Experimentální Analýza Napětí 2004

COMPLEX MODELING BACKBONE ELEMENT WITH CERVICAL FIXATORS
KOMPLEXNÍ MODELOVÁNÍ PÁTEŘNÍHO PRVKU S KRČNÍMI FIXÁTORY

Marcela Šlechtová [1], Ján Kočiš[2], Zdeněk Florian[3], Tomáš Návrat[4]

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 8 vertebra segments with applied fixators Cervi-Lok and Morscher which are suitable for stabilization of cervical spine. Experiments are performend on testing machine called Zwick Z 020 TDN. Combination of loading - tension+torsion and compresion+torsion is applied. In conclusion the assessment of fixator is performed from the view of applied loading.

Keywords *biomechanics, cervical spine, fixator, computational modelling,experimental modelling, FEM*

Klíčová slova *biomechanika, krční páteř, fixátor, výpočtové modelování, experimentální modelování, MKP.*

Úvodem

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.

Řešení klinických problémů se odehrává v několika rovinách. V rovině lékařské probíhají klinické studie, které se zaměřují na relativně dlouhodobé sledování aplikovaných fixátorů a jejich srovnávání z hlediska získané pooperační stability. V úrovni biomechanické se provádějí různé druhy mechanických zkoušek a provádí se výpočtové modelování. U všech typů fixátorů byly pozorovány různě závažné biomechanické komplikace (např. zalomení či uvolnění šroubu ap.). Četnost výskytu komplikací se u jednotlivých typů implantátů liší.

Cílem práce je jednak vytvořit model soustavy fixátor-kost, na kterém bude provedena deformačně napjatostní analýza jejíž výsledky mají přispět k možnosti porovnání

[1] Ing. Marcela Šlechtová : UMTMB FSI VUT v Brně, Technická 2896/2, 619 69 Brno, tel.: +420 541 142 874, e-mail: slechtova@umt.fme.vutbr.cz

[2] Mudr. Ján Kočiš: Klinika traumatologie v Úrazové nemocnici v Brně, Ponávka 2-10, 662 50 Brno; tel.: +420 545 538 393

[3] Ing. Zdeněk Florian, CSc: UMTMB FSI VUT v Brně, Technická 2896/2, 619 69 Brno, tel.: +420 541 142 863, e-mail: florian@umt.fme.vutbr.cz

[4] Ing. Tomáš Návrat: UMTMB FSI VUT v Brně, Technická 2896/2, 619 69 Brno, tel.: +420 541 142 869, e-mail: navrat.tomas@centrum.cz

fixátorů z hlediska jejich uvolnění a působení na okolí. Dále pak provedení experimentů s daným fixátorem, které doplňují výpočty a slouží ke srovnání jednotlivých protetik z hlediska fixace.K výpočtovému modelování je použit výpočtový systém Ansys 5.7. Experimentální studie je provedena na zkušebním stroji Zwick Z 020-TDN.

Experimentální modelování

Výběr vhodného zkušebního zařízení

Je známo, že zatížení páteře má komplexní charakter. Na základě tohoto tvrzení můžeme modelování zatížení páteřního segmentu považovat za velmi obtížné. Segment páteře je zatížen kombinací základních pohybů páteře (flexe, torze, komprese případně extenze). Vzhledem k tomu, že zařízení běžně využívaná v technické praxi umožňují zpravidla modelovat pouze kompresi a extenzi, je potřeba vyrobit zařízení podle individuálních požadavků klienta, případně použít zařízení navržené přímo biomechanickou laboratoří. Modely zatížení využité pro konkrétní případy se liší jednak podle řešeného problému (podstatné složky zatížení) a dále pak podle možností realizace na tom kterém zkušebním zařízení.

Obr.1 Měřící zařízení

Na ÚMTBM FSI v Brně, kde byla experimentální část prováděná, je zkušební stroj Zwick Z 020-TND. Tento je 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 mikrometru. Počítačové řízení umožňuje volbu zátěžného cyklu. K vybavení stroje patří systém zpětné vazby, která umožňuje nastavit i velmi malé rychlosti zatěžování. Od roku 2001 je ve výbavě tohoto stroje torzní hlava s maximální hodnotou kroutícího momentu 20 Nm, a řadou upínacích čelistí včetně upínacích hlav pro torzní zkoušky, viz obr.2. Dále je stroj doplněn měřícími hlavami s rozsahem do 100 N a do 2500 N. V neposlední řadě je součástí tohoto stroje teplotní komora s rozsahem teplot -60 - +250 stupňů Ceslsia.

