

Experimentální **A**nalýza **N**apětí **2003**

COMPUTATIONAL AND EXPERIMENTAL MODELLING BACKBONE ELEMENT WITH APPLIED FIXATOR CERVİ - LOK

EXPERIMENTÁLNÍ A VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ PÁTEŘNÍHO PRVKU S APLIKOVANÝM FIXÁTOREM CERVİ - LOK

Marcela Šlechtová¹, Ján Kočiš², Zdeněk Florian³, Tomáš Návrat⁴

Experimental study of a spinal elements with applied cervical fixators is presented. Established experimental study is performed on 4 vertebra segments with applied fixators Cervi-Lok and Morscher 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.

Keywords

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

1 Úvod

Páteř je jednou z nejdůležitějších částí lidského těla. Plní v lidském těle celkem tři funkce a to statickou (nese hlavu, hrudník a horní končetiny), dynamickou (umožňuje pohyb hlavy, hrudníku, pánve a končetin) a v neposlední řadě funkci ochrannou (chrání míchu a její kořeny). Krční páteř má rozsáhlou pohyblivost ve všech směrech, předčí tím všechny části těla.

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

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

²Mudr. Ján Kočiš: Klinika traumatologie v Úrazové nemocnici v Brně, Ponávka 2-10, 662 50 Brno; tel.: +420 545 538 393, +420 545 538 394, +420 545 538 397

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

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

jejich srovnávání z hlediska získané pooperační stability. V úrovni biomechanické se provádějí různé druhy mechanických zkoušek a provádí se výpočtové modelování.

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 (povolení matice šroubu, degradace kosti v těsném okolí šroubu) 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 fixace.

K výpočtovému modelování je použit výpočtový systém ANSYS 5.7. Experimentální studie je provedena na zkušebním stroji ZWICK Z 020-TDN.

2 Použití a popis fixátorů

Pomocí experimentálního modelování se nejčastěji provádí srovnávání různých typů fixátoru z hlediska stabilizace provedené fixace. V rámci naší experimentální studie jsou srovnávány dva typy krčních anteriorních fixátorů. Jsou to

- fixátor Morscher - tento fixátor sestává z fixační destičky (v různých délkách) a čtyřech šroubů, které mají v horní části vnitřní závit a čtyřech rozpínacích červíků.
- fixátor Cervi-Lok - tento fixátor sestává z fixační destičky, čtyřech šroubů a čtyřech pojistných matic.

Oba fixátory jsou anteriorní tedy určené pro přední přístup k operaci (operovány jsou krkem). Součástí obou fixátorů jsou unikortikální šrouby (relativně krátké šrouby, které procházejí pouze jednou kortikální vrstvou obratle a nepronikají do páteřního kanálu) při jejichž použití je značně sníženo riziko porušení páteřního kanálu a tím poškození míchy.

