

# E xperimentální A nalýza N apětí

## 2004

### EXPERIMENTAL DETECTION OF MECHANICAL PROPERTIES OF VERTEBRAL ELEMENT WITH APPLIED MACS<sup>TL</sup> – TWIN SCREW IMPLANT

### EXPERIMENTÁLNÍ ZJIŠŤOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ PÁTEŘNÍHO PRVKU S APLIKOVANÝM FIXÁTOREM MACS<sup>TL</sup> – TWIN SCREW

Jiří Tošovský<sup>1</sup>, Zdeněk Florian, Tomáš Návrát, Radek Veselý<sup>2</sup>

*We prepared experimental measurement for detection of mechanical properties of vertebral element with applied MACS implant where we applied cyclic combination load (tension + torsion). Tension load was by constant force. Torsion load was deformation; it was by measurement process function of time. The measurement was made for compact vertebral element, disturbed vertebral element and disturbed vertebral element with MACS. We measured a torsion moment which we have to make for torsional displacement  $\varphi = 5^\circ$ . For the measurement was used pigs vertebral element.*

**Keywords:** *experimental modelling, vertebral element, implant, MACS<sup>TL</sup> – Twin Screw*

## 1. Úvod

Jeden z velmi nepříjemných problémů v současnosti, který se může v životě člověka vyskytnout, je zdravotní problém týkající se oblasti páteře. Tento problém může být vyvolán nezdravým životním stylem, úrazem (autonehoda apod.) ale i vlivem těžké nemoci (zhoubný nádor apod.). Z tohoto důvodu je tomuto tématu v posledních letech věnována velká pozornost a společnost vynakládá nemalé prostředky nejen pro léčbu a prevenci ale i na výzkum v této oblasti.

Poranění hrudní a bederní páteře se vyskytují převážně jako monotraumata nebo jako sdružená poranění, která nebývají často poznána při prvním vyšetření. Jeho odhalení vyžaduje speciální vyšetřovací metody a léčba patří s výjimkou léčení „stabilních“ typů poranění na specializovaná pracoviště. Pro zjišťování rozsahu poranění se v současnosti využívá diagnostických zařízení

---

<sup>1</sup> Ing. Jiří Tošovský, Ing. Zdeněk Florian, CSc., Ing. Tomáš Návrát: VUT FSI v Brně; Technická 2896/2, 616 69 Brno 616 69, ČR, tel.: +42041142869, e-mail: [tosa@centrum.cz](mailto:tosa@centrum.cz), [florian@umt.fme.vutbr.cz](mailto:florian@umt.fme.vutbr.cz), [navrat@umt.fme.vutbr.cz](mailto:navrat@umt.fme.vutbr.cz)

<sup>2</sup> MuDr. Radek Veselý: Úrazová nemocnice se Spinální jednotkou v Brně; Ponávka 2-10, 662 50 Brno; e-mail: [r.vesely@unbr.cz](mailto:r.vesely@unbr.cz)

jako jsou např. konvenční RTG, počítačový tomograf (CT) a magnetická rezonance (MRI) [1].

Léčebná metodika těchto poranění se dá rozdělit na dvě základní skupiny a to konzervativní léčba a operace. Fixátory páteřních obratlů (dále jen fixátory) se aplikují jen při operativním způsobu léčby instabilních poranění. Provedení operace může být uskutečněno předním (20-25%) nebo zadním (75-80%) přístupem [1,2]. Rozhodnutí o provedení operace závisí převážně na typu poranění.

Pro zjišťování mechanických vlastností fixátorů páteře se obvykle využívá výpočtové a experimentální modelování. V dnešní době zaznamenávají oba způsoby modelování velkého rozvoje díky rychlému vývoji výpočetní a měřicí techniky. Pro komplexní hodnocení mechanických vlastností fixátorů je nejen nutné analyzovat výsledky z výše uvedených způsobů modelování, ale i zohledňovat výsledky dosažené v klinické praxi.

Tato studie vznikla na podkladě spolupráce ÚMTBM při VUT FSI v Brně a Úrazové nemocnice se Spinální jednotkou v Brně. Pro další výzkum a vývoj v této oblasti je právě velmi důležitá spolupráce strojních inženýrů a odborníků z lékařské praxe.

## 2. Formulace problému a cílů řešení

Modelovat páteř respektive páteřní prvek vystavenou zatížení vznikající při určitých pohybech člověka je velmi obtížné. Obecně je známo, že páteř (dále jen páteřní prvek) je vystavena kombinací zatížení flexe (ohyb), torze (krut) a komprese (tlak) popř. extenze (tah). Pro studium chování páteřního prvku při výše uvedených zatěžovacích stavech, ať se jedná o kombinované zatížení či nikoliv, jsou vytvářeny experimentální či výpočtové modely různých úrovní. Na ÚMTBM při VUT FSI v Brně se touto problematikou zabýváme již několik let. Jedná se především o studie soustavy páteřní prvek s fixačním implantátem. V této problematice je naší snahou propojit (pokud je to možné) experimentální a výpočtové modelování. Toto propojení je realizováno tak, že na základě naměřené mechanické veličiny či veličin v experimentu, ladíme výpočtový model.

