

## COMPUTATIONAL AND EXPERIMENTAL MODELLING OF THE BACKBONE ELEMENT WITH APPLIED FIXATOR

Marcela Šlechtová<sup>1</sup>, Ján Kočiš<sup>2</sup>, Zdeněk Florian<sup>3</sup>, Tomáš Návrat<sup>4</sup>

*A stress-strain analysis and Experimental study of a spinal element with applied cervical fixator is presented. The problem is solved by the finite element method using commercial software package ANSYS 5.7 and 6.1. The present state of elaboration as well as some interesting remarks for the future research in this area are highlighted in conclusion. Established experimental study is performed on 2 vertebra segments with applied fixators Cervi-Lok which are suitable for stabilization of cervical spine. Experiments are performed on testing machine called ZWICK Z 020-TDN. Combination of loading - tension+torsion and compression+torsion is applied. In conclusion the assessment of fixator is performed from the view of applied loading.*

### 1. Úvod

Díky současným vyšetřovacím metodám, jako počítačové tomografii (CT) a magnetické rezonanci (MRI) a také díky vývoji nových operačních stabilizačních technik se stala operační léčba jednou z možností řešení nestabilních poranění páteře. Mohutný vývoj operačních technik s sebou nese i vývoj nových protetik. Hodnocení a srovnávání těchto protetik z hlediska jejich působení na okolní kostní tkáň je velmi problematické.

Cílem práce je jednak vytvořit model soustavy fixátor-kost, na kterém bude provedena deformačně-napjatostní analýza, jejíž výsledky mají přispět k možnosti porovnání fixátorů z hlediska jejich uvolnění a působení na okolí. Dále pak provedení experimentů s daným fixátorem, které doplňují výpočty a slouží spolu s experimenty na jiných druzích fixátorů ke srovnání jednotlivých protetik z hlediska výsledné stability fixace.

K výpočtovému modelování je použit výpočtový systém ANSYS 5.7 a 6.1. Experimentální studie je provedena na zkušebním stroji ZWICK Z 020-TDN. V tomto článku se budu podrobně zabývat jedním z testovaných fixátorů a to fixátorem Cervi-Lok.

<sup>1</sup>Ing. Marcela Šlechtová: UMTMB Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně; Technická 2896/2; 616 69 Brno tel.: +420 541 142 874, e-mail: slechtova@umt.fme.vutbr.cz

<sup>2</sup>MUDr. Ján Kočiš: Klinika traumatologie v Úrazové nemocnici v Brně; Ponávka 2-10 Brno; 662 50; e-mail: j.kocis@unbr.cz

<sup>3</sup>Ing. Zdeněk Florian, CSc.: UMTMB Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně; Technická 2896/2 Brno, 619 69; e-mail: florian@umt.fme.vutbr.cz

<sup>4</sup>Ing. Tomáš Návrat: UMTMB Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně; Technická 2896/2 Brno, 619 69; e-mail: navrat.tomas@centrum.cz

## 2. Použití a popis fixátoru

Fixátor Cervi-Lok sestává z fixační destičky, čtyřech šroubů a čtyřech pojistných matic. Fixátor je anteriorní, je tedy určen pro přední přístup k operaci (operován bývá krkem). Součástí fixátoru jsou unikortikální šrouby při jejichž použití je značně sníženo riziko porušení páteřního kanálu a tím poškození míchy. Šrouby mají na své horní straně límeček, na nějž po aplikaci přiléhá destička. Po aplikaci tohoto fixátoru nedochází k přímému kontaktu fixační destičky a těla obratle.

## 3. Experimentální modelování

Experiment, který je zde uveden, je součástí experimentální srovnávací studie zaměřené na srovnání dvou běžně aplikovaných fixátorů (typu Morscher a typu Cervi-Lok), tyto fixátory jsou srovnávány pomocí hodnoty  $M_K$  dosažené při modelovaném kombinovaném zatížení. Experimenty jsou prováděny ve spolupráci se Klinikou traumatologie v Úrazové nemocnici v Brně.