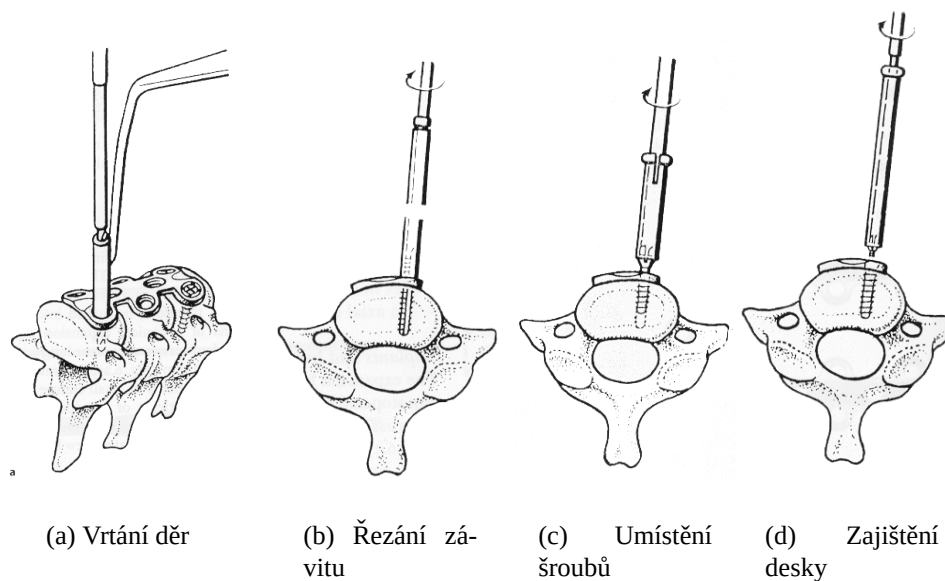
2.1 Operační zákrok

Při aplikaci anteriorního fixátoru leží na zádech. Před aplikací fixátoru je nutno provést odpreparování měkkých struktur krku a je třeba se pomocí speciálního instrumentária dostat na přední stranu těla obratle. Dále je porušen podélný vaz krční páteře a pod kontrolou rtg-zesilovače je provedeno úplné odstranění poraněné struktury a revize sousedních obratlů. Po odstranění poškozených struktur se zkontroluje zadní strana obratle (durální vak). Při poranění míchy se vyplachuje páteřní kanál chlazeným fyziologickým roztokem. Dále operátor odstraní chrupavku krycích (kloubních) ploch sousedních obratlů pro kostní hojení později aplikovaného kostního štěpu. Po vyměření velikosti intervertebrálního (meziobratlového) prostoru po odstranění poškozených struktur je, po odběru z hřebene lopaty pánevní kosti do připraveného ložiska, aplikován kortikospongiosní štěp (autologní). Teprve po-té následuje samotná aplikace stabilizačního systému.

Zde je nutno zdůraznit, že další postup se liší podle konkrétního použitého stabilizačního systému viz Obr.2(a) a Obr.2(b).

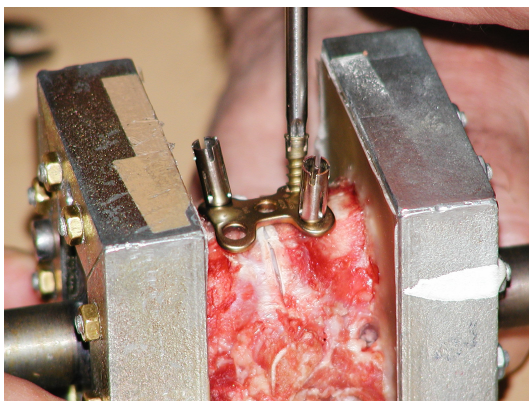
2.1.1 Fixátor Morscher

U tohoto fixátoru jsou nejdříve vyvrtány pomocí stabilizačních pouzder se zarážkou díry pro šrouby a je do nich vyvrtán závit. Po - té je přiložena fixační destička příslušné velikosti a je

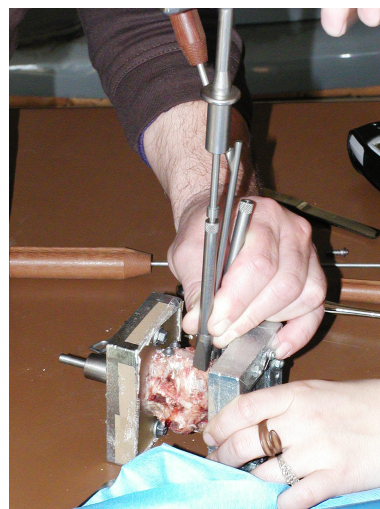


Obr. 1: Postup připevnění implantátu

pomocí šroubů přitažena přímo k tělům obratlů. Po připevnění desky šrouby jsou do otvorů ve šroubech zašroubovány pojistné červíky čímž dojde k roztažení šroubů v otvorech destičky a vzniká soustava v níž nedochází k vzájemným pohybům komponent.



(a) Fixátor Morscher



(b) Fixátor Cervi-Lok

Obr. 2: Aplikace fixátorů

2.1.2 Fixátor Cervi-Lok

Pro aplikaci tohoto fixátoru jsou stejně jako u předchozího typu fixátoru pomocí vrtacího pouzdra vyvrtány otvory pro šrouby a do nich vyřezán příslušný závit. Po - té jsou zašroubovány šrouby, na ně je přiložena destička příslušné velikosti, která je připevněna maticemi. Šrouby mají na své horní straně límec na nějž po aplikaci přiléhá destička. Po aplikaci tohoto fixátoru nedochází k přímému kontaktu fixační destičky a těla obratle.

3 Experimentální modelování

Experimentální studie zaměřená na srovnání dvou běžně aplikovaných fixátorů (typu Morscher a typu Cervi-Lok) je prováděna ve spolupráci se Klinikou traumatologie v Úrazové nemocnici v Brně. Lékaři z této nemocnice poskytují pro experimenty implantáty a zajišťují jejich odbornou aplikaci na vzorek a Ústav mechaniky těles FSI VUT v Brně poskytuje experimentální zařízení a zajišťuje přípravu vzorků pro experimenty.

