontaktních tlaků. Simulace proběhla za stejných podmínek a se shodnými vlastnostmi materiálů jako v případě experimentu.

## 4. Přehled dosažených výsledků

### 4.1 Návrh a realizace zkušebního zařízení

Bylo navrženo a zkonstruováno laboratorní zkušební zařízení pro stanovení parametrů materiálů potřebných pro simulaci. Toto zařízení umožňuje získat všechna potřebná data pro simulaci. Zařízení se skládá ze zkušebního stroje pro definované zatěžování zkušebním tělesem ve směru Z, vertikálního rámu, na kterém je upevněna deska pro umístění vzorku matrace a který zároveň nese horizontální rám, jenž umožňuje upevnění a definované předpínání potahové textilie, která matraci překrývá. Rozměry vertikálního rámu umožňují zatěžování výrobků o šířce až 1000mm (matrace včetně rámu, autosedačka, židle). Pro účel této práce bylo zatěžovací zařízení doplněno zařízením pro stanovení hodnot kontaktního tlaku XSensor.

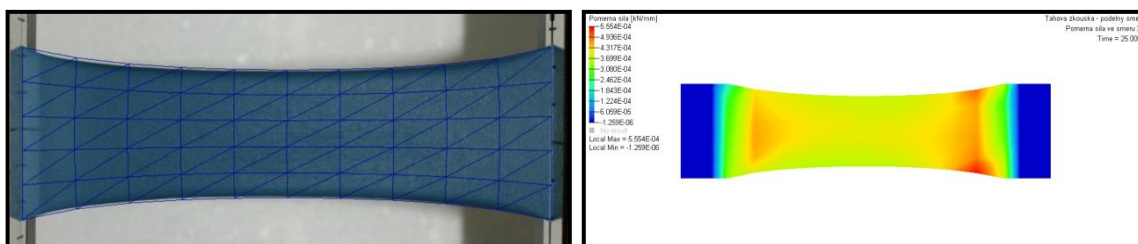


Obr. 1: Náčrtes zatěžovacího zařízení a snímek jeho realizace

1. Zkušební zařízení; 2. Vertikální rám; 3. Tenzometr pro Y směr; 4. Tenzometr pro X směr; 5. Zatěžovací těleso; 6. Tenzometr pro Z směr; 7. Horizontální rám

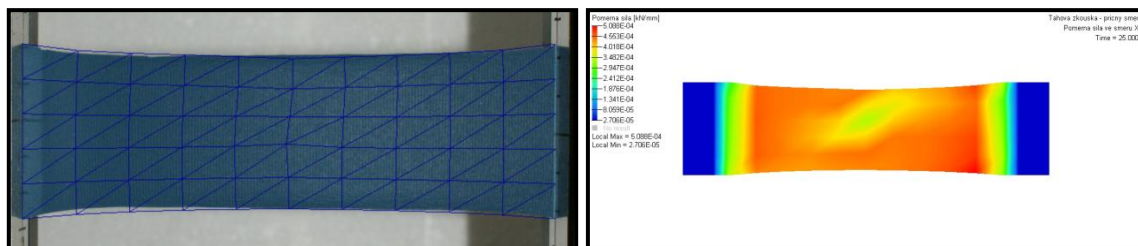
### 4.2 Simulační model jednoose napínané potahové textilie

Na základě dat získaných tahovou zkouškou byl vytvořen simulační model potahové textilie zatěžované jednoose tahem. Získané simulované výsledky vykazovaly dobrou shodu s experimentem a to jak v geometrii přetvoření, tak i v průběhu zatěžovací křivky. Obr. 2 ukazuje porovnání deformovaného tvaru MKP modelu a reálného vzorku, obr. 3 rozložení napětí působící síly v podélném směru, obr. 4 a 5 pak ukazují totéž v příčném směru vzorku potahové textilie.