Na základě výše uvedených informací formulujeme náš problém takto:

**Vytvořit experimentální model páteřního prvku ve stavu neporušeném, porušeném a porušeném s fixačním implantátem takové úrovně, na které budeme schopni měřit určitou mechanickou veličinu (moment silové dvojice) při daném kombinovaném namáhání (tah + krut). Dle této mechanické veličiny poté posuzovat schopnost fixace použitého implantátu MACS. Toto měření provést při cyklickém zatěžování.**

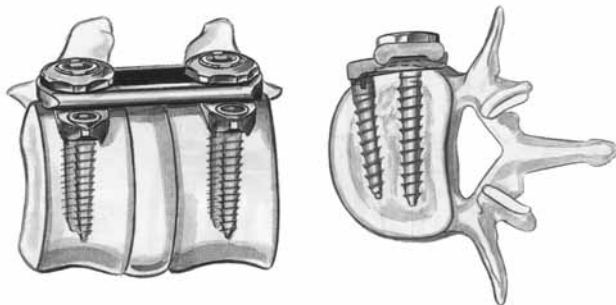
Cílem bude získání představy o chování páteřního prvku na základě naměřených hysterézních smyček momentu silové dvojice za stavu neporušeného, porušeného a porušeného páteřního prvku s fixačním implantátem při cyklickém zatěžování. Dále pak použití naměřených dat pro výpočtový model.

Při experimentu bude použito páteřního prvku z vepře domácího a jako fixační implantát použijeme implantát MACS<sup>TL</sup> - Twin Screw, který se používá pro stabilizaci hrudních a bederních obratlů. Zkoumaná soustava bude zatěžována kombinovaným cyklickým zatížením při třech výše uvedených stavech.

### 3. Použití a popis MACS<sup>TL</sup> – Twin Screw

MACS<sup>TL</sup> – TWIN SCREW (dále jen MACS<sup>TL</sup>) je jeden z nejmodernějších fixátorů určený pro oblast hrudní a bederní páteře (Th<sub>4</sub> - L<sub>5</sub>), který je endoskopicky implantovaný předním přístupem na boční stranu obratle (*Obr.1*). Hlavní předností by měla být jeho vynikající úhlová stabilita a velmi nízký profil bez nebezpečných hran, které jsou předpokladem pro minimální riziko traumatizace měkkých tkání v okolí fixace. Podle velikosti obratlů a rozsahu poranění jsou voleny velikosti jednotlivých částí fixátoru. Z toho důvodu dodává výrobce některé části v různých délkových variantách [2,4].

Fixátor (*Obr.2*) se skládá z těchto částí: polyaxiální šroub (1), stabilizační šroub (2), polyaxiální svorka (3), stabilizační deska (4), pojistný šroub (5), matice (6). Pro potřebu zafixování správné polohy biologického (kostního) štěpu se může použít šroub kostního štěpu (7) a svorka kostního štěpu (8).



*Obr.1 - Poloha MACS<sup>TL</sup> na obratli*



*Obr. 2 – Základní části MACS<sup>TL</sup>*

### 4. Experimentální modelování

Jak již bylo uvedeno v úvodu, experimentální část pro zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným fixátorem MACS<sup>TL</sup> je prováděna ve spolupráci s Úrazovou nemocnicí se Spinální jednotkou v Brně. Tato nemocnice poskytuje pro experiment implantát, ÚMTMB při VUT FSI v Brně poskytuje experimentální zařízení a zajišťuje přípravu vzorku pro experiment.

#### 4.1. Experimentální zařízení

Experiment byl prováděn na experimentálním stroji Zwick Z 020-TND (*Obr.3*) od firmy Zwick GmbH & Co, na kterém lze provádět statické a cyklické zkoušky [3]. Je to mechanický, počítačem řízený stroj, pro zkoušky jak v tlakové, tak tahové oblasti. Maximální hodnota zatížení je 20 kN. Stroj je dále vybaven snímačem prodloužení Multi-sens s přesností 0.1µm, torzní hlavou 20 Nm atd. Počítačové řízení umožňuje volbu zátěžového cyklu. K vybavení stroje patří systém zpětné vazby, která umožňuje nastavit i velmi malé rychlosti zatěžování.