3.1 Experimentální zařízení ZWICK Z 020 - TDN

Zkušební stroj ZWICK Z 020-TND, na kterém provádíme většinu biomechanických experimentů, 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.



Obr. 3: ZWICK Z 020-TND

3.2 Příprava zkušebních vzorků

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.

Před započítím vlastního měření je potřeba páteřní segment zbavit okolních tkání. Při čištění nesmí dojít k poškození segmentu z hlediska jeho funkčnosti s ohledem na prováděná měření. Dalším úkonem je příprava segmentu pro upnutí do měřicího zařízení. Segment je umístěn a jeho poloha je fixována pomocí dentakrylu ve speciálním přípravku. Takto připravený vzorek lze použít pro námi navržený experiment.

3.3 Návrh experimentu

Pro úspěšnou realizaci experimentální studie je velmi důležitá volba zatížení a průběhu samotného experimentu. Pro náš experiment bylo zvoleno kombinované namáhání s následujícími parametry:

- Tah - tahová síla $F = 200\text{ N}$
- Krut - úhel natočení $\varphi = 5^\circ$

U výše uvedeného zatížení byl pro jeden případ modifikován tah na tlakové zatížení stejné velikosti a také byl pro jeden případ upraven úhel natočení na hodnotu $\varphi = 10^\circ$.

Při volbě zatížení jsme se opírali o zkušenosti lékařů, kteří udávají fyziologickou hodnotu úhlu natočení φ pro krut kolem 5° . Další prameny [2] a [3] udávají hodnoty úhlu natočení φ od 5.6° do 7.5° . Při našem experimentu jsme mohli využít zkušeností z experimentů prováděných na fixátoru MACS^{TL} - TWIN SCREW (určený pro hrudní a bederní páteř), který byl namáhán kombinovaným namáháním s těmito parametry:

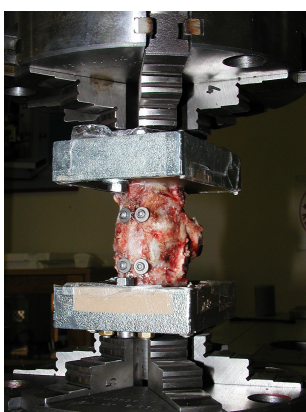
- Tah - tahová síla $F = 200\text{ N}$

- Krut - úhel natočení $\varphi = 10^\circ$

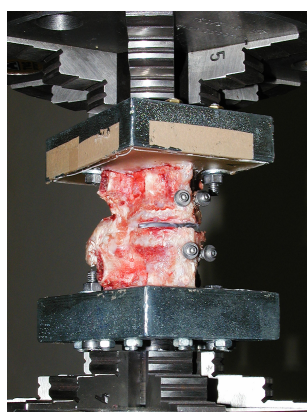
Samotné měření probíhalo následujícím postupem:

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

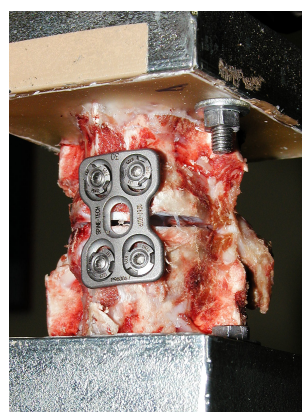
Testovány byla sada 4 vzorků z nichž na dva segmenty byl aplikován fixátor Cervi-Lok a na dva fixátor Morscher.



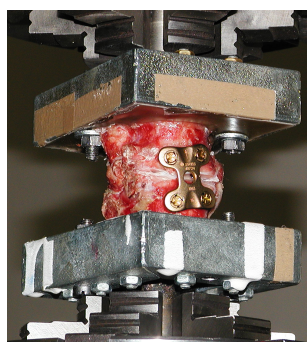
(a) Neporušený segment



(b) Segment s přední nestabilitou



(c) S fixátorem Cervi-Lok



(d) S fixátorem Morscher

Obr. 4: Testované vzorky

Vzorky byly postupně testovány ve stavu

- Intaktním (bez porušení vazivových struktur) Obr.4(a)
- S porušenou meziobratlovou ploténkou Obr.4(b)
- S porušenou meziobratlovou ploténkou a s aplikovaným fixátorem Obr.4(c) a 4(d)

U jednoho ze zkoušených segmentů bylo v průběhu experimentu zjištěno posteriotní (zadní) poškození (nestabilita). Na tento segment byl aplikován fixátor Morscher.