Obr. 2 a 3: Porovnání tvaru deformovaného vzorku potahu (experiment, MKP model); Porovnání rozložení poměrné síly  $F_{xx}$  – podélný směr



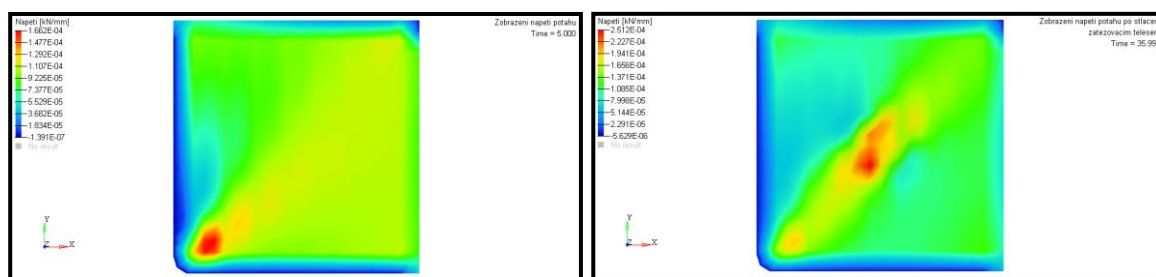


Obr. 4 a 5: Porovnání tvaru deformovaného vzorku potahu (experiment, MKP model); Porovnání rozložení poměrné síly  $F_{xx}$  – příčný směr

Koncentrace napětí poblíž pohyblivé čelisti napětí odpovídá známému faktu a byla potvrzena také experimentálně – k přetrhu vzorku došlo v podélném i příčném směru v místech, kde simulace indikovala nejvyšší hodnotu napětí.

#### 4.3 Simulační model dvouose napínané potahové textilie

Vlastnosti modelu jednoose napínané potahové textilie byly aplikovány na model dvouose předepnuté potahové textilie spočívající na jádru matrace. Obr. 6 ukazuje napětí po předepnutí textilie ve směru X a Y na hodnotu síly 60N (předpětí je aplikováno pouze na jedné straně vzorku, opačná strana je pevně ukotvena). Je zřejmé, že největší napětí se vytváří v diagonálním směru, což je dáno způsobem předpínání. Koncentraci napětí v levé spodní části modelu lze vysvětlit tím, že zde dochází k největší deformaci vzorku. Ve středu vzorku je hodnota poměrné síly před dotykem se zatěžovacím tělesem  $1,29 \cdot 10^{-4} \text{ kN} \cdot \text{mm}^{-1}$ . Po vtlačení tělesa do 30mm hloubky (obr. 7) dojde k zvýšení poměrné síly na hodnotu  $2,51 \cdot 10^{-4} \text{ kN} \cdot \text{mm}^{-1}$ , což je nárůst téměř o 50 %. Je patrné, že svěrný účinek způsobený předpětím potahové textilie se podílí na celkové hodnotě kontaktního tlaku. Jeho příspěvek bude ještě zvýšen v důsledku dalšího nárůstu napětí v potahové textilií v místě kontaktu se zatěžovacím tělesem. Lze tedy konstatovat, že potah se negativně podílí na hodnotě kontaktního tlaku a je žádoucí, aby aplikované předpětí bylo co nejnižší. Potah by měl být tedy vysoce tažný a deformovatelný velmi malou silou, aby se po kontaktu se zátěží významně nezvyšoval jeho svěrný účinek.