Uvedené parametry umožňují provedení řady biomechanických zkoušek, včetně zkoušek páteřních segmentů, případně páteřních segmentů s fixátory.

Příprava zkušebních vzorků

Pro experimentální studie se používají různé druhy vzorků. Na tomto místě je vhodné podotknout, že při použití vzorků cadaverických, mají tyto různé mechanické vlastnosti a musejí se tedy řešit speciální problémy. Navíc dostupnost takovýchto vzorků je značně omezena. Na našem pracovišti se tedy pro experimenty s páteřními fixátory využívají páteřní segmenty z vepře domácího. Důvody jsou jejich relativně snadná dostupnost a jistá podobnost z hlediska velikosti s obratli lidskými.

Pro řádnou realizaci zkoušky je třeba vyřešit problematiku upínání biologických vzorků do zařízení určeného pro technická měření.Tedy zajistit stabilní polohu zkušebního vzorku vůči

měřícímu zařízení. Pro zajištění polohy biologického vzorku nelze většinou využít přípravky pro technické materiály, které jsou ve výbavě zařízení. Tato zařízení je potřeba buď upravit nebo je nutné navrhnout úplně nová zohledňující specifika biologického vzorku.

Jako efektivní se v našem případě jeví zalévání vzorků do plastické hmoty, které používáme jak pro testy páteřních fixátorů tak i pro zkoumání mechanických vlastností páteřních prvků. Použitá plastická hmota musí splňovat požadavek na dostatečnou únosnost, která musí být větší než únosnost páteřního segmentu. Tomuto požadavku vyhovuje hmota Durakryl používaná v našich experimentech. Pro náš experiment byly navrženy speciální zalévací misky. opatřené čepy. U nichž musel být tedy vyřešen problém nežádoucího vytažení vzorku v průběhu experimentu a zároveň snadné výměny testovaných vzorků. Vzorky jsou tedy v misce zajištěny šrouby, které lze po provedené zkoušce jednoduše uvolnit a zkušební vzorek vyměnit. Pro snadné upnutí misek se vzorkem byly vytvořeny speciální hlavy z šestičelisťových soustružnických sklíčidel.

Obr. 2 Zkušební vzorek

Z hlediska dodržení stejných podmínek při opakovaných zkouškách je nutné provádět zalévání vzorků v přípravcích. V případě testování páteřních fixátorů šlo o dodržení souososti fixátorů a zkušebního stroje. Dodržení souososti je nutné pro vyloučení resp. potlačení ohybového namáhání. Vzhledem k tomu, že vzorky budeme zatěžovat kombinací tahu resp. tlaku a krutu.

Před započetím vlastního zalévání je potřeba upravit i samotný páteřní segment. Bylo potřeba zbavit segment okolních tkání. Při čištění nesmí dojít k poškození segmentu z hlediska jeho funkčnosti s ohledem na prováděná měření.

Provedení vlastní zkoušky

Cílem experimentů je srovnání mechanických vlastností páteřního vzorku (segmentu) neporušeného, s porušenou páteřní ploténkou a předním vazivovým aparátem, s porušenou ploténkou a aplikovaným fixátorem. Experimenty jsou zaměřeny na krční páteřní fixátory Cervi-Lok a Morscher. Příprava vzorků a vlastní experiment byly provedeny v laboratořích UMTMB FSI VUT v Brně.

Zatížení vzorků bylo kombinací tahu případně tlaku s torzí. Průběh zatěžování byl následující: Nejdříve byl vzorek zatížen tahem na předepsanou hodnotu a následně torzí, přičemž torzní zatěžování mělo deformační charakter, což znamená, že řídící veličinou byl úhel zkroucení. Vzhledem k tomu, že zkoušky krčních páteřních segmentů jsme prováděli poprvé a v literatuře se nám nepodařilo nalézt obdobnou zkoušku, bylo nutné velikosti zatížení odhadnout. Na základě funkční analýzy a zkušeností se zkoušením hrudních segmentů jsme velikost osové síly stanovili na 200 N. Zkoušky jsme prováděli pouze pro extensi, neboť při kompresi je významně zapojen zadní aparát a poškozený segment je významně stabilnější než při extensi. Velikost úhlu zkroucení byl stanoven v rozmezí 5-10°. Pro přesnější stanovení torzního úhlu jsme provedli zkoušku neporušeného páteřního