4 Výsledky experimentů

Naměřené hodnoty pro jednotlivé měřené varianty jsou uvedeny v tabulkách 2, 3 a 1 a grafické znázornění je na obrázcích 6, 7 a 5.

Při testech na neporušených vzorcích se dospělo k jistým hodnotám M_K , které můžeme pokládat za hodnoty pro zdravý páteřní segment a můžeme je považovat za referenční. Na jednotlivých měřených segmentech byly tyto hodnoty různé, což lze vysvětlit tím, že jednotlivé vzorky se do určité míry lišily velikostí.

Porušený páteřní segmentech (po porušení předního vazivového aparátu a meziobratlové destičky) lze pokládat za model poraněného páteřního segmentu. Z výsledků zjištěných u všech vzorků lze zkonstatovat, že po tomto narušení segmentu dochází k výraznému poklesu sledované hodnoty.

Za model stavu po lékařském zákroku (po implantaci) lze pokládat segmenty s předním poraněním a aplikovaným fixátorem. Z porovnání výsledků měření je zřejmé, že aplikováním fixátoru dojde ke zvýšení sledované hodnoty vzhledem ke stavu předchozímu (páteřní segment s předním poškozením). Vzhledem k "fyziologickému" stavu (nepoškozený páteřní segment) dojde u vzorků s aplikovaným fixátorem Cervi-Lok ke snížení sledované hodnoty a u vzorku s fixátorem Morscher k jejímu zvýšení.

Vzorek	Cervi-Lok .01	Cervi-Lok .02	Morscher .01	Morscher .02
Intaktní segment	12.08235	13.28795	9.29057	2.12218
Porušený segment	4.54347	3.02713	2.82552	0.433114
Fixovaný segment	8.62815	8.2546	10.9836	4.4

Tab. 1: Porovnání naměřených hodnot M_K

4.1 Segment s fixátorem Cervi-Lok

Jak bylo uvedeno byl fixátor Cervi-Lok aplikován do dvou vzorků. Z tabulky Tab.2 je patrné, že sledovaná hodnota M_K snížila poškozením předního vazivového aparátu a meziobratlové destičky u vzorku Cervi-Lok .01 asi na 38% hodnoty u neporušeného segmentu a u vzorku Cervi-Lok .02 na 23% původní "fyziologické" hodnoty.

Po aplikaci fixátoru dojde vzhledem k "fyziologickému" stavu (nepoškozený páteřní segment) u vzorků ke snížení sledované hodnoty pro vzorek Cervi-Lok .01 na 67.4% a u vzorku Cervi-Lok .02 na 62.1% původní "fyziologické" hodnoty.

U vzorku Cervi-Lok .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.