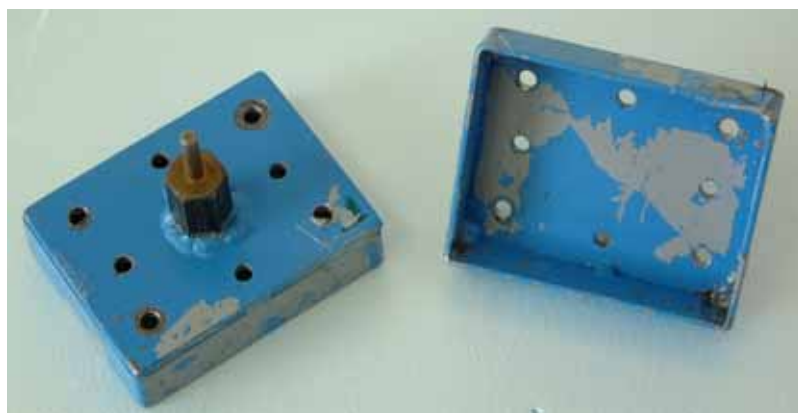


*Obr.3 – Zwick Z 020 -TND*

## 4.2. Příprava zkušební vzorku

Pro experiment jsou použity obratle z vepře *Obr. 6 – Zkušební vzorek* domácího, které se velmi často používají neboť jsou snadněji dostupné a svou velikostí podobné lidským obratlům. Před samotným usazením do přípravku musí být obratle očištěny od okolní tkáně. Při tomto úkonu nesmí dojít k porušení funkčnosti obratle a ploténky vzhledem k prováděné zkoušce.

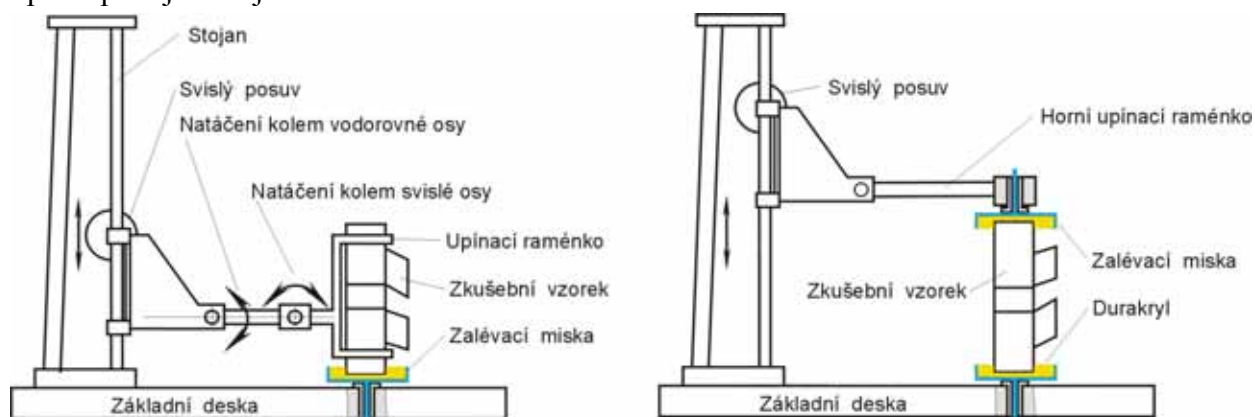
Takto očištěné obratle jsou připraveny pro další úkon a tím je umístění a zafixování polohy v zalévacích miskách se šestihranou upínací stopkou (*Obr. 4*). Upevnění obratlů do zalévacích misek je provedeno zalitím pomocí speciální hmoty (dentakryl), která umožňuje jejich zafixování v požadované poloze. Pro zajištění souososti upínacích stopek obou misek na vzniklém zkušebním vzorku je využito speciálně vyrobeného zařízení (*Obr. 5*), které nám tento požadavek umožní splnit.



*Obr. 4 – Zalévací misky*

Pokud je vše takto provedeno, zkušební vzorek (*Obr. 6*) je připraven pro zatěžovací zkoušku.

Uskladnění samotného obratle či již připraveného zkušební vzorku je provedeno v chladicím boxu neboť se jedná o bio-materiál, u kterého může dojít už při působení pokojové teploty k jeho znehodnocení. Pro samotné měření musí být teplota vzorku opět uvedena na teplotu pokojovou tj. asi 20°C.



*Obr. 5 – Zařízení pro dodržení pro zalívání obratlů*



*Obr. 6 – Zkušební vzorek*

## 5. Experimentální plán měření

Jak bylo uvedeno v předchozích kapitolách, zatížení páteře může být kombinací ohybu, krutu a tlaku popř. tahu. Experimentálně modelovat určitý pohyb je z tohoto důvodu velice komplikované, neboť je nutné použít speciálně zkonstruovaných zkušebních strojů, které jsou vyvinuty právě pro biomechanické zkoušky. Naše laboratoř není vybavena tímto strojem, ale je vybavena experimentálním strojem Zwick Z 020-TND, který nám umožní modelovat kombinaci tlakového či tahového zatížení s krutem, který je z hlediska namáhání prvků lidského skeletu významný.