Experimenty jsou prováděny na zkušebním stroji ZWICK Z 020-TND. Jedná se o mechanický, počítačem řízený stroj, pro zkoušky jak v tlakové, tak v tahové oblasti. Maximální hodnota zatížení je 20 000 N. Stroj je vybaven snímačem prodloužení Multi-sens s přesností  $0.1 \mu m$ . Počítačové řízení umožňuje volbu zátěžného cyklu. K vybavení stroje patří systém zpětné vazby, která umožňuje nastavit i velmi malé rychlosti zatěžování.



Obrázek 1: ZWICK Z 020-TND

Pro experimenty s páteřními fixátory u nás používáme páteřní segmenty z vepře domácího. Důvody jsou jejich relativně snadná dostupnost a jistá podobnost z hlediska velikosti s obratli lidskými. Testovány byly dva segmenty s aplikovaným fixátorem Cervi-Lok.

Důležitým faktorem při provedení experimentální studie je volba zátížení a průběhu experimentu. Na základě zkušeností lékařů<sup>5</sup> a pomocí literatury [2], [3]<sup>6</sup> bylo voleno kombinované zatížení – Tah - tahová síla  $F = 200 N$ ; krut - úhel natočení  $\varphi = 5^\circ$ , pro jeden případ bylo zatížení modifikováno na tlak - kompresní síla  $F = 200 N$ ; krut - úhel natočení  $\varphi = 10^\circ$ . Samotné měření probíhalo následujícím postupem:

1. Zkušební vzorek byl upnut do univerzálních sklíčidel zkušebního stroje
2. Aplikace tahového (tlakového) namáhání do dosažení požadované hodnoty  $F = 200 N$
3. Namáhání krutem o požadovaný úhel natočení  $\varphi$

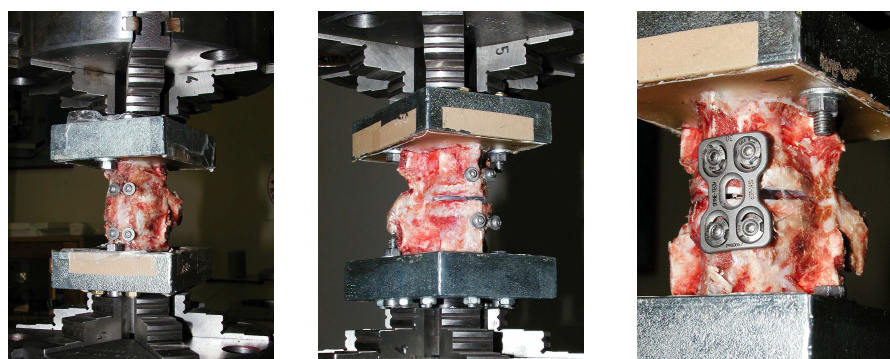
Vzorky byly postupně testovány ve stavu

- Intaktním (bez porušení vazivových struktur)-získané hodnoty  $M_K$  lze považovat za hodnoty pro zdravý páteřní segment ("fyziologický stav").
- S porušenou meziobratlovou ploténkou a okolními strukturami-získané  $M_K$  považujeme za hodnotu pro poškozený segment.

<sup>5</sup>fyziologická hodnota úhlu natočení  $\varphi$  krčních obratlů pro krut kolem  $5^\circ$

<sup>6</sup>udávají hodnoty úhlu natočení  $\varphi$  od  $5.6^\circ$  do  $7.5^\circ$

- Poškozený segment s apikovaným fixátorem- získané  $M_K$  uvažujeme za hodnotu pro zoperovaný páteřní segment.