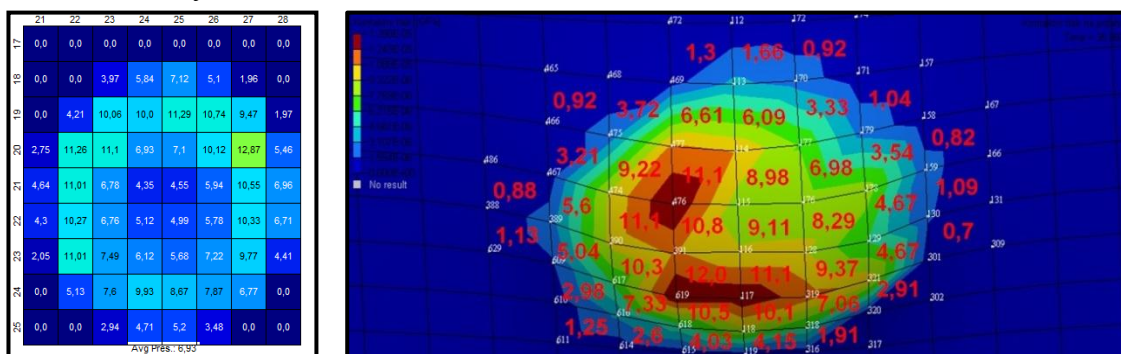


Obr. 6 a 7: Poměrná síla působící v předpjatém potahu bez zátěže a po zatížení zkušební tělesem

#### 4.4 Model matrace s předpjatou potahovou textilií

Hlavním cílem práce bylo vytvořit komplexní model matrace s předpjatou potahovou textilií, který by mj. umožňoval stanovit kontaktní tlak mezi matrací a zatěžovacím tělesem. Model byl sestaven pro dvě odlišná jádra a to polyuretanovou (PU) pěnu a objemnou kolmo kladenou netkanou textilií (3D NT). Model má shodné okrajové podmínky, geometrii a vlastnostmi materiálů jako v experimentu. Výsledky zobrazují reakci jádra matrace (PU pěna, resp. 3D NT) a potahu předpjatého silou 60 N na vtlačování zkušební tělesa do hloubky 30 mm. Experiment byl doplněn o měření kontaktních tlaků pomocí zařízení XSensor. Protože hodnoty simulovaného kontaktního tlaku nejsou zobrazeny na ploše elementu, ale v uzlových bodech, byl navržen postup přepočtu, který umožní porovnání s hodnotami

získanými experimentálně. Obr. 8 a 9 ukazují hodnoty kontaktních tlaků stanovené experimentálně a pomocí simulačního modelu pro 3D NT jádro matrace. Významné hodnoty jsou zaznamenány v tab. 1.



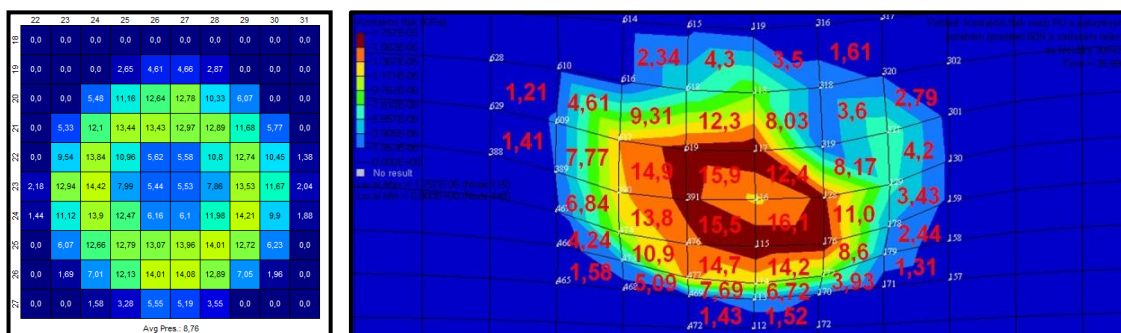
Obr. 8 a 9: Zobrazení kontaktního tlaku získané experimentálně a simulací – 3D NT

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. 1: Porovnání vybraných parametrů kontaktního tlaku – 3D NT

Z nich je patrné, že nejvyšší hodnota kontaktního tlaku získaná simulací je velmi blízká experimentální hodnotě. Také průměrná hodnota kontaktního tlaku celé zatížené oblasti je velmi podobná. Patrný rozdíl je v rozložení kontaktních tlaků, kdy se v případě simulace neobjevuje ve středu zatížené části oblast s nižší hodnotou kontaktního tlaku. I přesto lze simulaci považovat za úspěšnou.