Experimentální plán měření je následující:

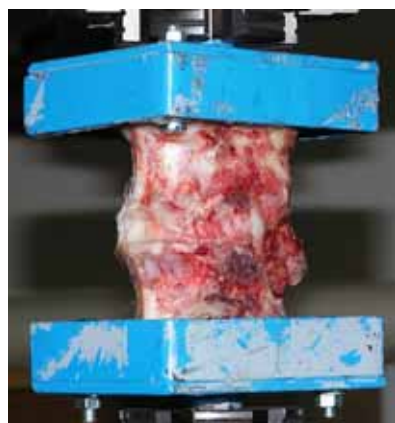
**Zkušební vzorek budeme zatěžovat kombinovaným zatížením tah + krut a to ve stavu neporušeného páteřního prvku (Obr.8), porušeného páteřního prvku (Obr.9) a porušeného páteřního prvku s aplikovaným fixátorem MACS (Obr.10). Zatížení zkušební vzorku bude cyklické (až 100 cyklů) s následujícími parametry: zatížení tahem: silové ( $F = 200\text{N}$ ), v čase konstantní. Zatížení krutem: deformační ( $\varphi = 5^\circ$ ) v čase proměnné při rychlosti  $30^\circ/\text{min}$  (20s na 1 cyklus). Snímanou veličinou bude moment silové dvojice, který je potřebná k pootočení o předepsaný úhel. Mezi jednotlivými sériemi měření provést minimálně 5 minut přestávku.**

Pod pojmem porušený páteřní prvek rozumějme provedenou nestabilitu předního sloupce – naříznutá ploténka (Obr.9).

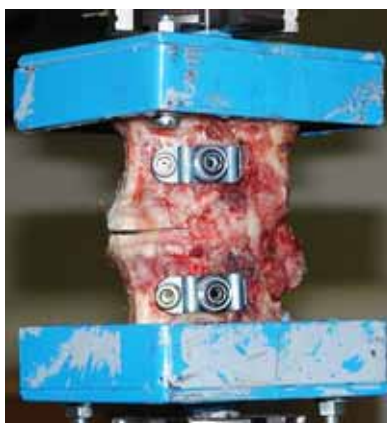
Tahové zatížení páteřního elementu je sice ojedinělé a pro náš zvolený cíl však konzervativnější, neboť zatížení tahem v jakémkoliv stavu obratle je “horší” než při tlakovém zatížení. Pokud se prokáže dobrá schopnost fixace implantátu MACS při tahovém zatížení, můžeme říci, že splnil tvrdší podmínky, než jsou na něho kladeny v případě tlakového zatížení vzorku.



Obr.7 - Zkušební vzorek v Zwick ZO20



Obr.8 – Neporušený páteřní prvek



Obr.9 – Porušený páteřní prvek



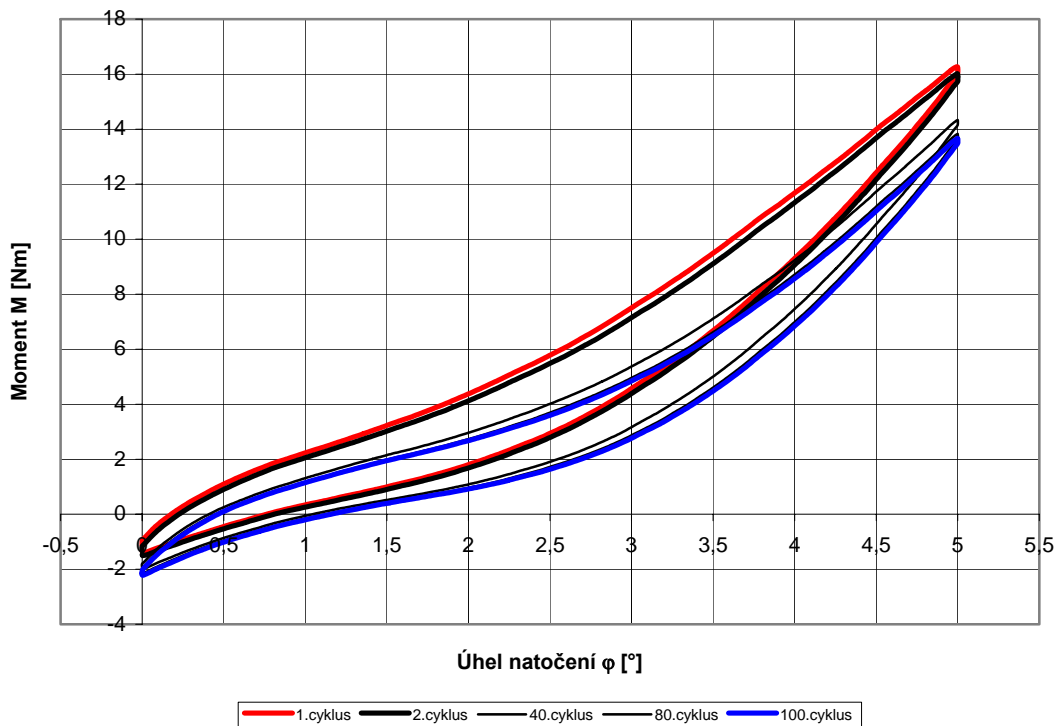
Obr.10 – Porušený páteřní prvek s implantátem MACS