(a) Neporušený segment

(b) Segment s přední nestabilitou

(c) S fixátorem Cervi-Lok

Obrázek 2: Testované vzorky

Vzorek	$M_K$ [Nm]					
	Intaktní segment		Porušený segment	Segment + fixátor		Segment + fixátor při $\varphi = 10^\circ$
C-L_01	11.604	$\phi$ 12.08235	4.54347	8.43652	$\phi$ 8.62815	14.1655
	12.5607			8.81978		
C-L_02	13.0691	$\phi$ 13.28795	4.54347	2.46571 <sup>7</sup>	$\phi$ 2.78533	—
	13.5068			3.10495 <sup>8</sup>		
	20.8448 <sup>9</sup>	$\phi$ 21.42645	3.02713	3.52122 <sup>10</sup>	—	
	22.0081 <sup>11</sup>					
	—	—	—	7.40982 <sup>12</sup>	$\phi$ 8.254566667	
				8.48909		
			8.86479			

Tabulka 1: Naměřené hodnoty  $M_K$  pro vzorky s fixátorem Cervi-Lok

Jak bylo uvedeno byl fixátor Cervi-Lok aplikován do dvou vzorků. Z tabulky 1 je patrné, že sledovaná hodnota  $M_K$  snížila poškozením předního vazivového aparátu a meziobratlové destičky u vzorku C-L\_01 asi na 38% hodnoty u neporušeného segmentu a u vzorku C-L\_02 na 23% původní "fyziologické" hodnoty.

<sup>7</sup>Nedotažené šrouby fixátoru

<sup>8</sup>Nedotažené šrouby fixátoru

<sup>9</sup>Měřeno za podmínek tah 200N úhel natočení  $\varphi = 10^\circ$

<sup>10</sup>3 šrouby po dotažení, 1 špatně

<sup>11</sup>Měřeno za podmínek tah 200N úhel natočení  $\varphi = 10^\circ$

<sup>12</sup>Po výměně poškozeného šroubu

Po aplikaci fixátoru dojde vzhledem k "fyziologickému" stavu (nepoškozený páteřní segment) u vzorků ke snížení sledované hodnoty pro vzorek C-L\_01 na 67.4% a u vzorku C-L\_02 na 62.1% původní "fyziologické" hodnoty.

U vzorku C-L\_02 byl po aplikaci fixátoru zjištěna velmi nízká hodnota sledované veličiny. Toto nastalo v důsledku poškození jednoho ze šroubů. Po jeho výměně došlo k nárůstu hodnot sledované veličiny. Potvrdil se tím z hlediska prováděných testů fakt, že pokud dojde k nedokonalé aplikaci jediné součásti soustavy, může dojít ke značnému snížení stability celé soustavy.

#### 4. Výpočtové modelování

Výpočtové modelování je zaměřeno na zjištění kontaktních poměrů vzájemného stylu šroubů fixátoru a okolní kostní tkáně, domníváme se totiž, že veličiny kontaktu mají výrazný vliv na stabilitu celé soustavy. Pro tvorbu modelu máme k dispozici 20x zvětšený snímek profilu závitů šroubu, fixátor se šrouby a technické údaje z katalogu instrumentária.

V rámci tohoto modelování bylo vytvořeno několik modelů různých typů, na různé rozlišovací úrovni. Některé využívají rovinných symetrií vzniklých po namontování fixátoru. Pro simulaci experimentu bylo nutno vytvořit celkový model soustavy. Pro tento model bylo nutno snížit i geometrickou úroveň šroubů. Šrouby jsou modelovány hladké a místo pojistné matice jako šrouby s hlavou. Tento model slouží pro zjištění chování soustavy při zadaném kombinovaném zatížení.

Pro dosažení shody modelu s konfigurací experimentu je modelovaný pohybový segment připojen svou horní i spodní stranou ke kovovým deskám na něž jsou aplikovány okrajové podmínky simulující podmínky při experimentální studii. Model je složen z celé fixační dlahy, 4 šroubů s maticemi a modelu celého pohybového segmentu páteře. Mezi terminálními plochami obratlových těl je modelována pomocí elementů s minimální tuhostí náhrada páteřní ploténky. Obratle jsou spojeny zadními výběžky a pomocí lanových elementů s vysokou tuhostí, které modelují vazy pohybového segmentu. Pomocí těchto elementů je dosahována patřičná tuhost celé soustavy. Snížení geometrické úrovně u celkových modelů lze použít, protože slouží jako vstupní údaje pro detailní výpočty, které provádíme pomocí submodelů.