V případě jádra z PU pěny jsou výsledky simulace v dobré shodě s experimentem. Nejvyšší dosažená simulovaná hodnota kontaktního tlaku je vyšší, nežli je tomu v experimentu, ale průměrná hodnota zatížené oblasti je téměř shodná (Tab. 2). V zobrazení kontaktních tlaků získaných simulací (Obr. 11) je patrná nižší hodnota ve střední části zatížené oblasti, tedy shodně s experimentem (Obr. 10).

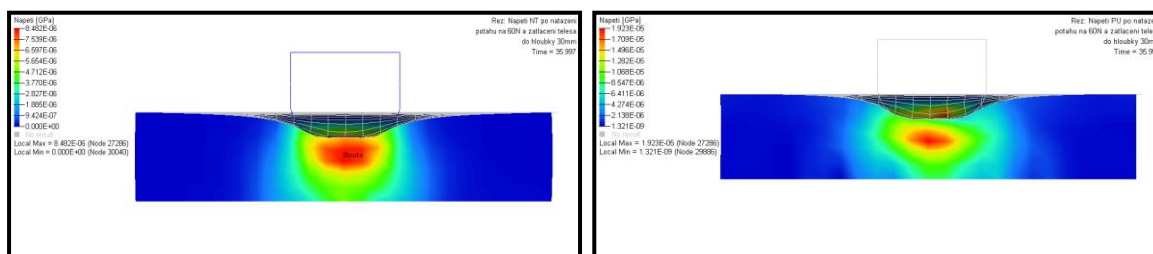


Obr. 10 a 11: Zobrazení kontaktního tlaku získané experimentálně a simulací – PU pěna

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

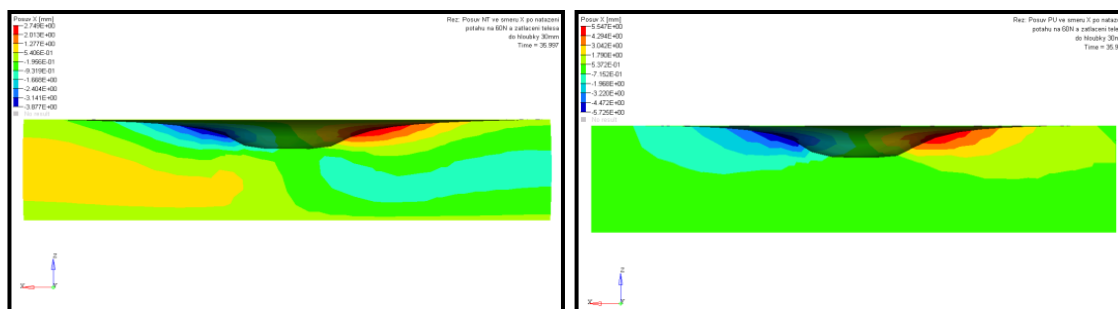
Tab. 2: Porovnání vybraných parametrů kontaktního tlaku (jádro z PU pěny)

Experimentální výsledky ukázaly, že zatěžovací síla nutná ke stlačení matrace s jádrem z PU pěny je téměř dvounásobná v porovnání s matrací s jádrem z 3D NT. Hodnoty nejvyšších i průměrných kontaktních tlaků se liší výrazně méně. Příčinu lze hledat v odlišné distribuci napětí ve zkoumaném útvaru. Na obr. 12 a 13 je ukázána distribuce napětí jádra z 3D NT a z PU pěny. Je zřejmé, že v případě 3D NT se napětí koncentruje v těsné blízkosti zatěžovacího tělesa (Obr. 12), zatímco v případě PU pěny se napětí koncentruje v jisté vzdálenosti od něj (Obr. 13).



