

DETECTION MECHANICAL PROPERTIES OF MACS^{TL} – TWIN SCREW IMPLANT

J. Tošovský¹, Z. Florian¹

Summary: *For detection of mechanical properties of MACS^{TL}-TWIN SCREW implant will be use a computational modelling and an experimental modelling. The computational modelling will be performed using system ANSYS 6.1, where the FE model of full system (implant + vertebra) will be created. The experimental modelling will be perform with using materials testing machine Zwick Z020, where an experimental specimen will be loaded by tension (pressure) + torsion. The aim of both modelling is monitoring the change of the system behaviour in dependence on change conditions, which were performed on the model.*

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 jako jsou např. konvenční RTG, počítačový tomograf (CT) a magnetická rezonance (MRI) [5].

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 [5,2]. Rozhodnutí o provedení operace závisí převážně na typu poranění.

¹ Ing. Jiří Tošovský, Ing. Zdeněk Florian, CSc. : Ústav mechaniky těles, Fakulta strojního inženýrství VUT Brno, Technická 2, 616 69 Brno, Česká republika; tel.: +420 5 4114 2869, fax.: +420 5 4114 2870, tosa@centrum.cz, florian@umt.fme.vutbr.cz

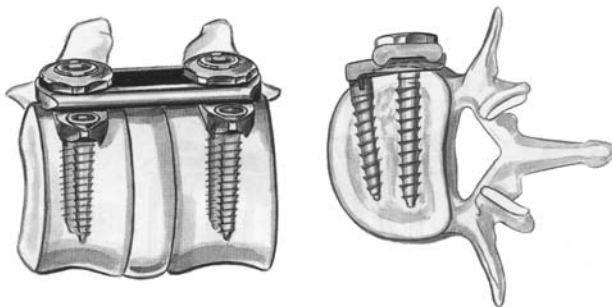
Pro zjišťování mechanických vlastností fixátorů páteře se obvykle využívá výpočtové a experimentální modelování. V dnešní době zaznamenává výpočtové modelování velkého rozvoje díky rychlému vývoji výpočetní techniky. Problémem je ovšem stanovení správných okrajových podmínek a konvergence řešení úlohy. Experimentální modelování je rovněž spojeno s vývojem techniky a to z hlediska vývoje kvalitních a přesných měřících zařízení.

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

2. Použití a popis MACS^{TL} – TWIN SCREW

MACS^{TL} – TWIN SCREW (dále jen MACS^{TL}) je jeden z nejmodernějších fixátorů určený pro oblast hrudní a bederní páteře (Th₄ - L₅), 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 [3,4].

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^{TL} na obratli



Obr. 2 – Základní části MACS^{TL}

3. Formulace problému a cílů řešení

Jak bylo uvedeno v úvodu, pro zjišťování mechanických vlastností fixátorů páteře se obvykle využívá výpočtové a experimentální modelování.

Výpočtové modelování je v našem případě otázkou vytvoření FEM modelu fixátoru a obratle, které je pro takto složitou soustavu i v dnešní době velmi obtížné. Z toho důvodu je snaha vytvořit model soustavy odpovídající nynější úrovni řešitelnosti. Jsme totiž omezeni jak neznalostí některých okrajových podmínek tak i schopností modelovat určitý problém na požadované úrovni řešení.

Problémem při experimentálním zjišťování mechanických vlastností fixátoru je v přípravě zkušební vzorku, který musí splňovat požadavky pro danou zatěžovací zkoušku. Příprava

vzorku je velmi náročná a vyžaduje nejen manuální schopnosti ale i odborné znalosti a zkušenosti. Dále je nutné dbát zvýšené pozornosti při manipulaci se zkušebním vzorkem zejména pak při zavedení fixátoru do těla obratle. Při tomto úkonu může dojít k poškození celého zkušebního vzorku a tedy i k ovlivnění výsledků měření.

Obecně je snaha nastavit výpočtový model tak, aby dosažené výsledky odpovídaly výsledkům z měření. Toto je ovšem pro naši řešenou soustavu zcela nemožné neboť nemůžeme měřit hledané mechanické veličiny ve všech místech soustavy. Jak je obecně známo, biomechanika je pouze o trendech. Naším cílem u obou přístupů modelování bude sledování odezvy soustavy na změny, které na ni byly provedeny.

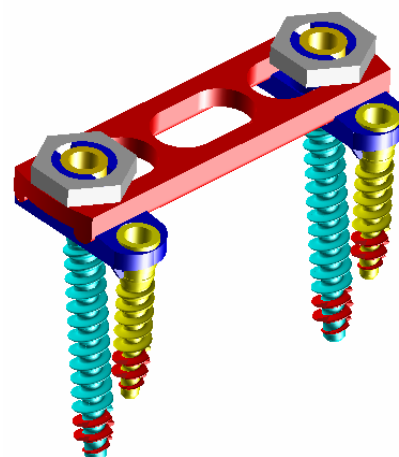
4. Výpočtové modelování

V této době je model zkoumané soustavy, která je složena z fixátoru a obratle, ve fázi rozpracovanosti. Prozatím je vytvořen pouze konečnoprvkový model fixátoru. Z tohoto důvodu tato kapitola pojednává pouze o modelu fixátoru.