Pro simulaci průběhu experimentu bylo nutné vytvořit tři modely s různou konfigurací soustavy v závislosti na stavu v jakém byl vzorek testován.

**Intaktní:** model se šrouby, bez fixační dlahy s modelem vazů podél celého obvodu obratle

**Porušený:** model se šrouby, bez fixační dlahy bez vazů na anteriorní (přední) straně obratle

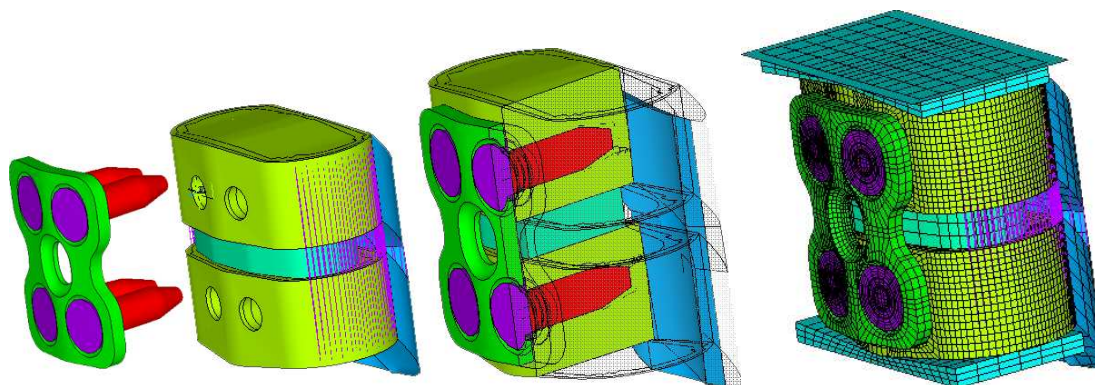
**Porušený, fixovaný:** model se šrouby, s fixační dlahou bez vazů na anteriorní (přední) straně obratle

Zatížení je na model aplikováno v souladu s provedeným experimentem ve dvou krocích:

**I. krok:** Na horní kovovou desku je aplikována tahové zatížení o hodnotě  $F = 200N$

**II. krok:** Na horní kovovou desku je po té aplikována deformace  $\varphi = 5^\circ$

U celkových modelů bylo potřeba provést ladění tuhosti modelované soustavy podle experimentu. Tuhost byla měněna pomocí počtu a mechanických charakteristik lanových prvků modelujících vazy. Za vztažnou veličinu jsme považovali posuv ve svislé ose modelu shodný



(a) Sestavení modelu

(b) Celý model

Obrázek 3: Model pro simulaci experimentu

se směrem aplikované tažné síly viz tabulka 2. Model vazů vychází z prací které se zabývají modelováním kyčelního spojení. V těchto pracích jsou vazy a šlachy modelovány prvky s maximální tuhostí. Z tohoto důvodu jsou i v těchto případech zvoleny maximální mechanické charakteristiky.

Vzorek	$U_Y$ [mm]					
	Intaktní segment		Porušený segment	Segment + fixátor		Segment + fixátor při $\varphi = 10^\circ$
C-L_01	0.888561	$\phi$ 0.85892	1.707731	1.523485	$\phi$ 1.471051	1.48952
	0.821223			1.418618		
C-L_02	0.896217	$\phi$ 0.84009	2.013011	1.311103 <sup>12</sup>	$\phi$ 1.151702	–
	0.783944			1.12188		
				1.022122		
<b>Model</b>	0.872253		1.914	1.462		–

Tabulka 2: Naměřené a modelované hodnoty  $U_Y$

Řešená oblast obratle je ve fyziologickém stavu tvořena tenkou povrchovou vrstvou kompakty a dvěma vrstvami spongiosy, které se liší mikrostrukturou a tím i materiálovými charakteristikami.