Obr. 12 a 13: Distribuce napětí v jádru z 3D NT a PU pěny

Při hledání příčin tohoto chování bylo zjištěno, že 3D NT distribuuje působící tlakové napětí kombinací tlaku a tahu (Obr. 14), zatímco v případě PU pěny je to především tah (Obr. 15).



Obr. 14 a 15: Distribuce napětí v jádru z 3D NT a PU pěny

Z vyobrazení posuvů uzlů sítě modelu ve směru osy X je patrné, že v případě 3D NT se při kompresi vyskytuje tah při horním povrchu jádra, zatímco ve zbývající části se projevuje tlakové napětí. V případě PU pěny působí především tahové napětí, který zasahuje i do hlubších vrstev jádra. Podobné chování lze pozorovat také u reálných vzorků – 3D NT na kompresní namáhání reaguje ohybovou deformací skladů a poté jejich zborcením, což je provázeno vytlačováním vláknenného materiálu směrem od zatěžovacího tělesa. V případě PU pěny dochází k tažení vrstev obklopujících zatěžovací těleso, což vede ke stáčení okrajů pěny, resp. zdvihnutí okrajů PU pěny od podložky. Tento jev lze vysvětlit nízkou tažností pěny.

## 5. Zhodnocení výsledků a nových poznatků

Předložená práce se zabývala vytvořením simulačního modelu pro popis mechanických vlastností matrace a především kontaktního tlaku matrace potažené předpjatou textilií. 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.

- Bylo navrženo a zkonstruováno laboratorní zkušební zařízení pro stanovení parametrů materiálů potřebných pro simulaci. Toto zařízení umožňuje realizovat experimentální zatěžování matrace za podmínek blízkých reálnému používání.
- Byly vytvořeny dva simulační modely pro odlišná jádra matrací. Tyto modely byly optimalizovány tak, aby simulované parametry byly obdobné s experimentálně stanovenými parametry. Modely umožňují popis mechanických vlastností matrací, zejména kontaktních tlaků, které jsou rozhodující pro posouzení kvality matrací používaných pro zdravotnické účely. Vzhledem k tomu, že popis simulace vlastností nelineárních anizotropních materiálů se zaměřením na problematiku matrací proti proleženinám se v dostupných zdrojích nevyskytuje, lze očekávat i další využitelnost výsledků této práce.
- Byl navržen způsob přepočtu výsledků kontaktních tlaků získaných simulací pro zajištění porovnatelnosti s experimentálně stanovenými kontaktními tlaky na zařízení XSensor.
- Byl popsán možný postup experimentálního testování matrací a jim podobných výrobků.

Dále byl pomocí simulace vysvětlen:

- vliv předpětí potahu na zvýšení hodnoty kontaktního tlaku v důsledku vzniku svěrného účinku i mechanismus jakým k nárůstu kontaktního tlaku dochází.
- odlišný způsob distribuce napětí v PU pěně a 3D NT.

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

- Použít jemnější síť modelů, např. o rozměrech shodných se zařízením XSensor. To zajistí lepší porovnatelnost i vyšší přesnost simulovaných hodnot kontaktních tlaků.
- Použít jiný tvar zatěžovacího tělesa, např. takový, který odpovídá lidskému tělu.

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

## 6. Práce autora se vztahem ke studované problematice

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., 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. Novák, O., 2003. Study of pressure redistribution in fibre system and polyurethane foam, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Czech republic 8-9 December 2003. Liberec: TUL

Hanuš, J., Novák, O., 2003. Pu foam reinforced nonwoven, Technická univerzita v Liberci, *Textile Science*. Liberec, Czech republic 16-18 June 2003. Liberec: TUL

Novák, O., 2004. Šíření napětí ve vlákenných útvarech, *Experimentální analýza napětí*. Kašperské Hory, Česká republika 1.-3. června 2004. Plzeň: Škoda