segmentu s maximálním úhlem zkroucení 10°. Bylo zjištěno, že po překročení zkroucení 6° dochází ke změně tuhosti vzorku a k nárůstu trvalé deformace, která je nepřípustná. Proto jsme téměř všechny další zkoušky prováděli s úhlem torze 5°. Při torzním zatěžováním je měřenou veličinou velikost silové dvojice (momentu).

Při realizaci jednotlivých zkoušek byly využity všechny zkušenosti, které jsme získali z realizace zkoušek na hrudních segmentech, včetně hodnot nastavení parametrů zkušebního stroje.

Základní nastavení zkušebního stroje:

Rychlost příčníku 1 mm/min
Rychlost kroucení 30º/min
předzatížení: -2 N.
2 mm/min
0,1 Nm
100º/min

S uvedeným nastavením byly provedeny všechny experimenty.Zatěžování bylo prováděno pouze monotonní.

Hodnocení experimentální části

Velikost úhlu zkroucení: Tato problematika byla hodnocena u vzorku C1 a C2, uvedeme zde pouze závěrečná tvrzení. Při překročení hodnoty 5° úhlu zkroucení dochází u neporušeného vzorku ke změně tuhosti a narůstá podíl trvalé deformace. V případě porušeného vzorku s fixátorem (vzorek Cervi-Lok_01) nedochází při překročení úhlu 5° ke změně tuhosti. Na základě těchto skutečností byly další vzorky deformačně zatěžované zkroucením o úhel 5°.

Vliv fixátoru na stabilizaci vzorku: Srovnání naměřených hodnot silových dvojic viz obr 3.

a) **Cervi-Lok** - s tímto typem fixátoru byly provedeny experimenty na dvou vzorcích. Průměrná hodnota nárůstu velikosti momentu silové dvojice porušeného vzorku s fixátorem vzhledem k porušenému vzorku byla 35,63% a dosáhla 66,27% hodnoty neporušeného vzorku. Procentuální hodnoty byly vztaženy k průměrné hodnotě neporušenému vzorku (12,69 Nm).

Poznámka: Při experimentu na druhém vzorku došlo k porušení závitu na jednom šroubu. Nárůst velikosti silové dvojice vzhledem k porušenému vzorku byl v tomto případě v průměru 1,67%. Po nahrazení strženého šroubu novým, se průměrná hodnota nárůstu zvýšila na 39,49%.

b) **Morscher** - s fixátorem typu Morscher byly provedeny experimenty na osmi resp. na sedmi vzorcích, neboť osmý vzorek se při úvodním zatěžování uvolnil. U jednoho vzorku (M2-1) byl před zpracováním porušen zadní aparát. Uvedené porušení bylo zjištěno až po zalití vzorku, proto byl experiment realizován. Zjištěné hodnoty popisují úroveň stabilizace při předním i zadním porušení s aplikací pouze předního fixátoru. Tyto hodnoty mají pouze orientační charakter.

Průměrná hodnota nárůstu velikosti momentu silové dvojice porušeného vzorku s fixátorem vzhledem k porušenému vzorku byla 69,86% a dosáhla 107,42% hodnoty neporušeného vzorku. Procentuální hodnoty byly vztaženy k průměrné hodnotě neporušenému vzorku, která činí 11,39 Nm.

