

THE PROBLEMS OF EXPERIMENTAL MODELLING OF SPINE UNIT

PROBLÉMY EXPERIMENTÁLNÍHO MODELOVÁNÍ NA PÁTEŘNÍCH PRVCÍCH

Zdeněk Florian, Vladimír Kotek, Miloš Vlk¹, Peter Wendsche²

Abstract:

The contribution deals with experimental modelling of the spine unit problems. Institute of Mechanics of Solids at the Faculty of Mechanical Engineering in the co-operation with Traumatology Hospital of Brno creates the fixators' and the spine unit with Norian evaluation method based on computational and experimental simulation of the mechanical behaviours.

Key words: Spine unit, bioceramics, experimental modeling

Úvod

V oblasti biomechaniky páteře ÚMT FSI úzce spolupracuje se Spinální jednotkou Úrazové nemocnice v Brně. Spolupráce je zaměřena především na určování mechanických vlastností páteřních fixátorů a mechanických vlastností páteřní jednotky, případně samotného obratle při aplikaci biokeramiky s obchodním názvem Norian. V současné době se spolupráce rozšiřuje o problematiku testování chirurgických zákroků na šlachách.

1. Vytváření modelů – problémy s uchycením biologických vzorků

Pro mechanické zkoušky páteřního elementu je nutné provést úpravy, které umožní jeho upnutí do zkušebního stroje. Vzhledem k tomu, že se jedná o prvky z organické látky, není možné bezprostředně používat přípravků pro zkoušky technický materiálů nebo soustav. Jak v případě testování páteřních fixátorů, tak i určování mechanických vlastností páteřních prvků

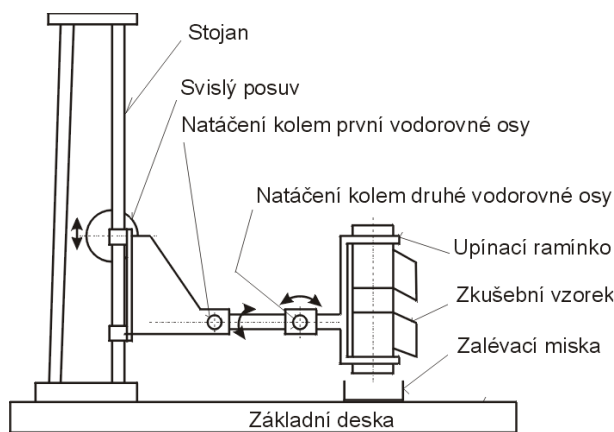
¹ Ing. Zdeněk Florian, CSc., Ing. Vladimír Kotek, Doc.Ing. Miloš Vlk, CSc., Ústav mechaniky těles FSI VUT v Brně Technická 2, 616 69 Brno; e-mail: florian@umtn.fme.vutbr.cz

² Doc.MUDr. Peter Wendsche, CSc., Úrazová nemocnice, Ponáva 2, 662 50 Brno, e-mail: p.wendsche@unbr.cz

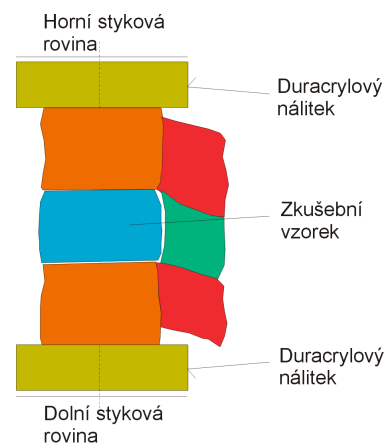
s Norianem se ukázalo vhodným zalévání vzorků do plastické hmoty, kterou byl v našem případě Durakryl. Durakryl je látka, která se používá v dentální technice. Durakryl v současné době hodláme nahradit cenově přístupnějším dentakrylem.

Z hlediska dodržení stejných podmínek při opakovaných zkouškách bylo nutné v obou případech provádět zalévání vzorků v přípravcích. V případě testování páteřních fixátorů šlo o dodržení souososti fixátorů a zkušebního stroje. Při testování páteřních vzorků s Norianem, které jsou zatěžovány tlakem je základním požadavkem vyloučení resp. potlačení ohybového namáhání. Ohybové namáhání minimalizujeme rovnoběžností stykových ploch zkušebního vzorku a stroje.