Materiálové charakteristiky kompakty i spongiosní kosti jsou v této fázi řešení považovány za izotropní materiály s lineárním chováním a jsou konstantní po celé řešené oblasti.

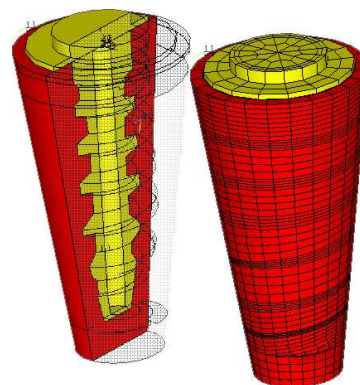
Model materiálu kostního štěpu vychází ze skutečnosti, že v úvodních fázích hojení není štěp schopen přenést žádné zatížení. Jeho stabilizační funkci přebírá plně fixátor. Po zahojení vzniká na místě kostního štěpu pevné spojení. Je modelován prvky s minimální tuhostí.

Detailní řešení mechanické interakce ve stykových plochách šroubů fixátoru a okolní kostní tkáň vyžaduje použití kontaktních elementů. Tato úloha požaduje modelovat na stykových plochách velmi jemnou síť. Celkové modely se ukázaly pro tento účel nepoužitelné, jsou totiž "hrubé". Je-li síť "hrubá" není rozložení hledaných veličin hladké a vyskytují se lokální špičky.

Dostatečné zjemnění sítě nelze provést u celkových modelů, protože jsme omezeni výpočetní kapacitou použitých počítačů a výpočetním systémem.

Bylo proto nutno využít pro výpočet kontaktních poměrů na stykových plochách modely s jemnější sítí, proto byl zvolen postup pomocí modelů částí soustavy (submodelů). Tato metoda umožňuje načíst jako vstupní údaje pro výpočty detailních modelů deformace a posuvy zjištěné u modelů celkových.

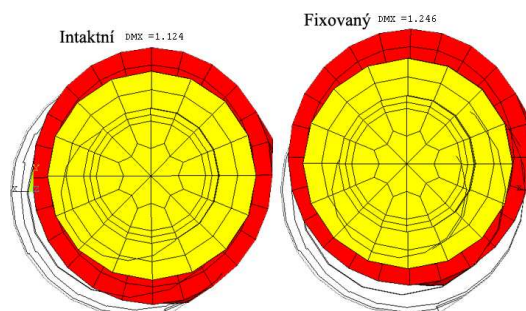
Vzhledem ke zjištěným posuvům celkových modelů byl vytvořen submodel bez fixační dlahy. Kolem šroubu je modelováno těsné okolí tvořené kostí tkáně. Na volných částech takto vytvořených modelů jsou definovány hranice do nichž jsou aplikovány deformace a posuvy zjištěné u celkových modelů. U tohoto modelu tvoří tyto hranice jednak obvod kosti, ale také horní ploše šroubu viz obrázek 4.



Obrázek 4: Submodel

Nejprve byly vytvořeny modely celého šroubu a okolní kostní tkáň. U těchto modelů byla modelována šroubovice, která odpovídá reálné geometrii šroubu. Ve těchto modelech (celý šroub s částí obratle) je snížena geometrická úroveň profilu šroubovice.