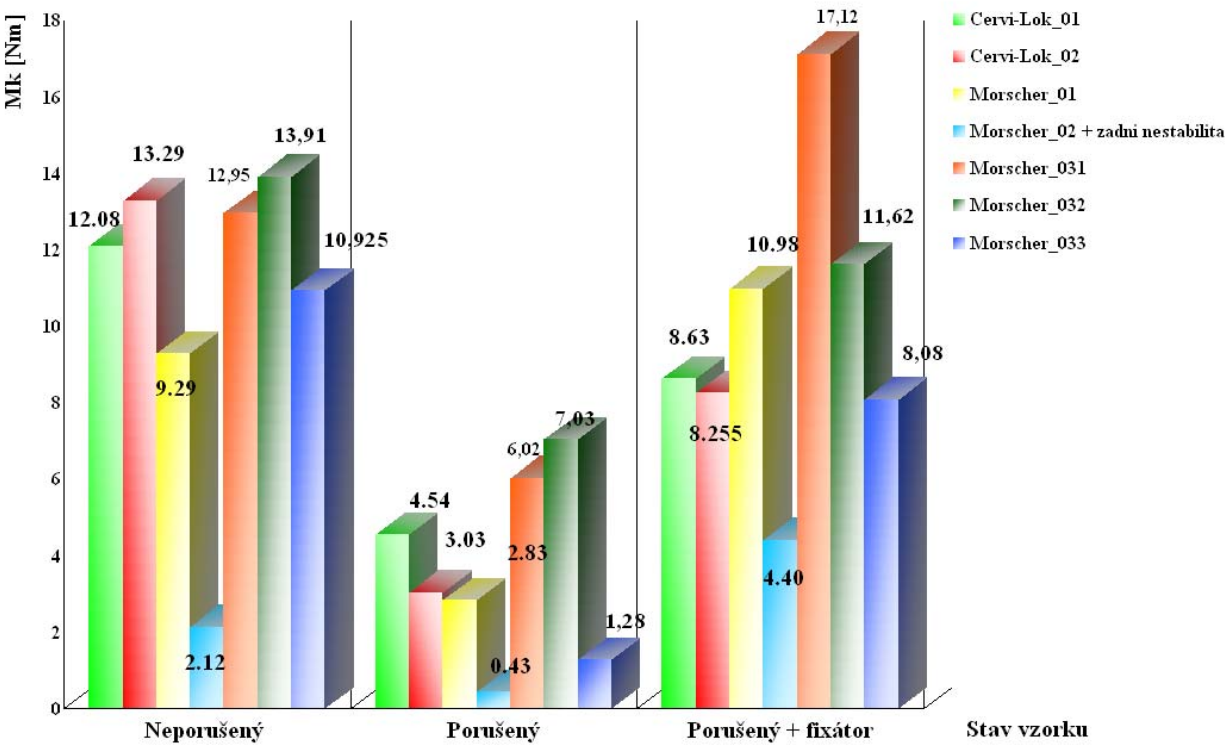
Poznámka: Při vyhodnocování experimentu na vzorcích s fixátorem Morscher byla zjištěna dále následující závislost velikosti momentu silové dvojice potřebné na zkroucení páteřního vzorku s fixátorem na nárůstu hodnotoy velikosti momentu u porušeného vzorku. Uvedenou závislost nesplňuje vzorek M32. Při analýze

uvedeného stavu jsme vzali v úvahu zkušenosti s fixátorem Cervi Lok. U vzorku C2 porušeného s fixátorem v důsledku poškození jednoho šroubu, byla hodnota nárůstu silové dvojice vzhledem k poškozenému vzorku přibližně nulová. U fixátoru Morscher by bylo možné hodnotit kvalitu spojení šroubu kost pouze měřením velikosti momentu silové dvojice potřebné k aplikaci šroubu. Protože jsme tuto veličinu neměřili, můžeme se pouze domnívat, že u vzorku M32 aplikace jednoho šroubu nebyla sto procentní.