⁵Nedotažené šrouby fixátoru

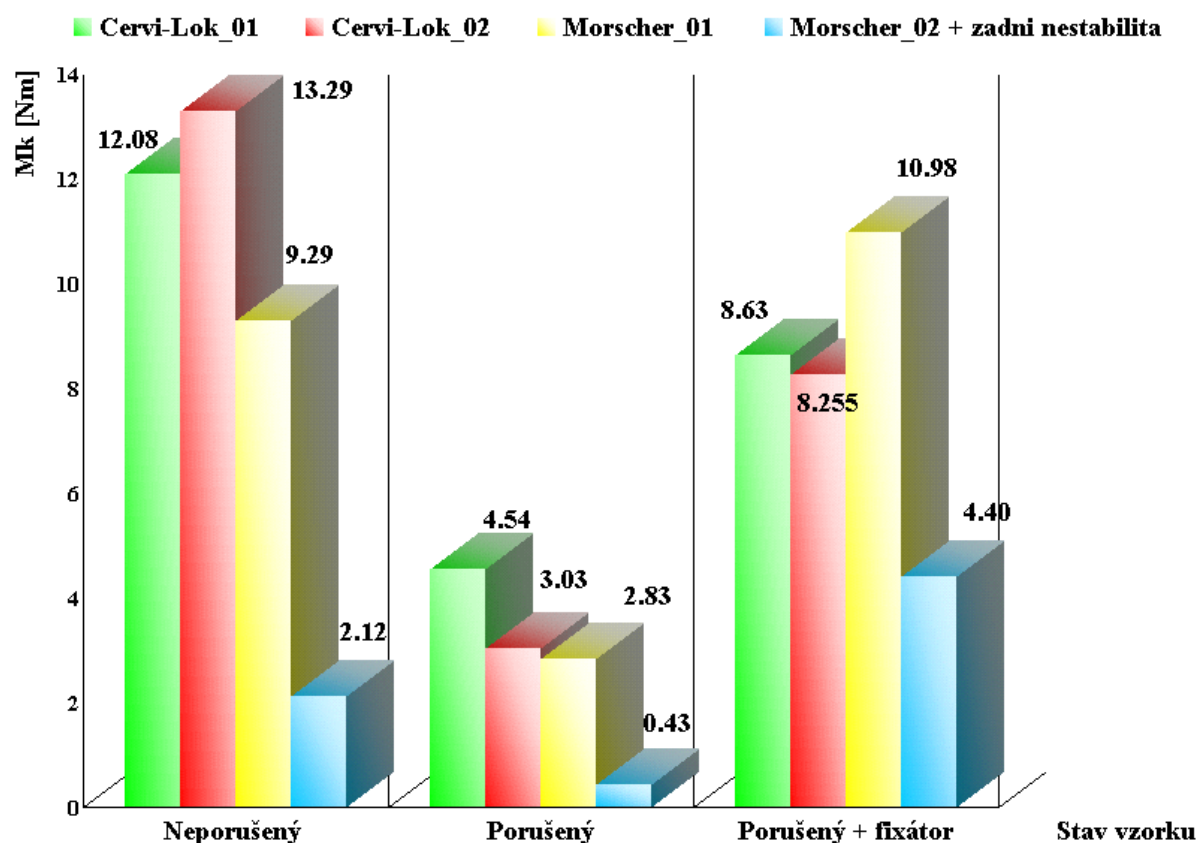
⁶Nedotažené šrouby fixátoru

⁷Měřeno za podmínek tah 200N úhel natočení $\varphi = 10^\circ$

⁸3 šrouby po dotažení, 1 špatně

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

¹⁰Po výměně poškozeného šroubu



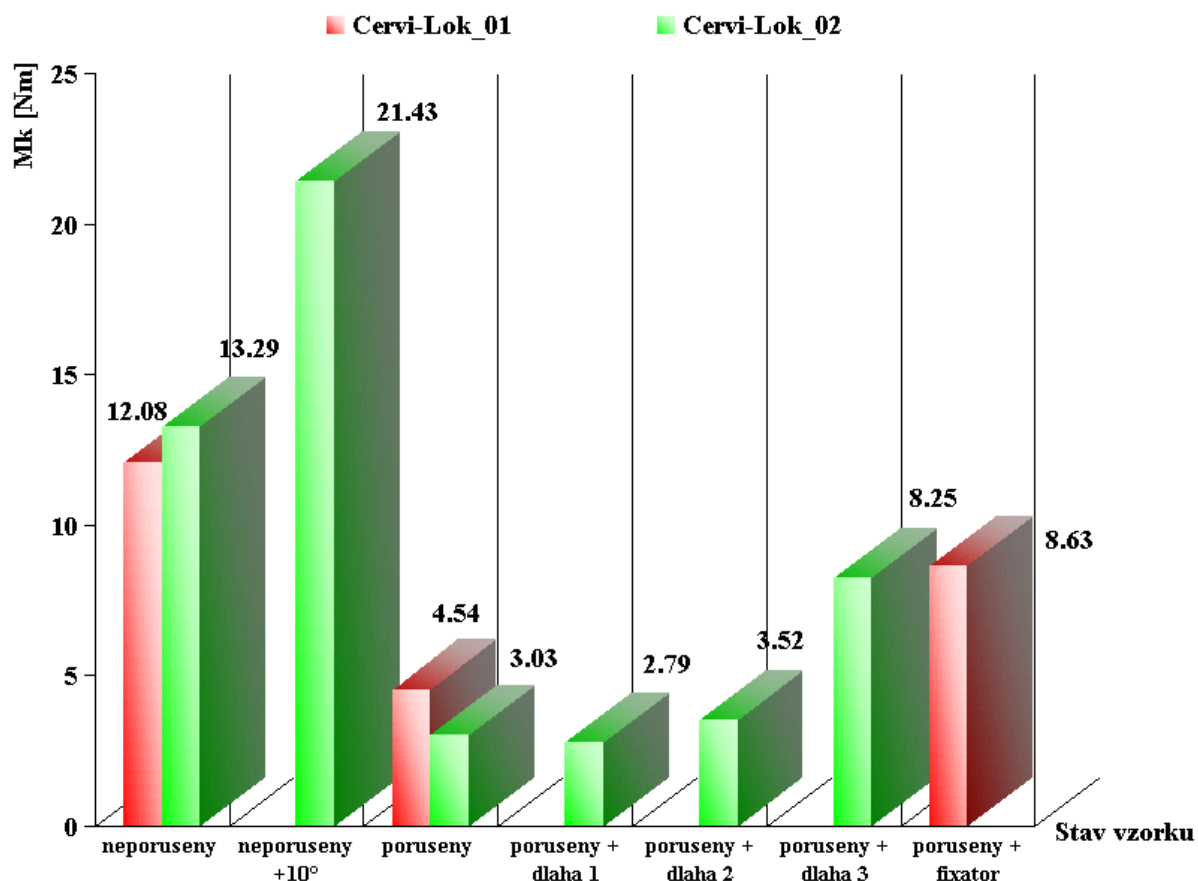
Obr. 5: Porovnání naměřených hodnot M_K

Vzorek	M_K [Nm]					
	Intaktní segment		Porušený segment	Segment + fixátor		Segment + fixátor při $\varphi = 10^\circ$
Cervi-Lok_01	11.604	ϕ 12.08235	4.54347	8.43652	ϕ 8.62815	14.1655
	12.5607			8.81978		
Cervi-Lok_02	13.0691	ϕ 13.28795	4.54347	2.46571 ⁵	ϕ 2.78533	—
	13.5068			3.10495 ⁶		
	20.8448 ⁷	ϕ 21.42645	3.02713	3.52122 ⁸	—	
	22.0081 ⁹			—	—	
	—	—	—	7.40982 ¹⁰	ϕ 8.254566667	
				8.48909		
				8.86479		

Tab. 2: Naměřené hodnoty M_K pro vzorky s fixátorem Cervi-Lok

4.2 Segment s fixátorem Morscher

Tento fixátor byl aplikován také do dvou páteřních segmentu. Podle zjištěných hodnot v Tab.3 lze obdobně jako v předchozích případech zkonstatovat , že u vzorku Morscher_01 klesla hodnota M_K na 30% a u vzorku Morscher.02 klesla tato hodnota az na 20% hodnoty nepoškozeného



Obr. 6: Naměřené hodnoty M_K pro vzorky s fixátorem Cervi-Lok

vzorku.

Po aplikaci fixátoru došlo vzorku Morscher_01 ke zvýšení sledované veličiny na 118% a u vzorku Morscher_02 ke zvýšení až na 207% hodnoty zjištěné u neporušeného páteřního segmentu.

U vzorku Morscher_02, kde byla zjištěno poškození zadních struktur se ukázalo, že toto poškození má významný vliv na velikost sledované veličiny. U tohoto segmentu byla také provedena zkouška namáháním tlak+krut. Z porovnání obou typů namáhání plyne, že s ohledem na zjišťovanou veličinu je kombinace tlak+krut příznivější (hodnota M_K je pro tuto kombinaci o 171% vyšší než hodnota pro kombinaci tah+krut).