Ukázka výsledků výpočtového modelování analyzována na jednom šroubu soustavy. Na obrázku 5 jsou znázorněny deformované sítě jednotlivých submodelů. Z tohoto obrázku je patrné, že aplikací fixační dlahy se změnila deformace soustavy. U modelu fixovaného je patrný odpor soustavy vůči torzi (u submodelu pohyb ve vodorovné ose). Ze sledovaných veličin dále uvedeme srovnání ekvivalentní deformace u níž došlo pro fixovaný model k nárůstu a změně rozložení, které jsou patrné z obrázku 6. U veličin kontaktu byla zaznamenána jednak změna v hodnotách kontaktního tlaku. U soustavy fixované dochází vzhledem k soustavě v intaktním stavu k velkému nárůstu kontaktního tlaku na kraji sítě kontaktních prvků. Toto může být způsobeno dílem nárůstem deformace v těchto místech a dále pak nedostatečnou hustotou sítě konečných prvků. U soustavy fixované dochází ovšem také ke změnám rozložení kontaktních tlaků viz obrázek 7. Na rozložení kontaktního tlaku u fixované soustavy je patrné zatížení i spodní části šroubu a změna rozložení podél šroubovice. Leze také konstatovat, že je rozložení rovnoměrnější podél celého profilu závitu než u intaktní soustavy.