## 6. Prezentace a analýza výsledků měření

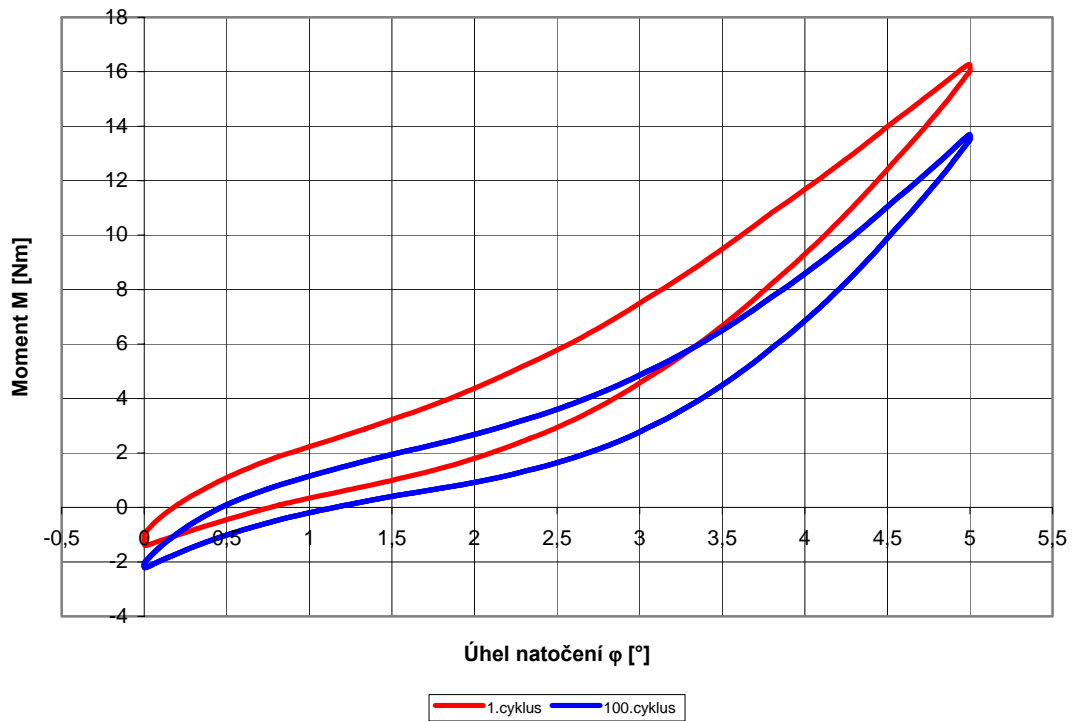
Dle experimentálního plánu měření byly na vytvořeném zkušebním vzorku naměřeny pro každý stav 2 série měření. Počet cyklů u obou sérií byl shodný a to na neporušeném páteřním prvku - 100 cyklů, porušeném a porušeném páteřním prvku s implantátem MACS - 50 cyklů. Z porovnání dosažených výsledků v 1. a 2. sérii měření je patrné, že charakter hysterézních křivek zůstal zachován, liší se však dosaženými hodnotami momentu silové dvojice. Maximální hodnoty momentu silové dvojice odchyľují o 2 Nm (např. 1.cyklus, 1. měření  $M_{\max}=16$  Nm, 1.cyklus, 2. měření  $M_{\max}=14$  Nm pro neporušený stav) což může být způsobeno i nedostatečnou prodlevou mezi měřeními (časová prodleva byla 5 minut), neboť jak bude uvedeno dále, zatěžovaná soustava vykazuje viskoelastické vlastnosti. Jelikož nás převážně zajímá charakter hysterézních křivek, nebudu zde uvádět výsledky naměřené v druhé sérii.

Na *Grafu 1-6* jsou zobrazeny závislosti úhlu natočení  $\varphi$  na momentu silové dvojice  $M$  pro tři různé zatěžovací stavy a předem stanovené, v experimentálním plánu uvedené, podmínky.

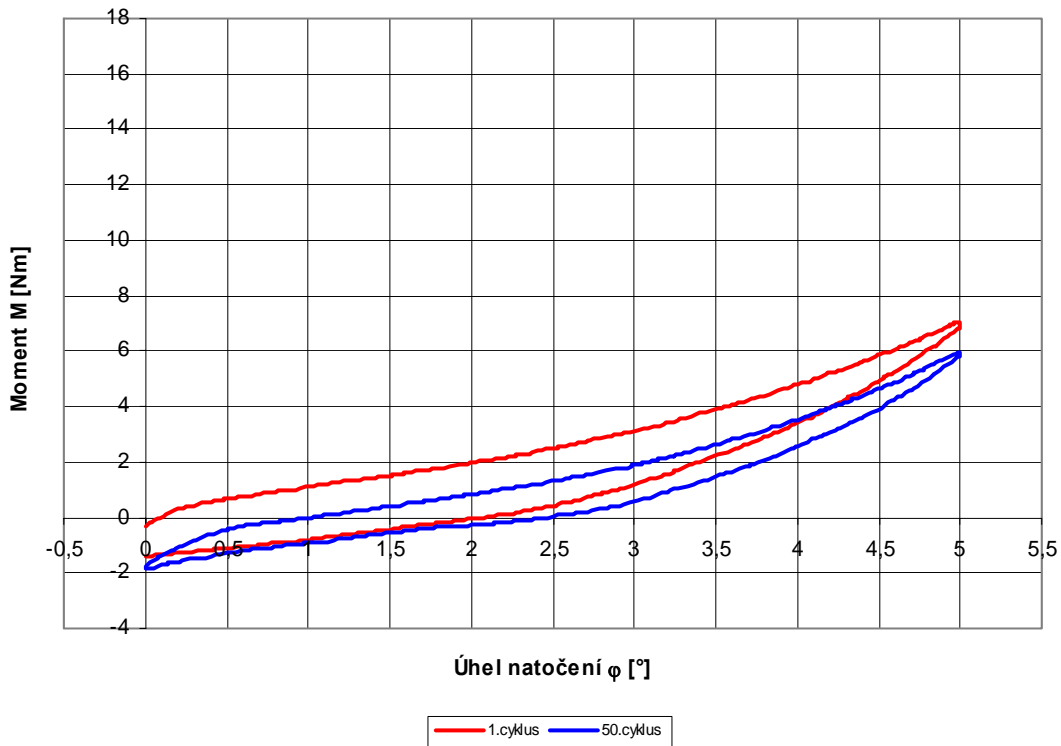
V *Grafu 1* jsou zobrazeny hysterézní křivky  $\varphi - M$ , pro neporušený stav. Z těchto průběhů je patrné, že hysterézní křivky se se zvyšujícím počtem cyklů posouvají směrem dolů tzn. k nižším hodnotám momentu silové dvojice. Nejvyššího posunutí je dosaženo zhruba v prvních pěti cyklech, se zvyšujícím počtem cyklů se toto posunutí snižuje.