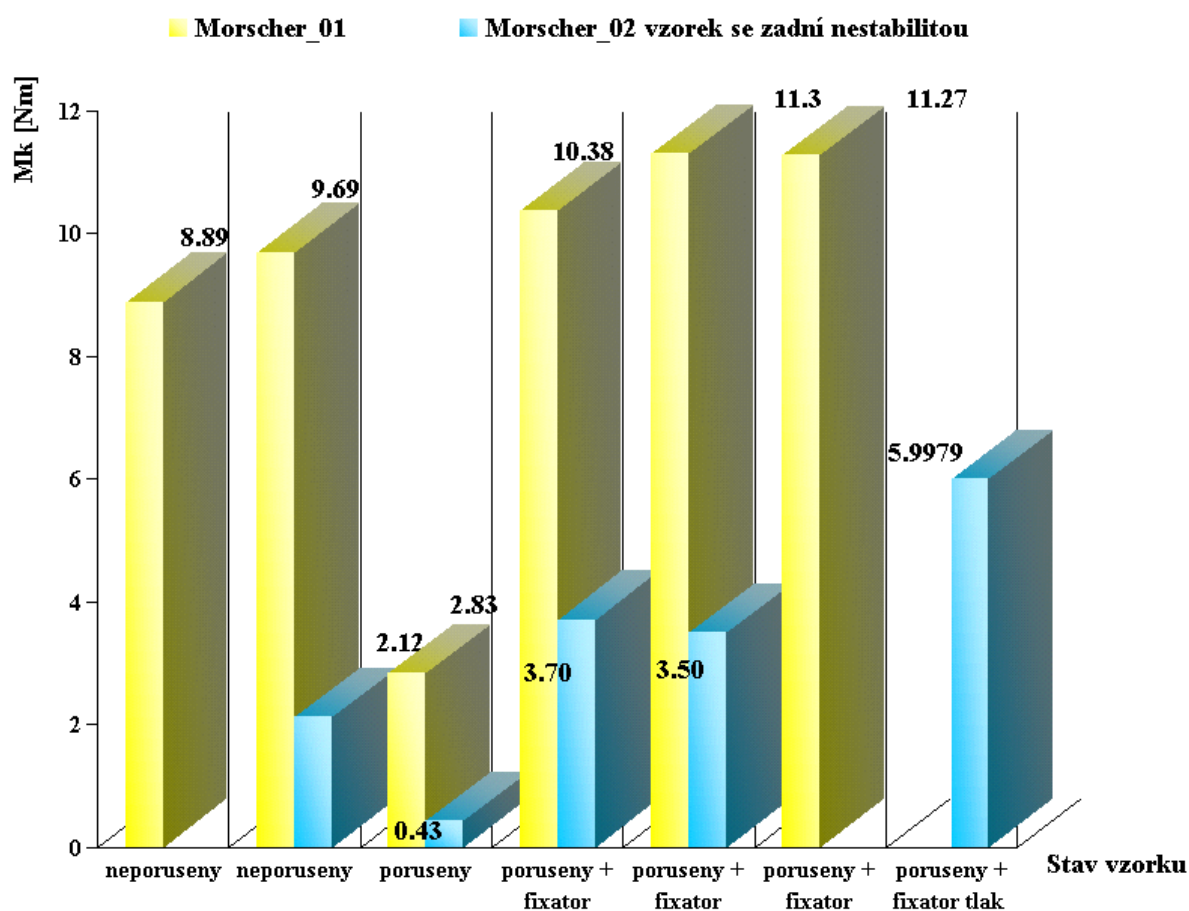
5 Závěr

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

¹¹Vzorek s indikovanou zadní nestabilitou

Vzorek	M_K [Nm]					
	Intaktní segment		Porušený segment	Segment + fixátor		Segment + fixátor tlak + krut
Morscher_01	8.88731	ϕ 9.290575	2.82552	10.3776	ϕ 10.9835333	—
	9.69384			11.2981		
	—	—	—	11.2749		
Morscher_02 ¹¹	2.12218	—	0.43311	3.70128	ϕ 3.602385	5.9979
				3.50349		

Tab. 3: Naměřené hodnoty M_K pro vzorky s fixátorem Morscher



Obr. 7: Naměřené hodnoty M_K pro vzorky s fixátorem Morscher

Cílem této studie bylo porovnání obou typů fixátorů z hlediska mechanických vlastností vzniklé soustavy. Experimenty se prováděli na páteřním segmentu neporušeném, na páteřním segmentu s porušením předních vazivových struktur a meziobratlové ploténky a na segmentu s aplikovaným fixátorem.

Z výsledků experimentu vyplývá, že oba typy fixátorů fixují polohu sousedních obratlů za stavu anteriorního poškození páteřního segmentu při testovaném namáhání, kde se získané hodnoty M_K pohybují u fixátoru Cervi-Lok kolem 60% hodnot neporušeného páteřního

segmentu a u fixátoru Morscher dojde dokonce ke zvýšení zjišťované hodnoty.

Zjištěné výsledky budou doplněny o výpočtové modelování, které se bude zaměřovat na zjištění vnitřních interakcí soustavy fixátor - kost v průběhu kombinovaného namáhání.

Poděkování

Práce vznikla za podpory GA ČR 101/01/0974 a projektu MSM 262100024.

Literatura

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