4.1. Geometrie modelu

Geometrie jednotlivých částí modelu byla získána odměřením z reálných částí fixátoru, který nám byl zapůjčen z Úrazové nemocnice v Brně. S touto nemocnicí spolupracujeme zejména v experimentální části zjišťování mechanických vlastností MACS^{TL}. Základní rozměry jednotlivých částí fixátoru byly odměřeny posuvným pravítkem, závitové části šroubů byly získány snímáním na scanneru a poté jako 2D obrázek přeneseny do speciálního programu, kde byla překresleny závitové křivky a přes měřítko zmenšení byly stanoveny rozměry této křivky použité pro model [1].

Při vytváření modelu bylo využito roviny symetrie soustavy. Na dané rozlišovací úrovni nebylo modelováno závitové spojení mezi polyaxiální svorkou a pojistným šroubem (části 3, 5 viz.Obr.2). Dále nebyl modelován šroub kostního štěpu a svorka kostního štěpu (části 7, 8 viz.Obr.2).



Obr. 3 – Geometrický model

4.2. MKP model

Vytvoření vhodné konečnoprvkové sítě vysoce ovlivňuje výsledky řešení. S ohledem na velký počet částí a složitost soustavy nebylo možné vytvořit takovou síť, která by plně uspokojila naše představy. Jsme totiž omezeni hlavně parametry školní verze programu Ansys 6.1 (je limitován max. počet uzlů a elementů).

Pro vytvoření konečnoprvkové sítě byl použit prvek SOLID45 (3D prvek, 3 stupně volnosti v každém uzlu) a pro některé objemy musel být použit i prvek SOLID92 (3D prvek, 3 stupně volnosti v každém uzlu).

5. Experimentální modelování

Jak již bylo řečeno, experimentální část pro zjišťování mechanických vlastností MACS^{TL} je prováděna ve spolupráci s Úrazovou nemocnicí v Brně. Tato nemocnice poskytuje pro experiment implantát, náš ústav poskytuje měřící zařízení Zwick Z020 a zajišťuje přípravu vzorku pro experiment.

5.1. Experimentální zařízení

Experiment bude prováděn na experimentálním stroji Zwick Z020 (*Obr.4*) od firmy Zwick GmbH & Co, na kterém lze provádět statické zkoušky [6]. Je vybaveno torzní hlavou, která umožňuje provádět zatěžovací zkoušky v torzy s max. krouticím momentem 20 Nm.

5.2. Příprava zkušebního vzorku

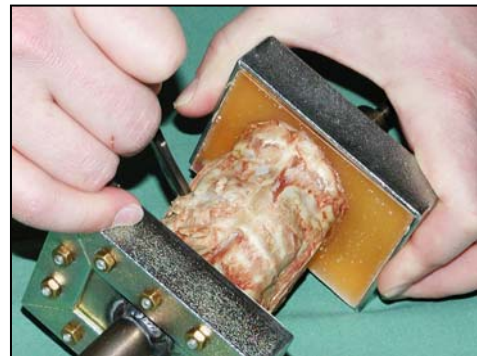
Pro experiment budou použity obratle z vepře domácího, které se velmi často používají neboť jsou lehce dostupné a svou velikostí podobné lidským obratlům. Před samotným usazením do přípravku musí být obratle očištěny od okolní tkáně. Při tomto úkonu nesmí dojít k porušení funkčnosti obratle a ploténky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

Takto očištěné obratle jsou připraveny pro další úkon a tím je umístění a zafixování polohy v přípravku. Upevnění obratlů bude provedeno zalitím speciální hmotou (dentakryl), která umožňuje jejich zafixování v požadované poloze (*Obr.5*). Pokud bude vše takto provedeno, je tento zkušební vzorek připraven pro zatěžovací zkoušku.



Obr. 4 – Zwick Z020

Uskladnění samotného obratle či již připraveného zkušebního vzorku je provedeno v chladicím boxu neboť se jedná o bio-materiál, u kterého může dojít už při působení pokojové teploty k jeho znehodnocení.