Výpočtové modelování

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

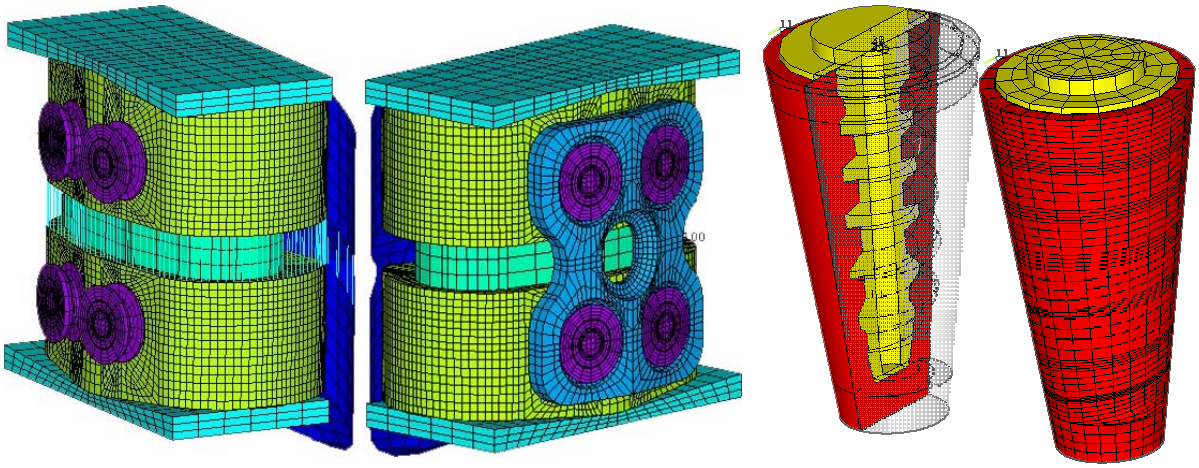
V rámci tohoto modelování bylo vytvořeno několik modelů různých typů, na různé rozlišovací úrovni. Pro simulaci experimentu bylo nutno vytvořit celkový model soustavy. Pro tento model bylo nutno snížit i geometrickou úroveň šroubů. Šrouby jsou modelovány hladké a místo pojistné matice jako šrouby s hlavou.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



Obr. 3 Srovnání naměřených hodnot Mk u všech provedených experimentů

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 elemetů s vysokou tuhostí, které modelují vazy pohybového segmentu. Pomocí těchto elemetů 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.



Obr. 4 Výpočtové modely

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 se směrem aplikované tažné síly. 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.

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 konstatní 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 tkáně 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.

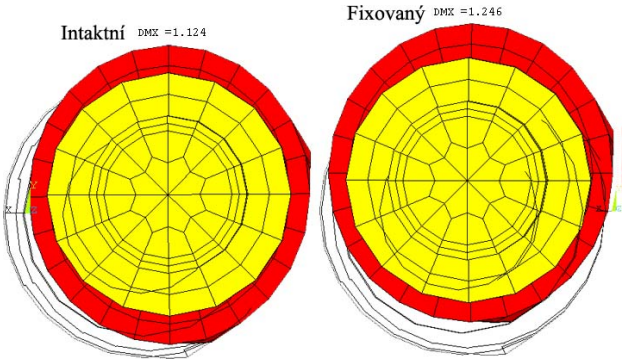
Bylo proto nutno využít pro výpočet kontaktních poměrů na stykových plochách modely s jemnější sítí, proto byl zvolen postup pomocí modelů částí soustavy (submodelů). Tato metoda umožňuje načíst jako vstupní údaje pro výpočty detailních modelů deformace a posuvy zjištěné u modelů celkových.

Vzhledem ke zjištěným posuvům celkových modelů byl vytvořen submodel bez fixační dlahy. Kolem šroubu je modelováno těsné okolí tvořené kostí tkání. 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 .

Nejprve byly vytvořeny modely celého šroubu a okolní kostní tkáně. 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.