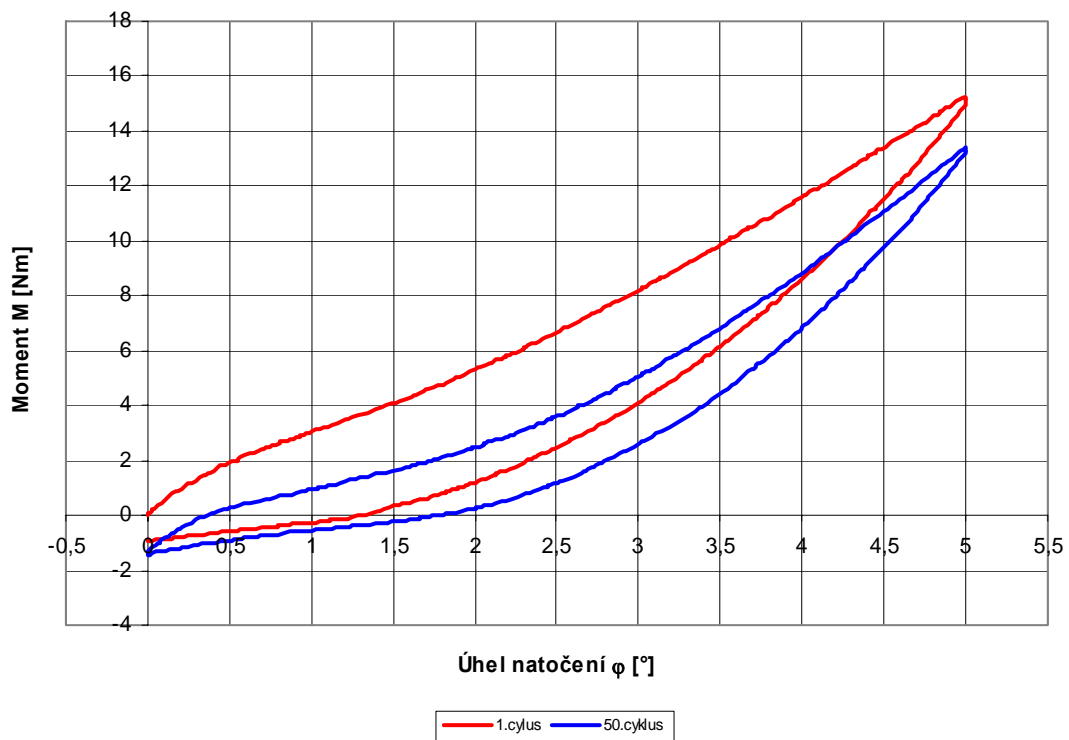
*Graf 1 – Závislost  $\varphi - M$ , neporušený stav, 100 cyklů, rychlost 30°/min, úhel 5°*