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

Novák, O., Petřů, M., 2009. Simulation of nonlinear material properties of upholstery, Technická univerzita v Liberci, *Structure and Structural Mechanics of Textiles 16th International Conference*. Liberec, Czech republic 19-21 April 2010. Liberec: TUL

Novák, O., Petřů, M., 2010. Analysis and testing of mechanical properties of textile materials for medical applications, *ITC&DC*. Dubrovnik, Croatia 3-6 October 2010. Zagreb: University of Zagreb

Novák, O., Petřů, M., 2010. Measurement and simulation of contact pressure of mattresses for immobile patients, *International Scientific Conference Applied Mechanics*. Jablonec Nad Nisou, Czech republic 19-21 April 2010. Liberec: TUL

Novák, O., Petřů, M., 2010. Simulation of mechanical properties of fabrics under biaxial tension, *AUTEX 10*. Vilnius, Lithuania 21-23 June, 2010. Kaunas: University of Technology

Novák, O., Petřů, M., 2009. Simulation of mattresses for immobile patients, *World Textile Conference Autex 09*, Izmir, Turkey 26-28 May 2009. Izmir-Cesme: Ege University

Petřů, M., Novák, O., 2010. Mechanical properties measurement and comparison of polyurethane foam substitute, *ACC Journal XVI*, [online]. Dostupné na: <<http://acc-ern.tul.cz/cs/journal/callelement/acc-journal-12010/piloha/download?format=raw>> [cit. 22. 8. 2010]

## 7. Literatura

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]

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

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

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]

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].

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].

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

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]

Scott, E., M., 1986. *Studies in integrated fysiology; Cardiovascular fysiology: an integrated approach*, Manchester university Press: Manchester

Stříž, B., 2000. K výpočtu svěrného tlaku textilií, Technická univerzita v Liberci, *Strutex*. Liberec, Česká republika 29.-30. listopadu: TU Liberec

## 8. Summary

The presented doctoral thesis deals with the mechanical properties of mattresses, which are used for the bed sore prevention. The main parameter determining the suitability of the mattress is the value of a contact pressure which is consequence of an interaction between a human body and the mattress. Its prediction by common methods is very difficult and a direct measurement is possible only with the help of expensive devices. On this account a numerical model, which allows determining of the mechanical properties of the mattress and especially the value and distribution of contact pressures was realised. A simulation was performed by the finite element method (FEM). Simulation results are compared with experimental measurements that are used also for an optimization of FEM model.

The experimental measurement was performed on self-designed apparatus. By its help a determination of the upholstery fabric influence is available. The fabric is pretensioned in two mutually perpendicular directions. The distribution and values of the contact pressures are determined by the XSensor device.

For the simulation model two different cushions are used: elastic polyurethane foam and 3D perpendicularly laid nonwoven. The upholstery fabric is the knitted textile with thin layer of steam-permeable polyurethane coating. The mattress was loaded with specially shaped body. The behaviour of the designed model is possible to verify only in accordance

with courses of simulated and experimental strain-stress curves and strain geometry. Simulation results show good agreement. In thesis a negative influence of the upholstery fabric is described and explained with the help of simulation results. This influence – clamp effect – is not yet described in the literature. Also the mechanism of pressure distribution in the PU foam and 3D nonwoven is explained. At the end of the thesis a possibility of optimization of mattress and upholstery fabric properties is showed. Further, in designed model the loading probe is replaced with the dummy.

The benefits of this thesis can be found in the simplification of the material selection for mattress construction. The usage of the expensive devices or human subjects is not required for finding the suitable material. The simulation is based on basic mechanical properties – strain-stress curves of used components, their density, geometric parameters which serve as an input data.

Vydala Textilní fakulta, Technické univerzity v Liberci  
jako interní publikaci pod pořadovým číslem DFT/10/2010  
v počtu 20 výtisků.