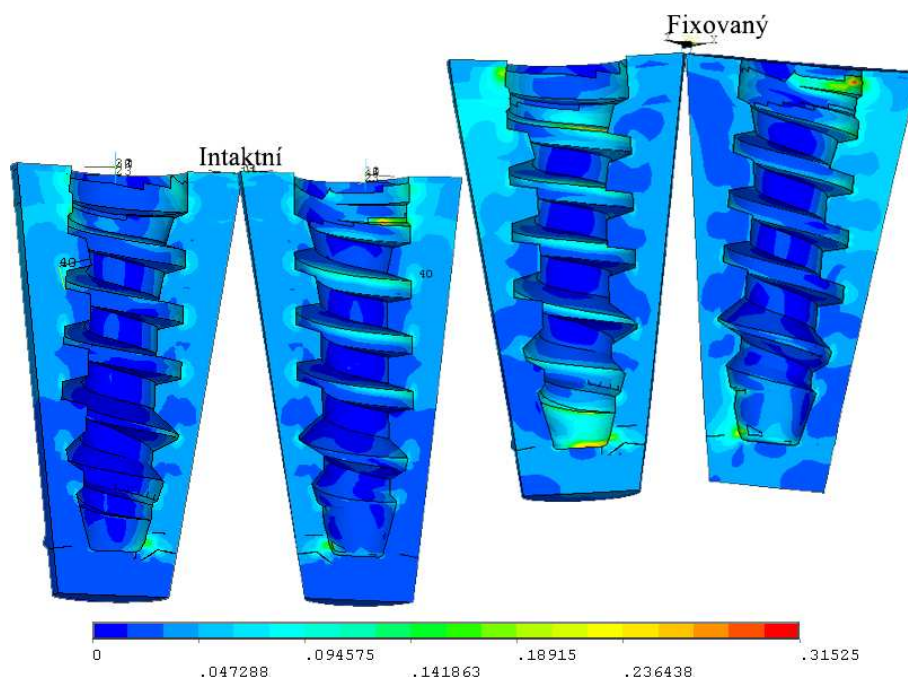


Obrázek 5: Deformované sítě modelů

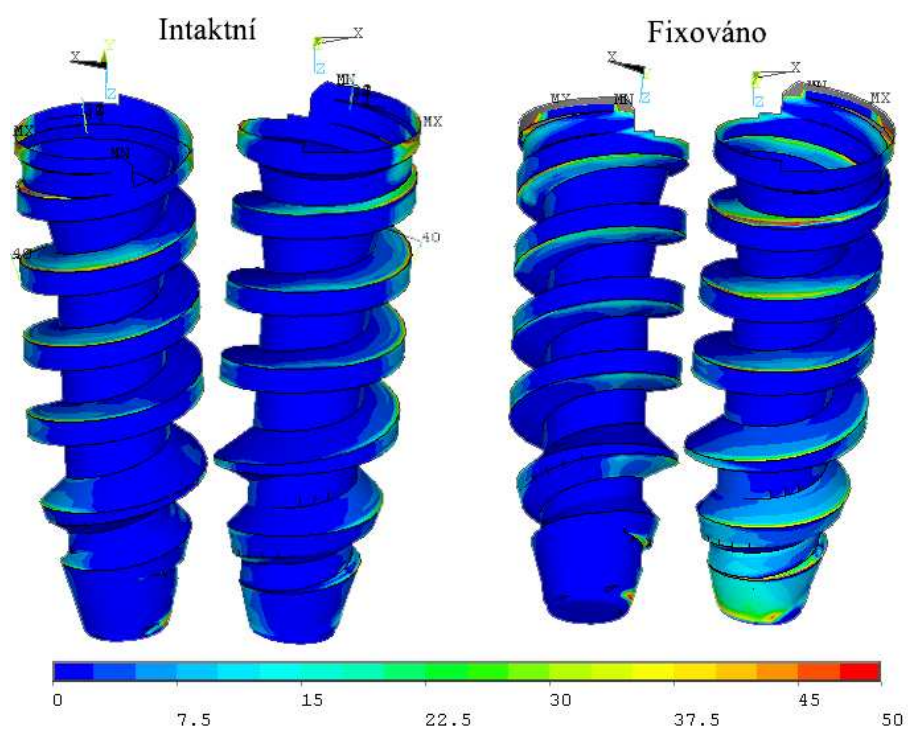
## 5. Závěr

V rámci experimentální studie byly testovány vzorky s aplikovanými fixátorem Cervi-Lok . Pátevní segmenty byly umístěny do speciálního přípravku a jejich poloha byla zajištěna zalitím speciální hmotou (dentakryl). Testy proběhly celkem na dvou vzorcích. K experimentům bylo využito měřicího stroje ZWICK Z 020 - TDN, na němž byly všechny vzorky namáhány kombinovaným namáháním tah+krut, případně tlak+krut.

Z výsledků experimentu vyplývá, že testovaný fixátor fixuje polohu sousedních obratlů za



Obrázek 6: Deformace modelů



Obrázek 7: Kontaktní tlak

stavu anteriorního poškození páteřního segmentu při testovaném namáhání, kde se u něj získané hodnoty  $M_K$  pohybují 60% hodnot neporušeného páteřního segmentu.

Zjištěné výsledky jsou doplněny o výpočtové modelování, které je zaměřeno na zjištění

vnitřních interakcí soustavy fixátor - kost v průběhu namáhání. Z provedených deformačně-napjatostní analýzy a ze zjištěného rozložení vyšetřovaných veličin lze zkonstatovat, že k největšímu poškození kostní tkáně bude docházet na rozhraní vrstev kostní tkáně a u konců šroubů. Výsledné rozložení zjišťovaných veličin lze zdůvodnit velkými rozdíly v modulech pružnosti komponent soustavy, zvláště pak mezi spodní vrstvou spongiosy a materiálem šroubů.

Na základě provedených deformačně – napjatostních analýz je také možno konstatovat, že uvedené modely jsou vhodné pro zjištění chování celé soustavy při modelovaném zatížení. Pro zjištění interakcí na rozhraní kostní tkáň šroub je vhodné použít modely na vyšší geometrické úrovni (dodržení geometrické konfigurace šroubu) a vyšším počtem prvků na kontaktních plochách šroubů s kostní tkání.

### **Poděkování**

Práce vznikla za podpory projektu MSM 262100024.

### **Literatura**

- [1] Florian Z., Kotek V.: *Zařízení pro experimentální modelování biomechanických vlastností*. Sborník konference "Výpočtová mechanika 2002" ISBN 80-7082-903-6, s. 69–72, Nečtiny 2002.
- [2] Kettler A. et al.: *Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens*. Journal of Biomechanics, Vol.35, pp. 339–346, 2002.
- [3] Panjabi M. M. et al.: *On the Understanding of Clinical Instability*. Spine, Vol 19, No 23, pp. 2642-2650, 1994.
- [4] Richman J. D., et al.: *Biomechanical Evaluation of Cervical Spine Stabilization Methods Using a Porcine Model*. Spine, Vol. 20, No 20, pp. 2192-2197, 1995.