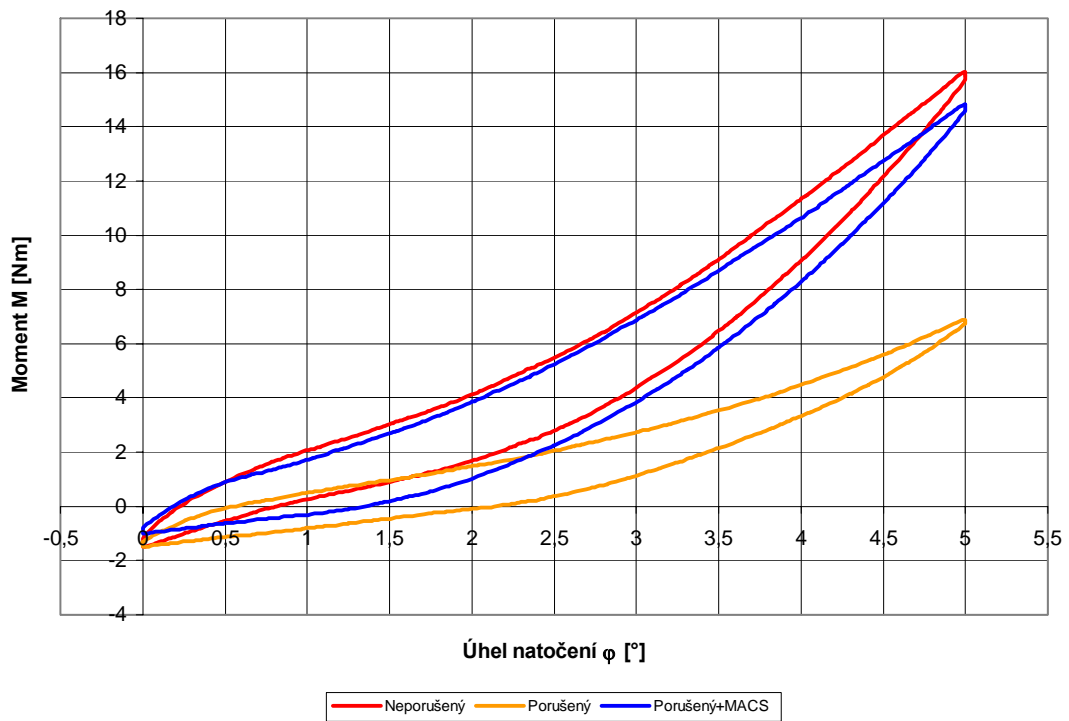
Graf 2 – Závislost  $\varphi - M$ , neporušený stav, 100 cyklů, rychlost 30°/min, úhel 5°



Graf 3 – Závislost  $\varphi - M$ , porušený stav, 50 cyklů, rychlost 30°/min, úhel 5°

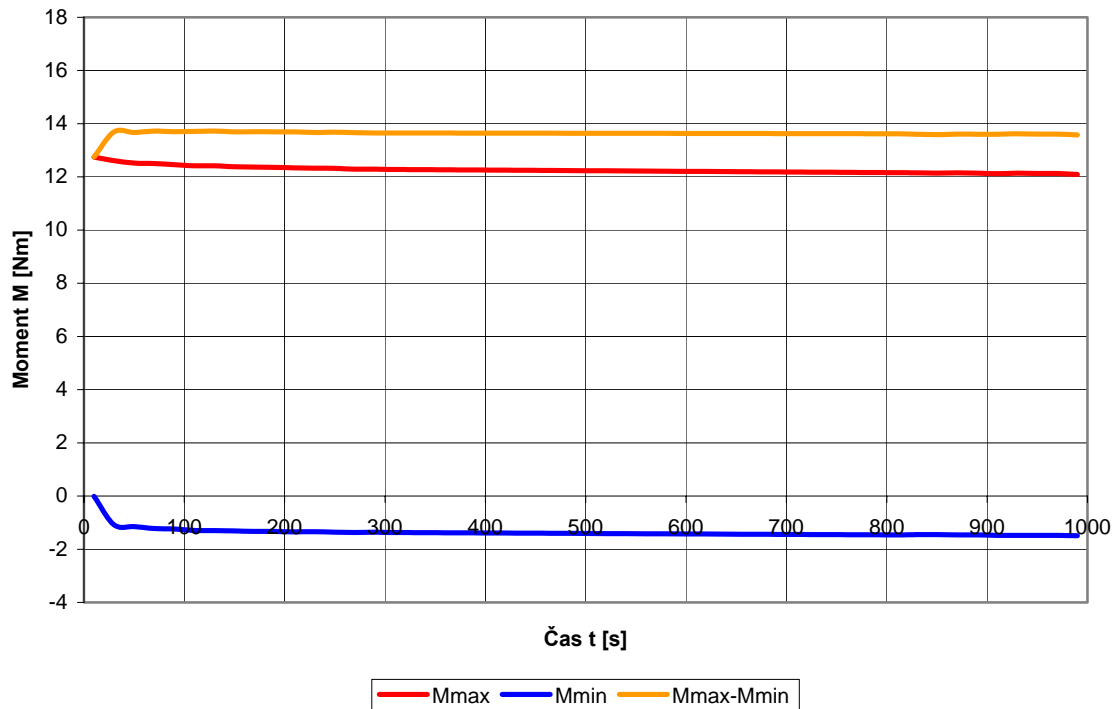


Graf 4 – Závislost  $\varphi - M$ , porušený stav+MACS, 50 cyklů, rychlost 30°/min, úhel 5°



Graf 5 – Závislost  $\varphi - M$ , porovnání hysterézních smyček při 2. cyklu za stavu neporušeného, porušeného a porušeného+MACS





Graf 6 – Průběh  $M_{max}$ ,  $M_{min}$  a vzdálenost mezi těmito extrémy v jednotlivých cyklech, porušený+MACS

V Grafu 2 je zobrazena závislost  $\varphi - M$  pro 1. a 100. cyklus neporušeného páteřního prvku. Výsledky dosažené na neporušeném páteřním prvku v dané sadě měření lze označit jako referenční tzn. výsledky dosažené při zbývajících dvou stavem budeme porovnávat vždy s tímto.