Obr. 5 – Zkušební vzorek

5.3. Experimentální plán

Zkušební vzorek bude vložen do univerzálních sklíčidel zkušebního stroje (*Obr. 6*). Předpokládáme zatížení soustavy kombinovaným namáháním tah (tlak) + krut. Zatížení soustavy bude mít následující parametry :

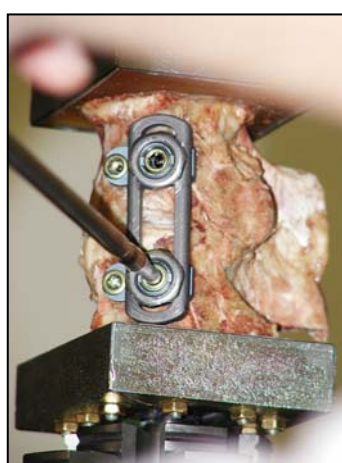
1. Tlak silou 200N, úhel zkroucení 10°
2. Tah silou 200N, úhel zkroucení 10°

Toto zatížení bude provedeno za různých podmínek, které se budou měnit v následujícím pořadí :

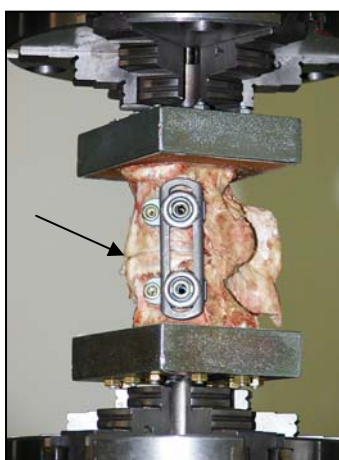


Obr.6 – Umístění zkušebního vzorku

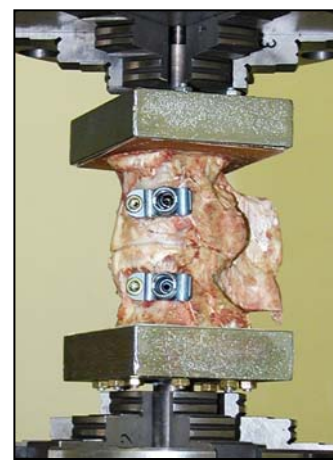
1. Zkouška připraveného zkušební vzorku bez fixátoru (*Obr.6*).
2. Implantování šroubů a polyaxiálních svorek do těla obratle. Pro tuto změnu budou opět provedeny výše zmiňované zkoušky. Toto bude nutné provést z důvodu zjištění do jaké míry může dojít v důsledku implantace k narušení spojení obratle s přípravkem. Zkouška bude provedena bez stabilizační desky.
3. Přidání zbývajících částí fixátoru (*Obr.7*). Fixátor bude připraven v pozici pro plnění své funkce.
4. Naříznutí předního sloupce pomocí skalpelu (*Obr.8*).
5. Odejmutí stabilizační desky (*Obr.9*).



*Obr.7 – Obratel s
fixátorem*



*Obr.8 – Porušený
obratel s fixátorem*



*Obr.9 – Porušený
obratel bez fixátoru*

6. Závěr

Pro zjišťování mechanických vlastností fixátoru MACS^{TL} - TWIN SCREW bude použito výpočtové a experimentální modelování.

Výpočtové modelování bude provedeno v programovém systému ANSYS 6.1, kde bude vytvořen MKP model celé soustavy složené z fixátoru a obratle. Na tomto modelu budou modelovány různé zatěžovací stavy.

Experimentální modelování bude provedeno na zkušebním stroji Zwick Z020, kde budeme zkušební vzorek zatěžovat kombinovaným namáháním a sledovat změnu hodnoty kroutícího momentu na změně okrajové podmínky. Naměřená hodnota kroutícího momentu je reakcí soustavy na zatížení.

Obecně je snaha nastavit výpočtový model tak, aby dosažené výsledky odpovídaly výsledkům z měření. Toto je ovšem pro naši řešenou soustavu zcela nemožné neboť nemůžeme měřit hledané mechanické veličiny ve všech místech soustavy. Cílem u obou přístupů modelování je sledování změny chování soustavy na základě změny okrajové podmínky. Cílem u obou přístupů modelování je sledování odezvy soustavy na změny, které na ni byly provedeny.

7. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory GA ČR 101/01/0974 a MŠMT MSM262100024.

8. Literatura

- [1] J.Tošovský (2001) Napjatostně deformační analýza hrudního a bederního fixátoru páteře typu MACS TL – Twin Screw, diplomová práce, VUT FSI UMT Brno
- [2] Olinger,A; Hildebrandt U (2000) Endoskopie spine surgery – Thoracoscopic, aparoscopic, Retroperitoneoscopic, Endo-press Tuttlingen
- [3] Aesculap : MACS^{TL}, prospekt č. 0 172 02, Tuttlingen, 2000
- [4] www.aesculap.de, únor 2003
- [5] www.unbr.cz/spinunit/hrud.htm, únor 2003
- [6] <http://www.zwick-roell.cz/>, únor 2003