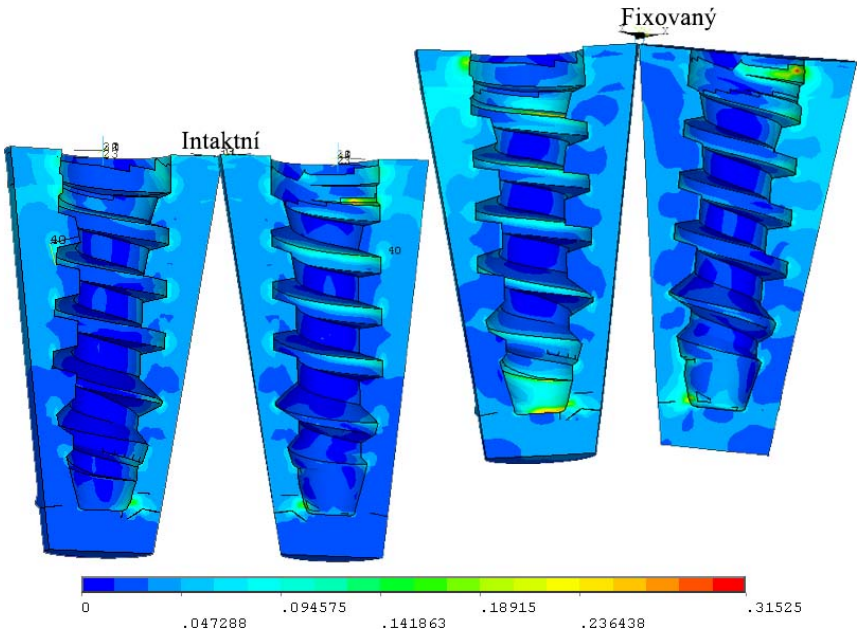
Ukázka výsledků výpočtového modelování

Ukázka výsledků výpočtového modelování analyzována na jednom šroubu soustavy. Na obrázku obr. 5 jsou znázorněny deformované sítě jednotlivých submodelů. Z tohoto obrázku je patrné, že aplikací fixační dlahy se změní deformace soustavy. U modelu fixovaného je patrný odpor soustavy vůči torzi (u submodelu pohyb ve vodorovné ose).

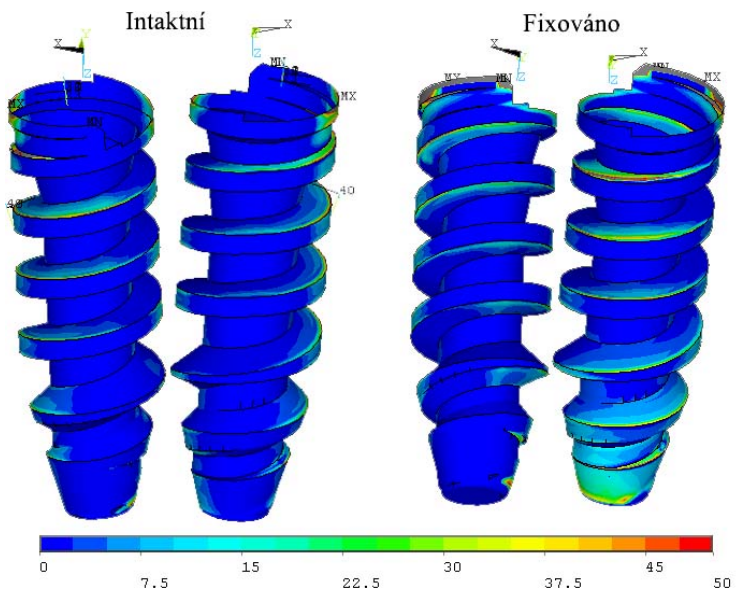


Obr. 5 Deformované sítě

Ze sledovaných veličin dále uveďme srovnání ekvivalentní deformace u níž došlo pro fixovaný model k nárůstu a změně rozložení, které jsou patrné z obrázku obr. 6.



Obr. 6 Srovnání ekvivalentní deformace



Obr. 7 Srovnání kontaktních tlaků

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 obr. 7. Na rozložení kontaktního tlaku u fixované soustavy je patrné zatížení i spodní části šroubu a změna rozložení podél šroubovice. Lze také konstatovat, že je rozložení rovnoměrnější podél celého profilu závitu než u intaktní soustavy.

Závěr

V rámci experimentální studie byly testovány vzorky s aplikovanými fixátory Cervi-Lok a Morscher. Páteřní segmenty byly umístěny do speciálního přípravku a jejich poloha byla zajištěna zalitím speciální hmotou (Durakryl). Testy proběhly celkem na 8 vzorcích. K experimentům bylo využito měřícího stroje Zwick Z 020-TDN, na němž byly všechny vzorky namáhány kombinovaným namáháním tah+krut, případně tlak+krut.

Z výsledků experimentu vyplývá, že testované fixátory fixují polohu sousedních obratlů za stavu anteriorního poškození páteřního segmentu při testovaném namáhání. Experimenty jasně prokázaly nárůst velikosti momentu silové dvojice u porušeného vzorku s fixátorem Morscher v průměru na hodnotu neporušeného vzorku a v případě fixátoru Cervi-Lok se získané hodnoty pohybují kolem 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 a ze zjištěného rozložení vyšetřovaných veličin lze zkonstatovat, že k největšímu poškozování 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.

Literatura

[1] Florian Z., Kotek V.: *Zařízení pro experimentální modelování biomechanických vlastností* – Nečtiny 2002, Sborník konference "Výpočtová mechanika 2002" ISBN 80-7082-903-6

[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.

Poděkování

Práce vznikla za podpory projektu MSM 262100024.