Z Grafu 3 je patrné, že provedená nestabilita předního sloupce výrazně ovlivnila sklon hysterézní křivky. Vytvořená nestabilita se projevila na snížení tuhosti soustavy, hysterézní křivka je více ležatá, dosažené hodnoty momentu silové dvojice jsou nižší a to zhruba o 43%. Stejný pokles byl zaznamenán i při měření v lit. [5].

V Grafu 4 je zobrazena závislost  $\varphi - M$  pro případ, kdy je porušený páteřní prvek zafixován fixátorem MACS. Ze zobrazených hysterézních křivek je patrné, že implantací fixátoru MACS se tuhost soustavy zvýšila a to tak, že se přiblížila velmi blízko ke stavu neporušeného páteřního prvku. Dále je nutné připomenout, že hysterézní křivka je svým tvarem velmi podobná hysterézní křivce, která byla naměřena pro neporušený stav. **Lze tedy konstatovat, že implantát MACS<sup>TL</sup> – Twin Screw plní pro tento typ zatížení velice dobře svou funkci.** Pro přehlednější porovnání dosažených výsledků byl vytvořen Graf 5, kde jsou zobrazeny hysterézní křivky vždy jen 2. cyklu pro stav neporušený, porušený a porušený + MACS.

Co je zajímavé dále připomenout, je ten fakt, že se zvyšujícím počtem cyklů se snižuje i „tloušťka“ hysterézní křivky. Rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou momentu silové dvojice v dané hysterézní křivce se po prvním cyklu rapidně zvětšuje a poté má mírně klesající charakter viz Graf 6. Tyto jevy byly pozorovány u všech provedených měření nezávisle na stavu páteřního prvku.

## 7. Závěr

Pro zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným implantátem MACS<sup>TL</sup> – Twin Screw bylo připraveno experimentální měření, které spočívalo v zatěžování zkušebního vzorku cyklickým kombinovaným namáháním (tah + krut) na experimentálním stroji Zwick Z 020-TND. Zatížení tahem bylo silové s konstantní silou  $F = 200$  N. Zatížení krutem bylo deformační s maximální hodnotou  $\varphi_{\max} = 5^\circ$ , v průběhu měření bylo časově proměnné. Toto měření proběhlo pro stav neporušeného páteřního prvku, porušeného páteřního prvku a porušeného páteřního prvku s aplikovaným fixátor MACS. V procesu měření byl snímán moment silové dvojice, který je potřeba vyvinout k pootočení o předepsaný úhel  $\varphi = 5^\circ$ . Takto byly naměřeny 2 série měření na jednom zkušebním vzorku. Pro měření byl použit páteřní prvek z vepře domácího.

Z výsledků měření je patrné, že vzniklé hysterézní křivky mění svůj tvar v průběhu cyklického zatěžování. Se zvyšujícím počtem cyklů se snižuje „tloušťka“ hysterézní křivky. Rovněž se nepatrně zmenšuje vzdálenost mezi  $M_{\max}$  a  $M_{\min}$  v daném cyklu. Vytvořením nestability předního sloupce je výrazně snížena tuhost měřené soustavy. Na hodnotu  $M_{\max}$  se tato nestabilita projeví poklesem až o 43%. Při aplikaci implantátu MACS je tuhost soustavy zvýšena a to tak, že je srovnatelná se stavem neporušeného páteřního prvku. Dále je nutné připomenout, že hysterézní křivky získané při měření na neporušeném páteřním prvku a porušeném páteřním prvku + MACS si jsou svým tvarem velmi blízké. Lze tedy konstatovat, že implantát MACS<sup>TL</sup> – Twin Screw plní pro tento typ zatížení velice dobře svou funkci.

## 8. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantu č. BD 134 3020. Dále naše díky im memoriám patří i našemu vepři Fandovi, který poskytl pro tuto vědeckou činnost páteřní prvek.

## 9. Literatura

- [1] [www.unbr.cz/spinunit/hrud.htm](http://www.unbr.cz/spinunit/hrud.htm), únor 2003
- [2] Aesculap : MACS<sup>TL</sup>, prospekt č. 0 172 02, Tuttlingen, 2000
- [3] <http://www.zwick-roell.cz/>, únor 2003
- [4] Olinger, A; Hildebrandt U (2000) Endoskopie spine surgery – Thoracoscopic, laparoscopic, Retroperitoneoscopic, Endo-press Tuttlingen
- [5] Tošovský, Florian: Experimental detection of mechanical properties MACS<sup>TL</sup> – Twin screw implant, EXPERIMENTAL STRESS ANALYSIS 2003, 41<sup>st</sup> international conference June 3-5, 2003, Milovy, Czech Republic, ISBN 80-214-2314-5