K zajištění rovnoběžnosti stykových ploch byl vytvořen přípravek, který je na obr.1. Vzorek je pomocí upínacího raménka ustaven do svislé polohy. V této poloze je jeden konec vzorku zalitý do duracrylu. Po vytvrzení je vzorek otočen o 180 stupňů a je zalit druhý konec. Po vytvrzení je vzorek připraven pro aplikaci ve zkušební stroji. Viz obr. 2. Přípravek pro zalévání se osvědčil. Jeho velkou předností je možnost nastavit vzorek do libovolné polohy, jak je patrné ze schématického obr.1.



Obr. 1



Obr. 2

Specifické problémy souvisí s materiálovými vlastnostmi páteřních vzorků. Pokud použijeme dva vzorky z kadeveru, mají různé mechanické vlastnosti. Proto jsme přešli k experimentům na vzorcích z prasat.

2. Možnosti modelování fyziologického zatížení

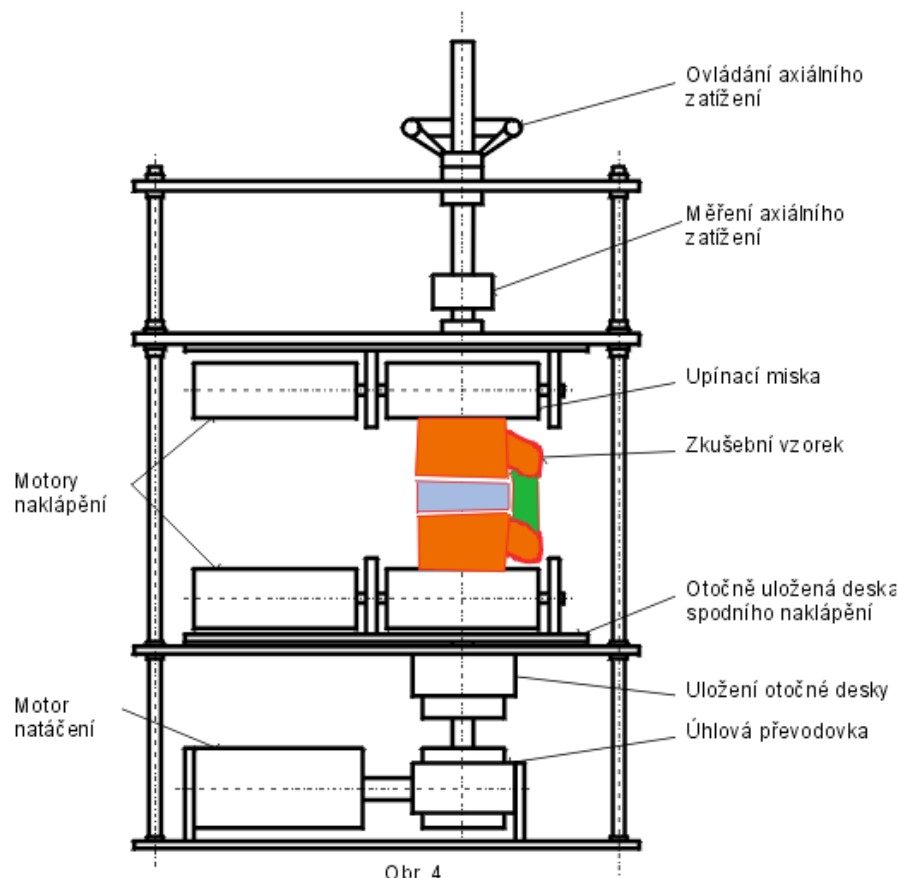
Zatížení páteře má komplexní charakter. Na zatížení skupiny obratlů má vliv nejen mechanická interakce člověka s okolím, ale také vzájemné působení okolních prvků lidského těla. Proto modelovat mechanické působení na páteřní prvek je velmi složité. Obecně lze říci že páteřní prvek je zatěžován kombinací flexe, torze a komprese. Jednotlivé modely zatížení se pak liší jednak podle úrovně provedené analýzy, ale také podle možností zkušebního zařízení daný model realizovat. Zkušební stroje pro běžnou technickou praxi zpravidla umožňují pouze kompresi a zatěžování tahem.

V současné době se na trhu objevují zkušební stroje, které jsou speciálně konstruovány pro biomechanické zkoušky. Jedná se především o stroje firmy MTS s označením Mimi Bionix Test Systém 858. Tyto zkušební stroje jsou vybaveny torzní hlavou, která umožňuje i zatěžování v krutu, které je pro namáhání prvků lidského skeletu významné.

Na ÚMT FSI v Brně je zkušební stroj ZWICK Z 020-TND, obr. 7. Tento zkušební stroj je mechanický, počítačem řízený 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.

Uvedené parametry umožňují provedení řady biomechanických zkoušek, nám umožnily začít se srovnávacími zkouškami krčních páteřních fixátorů několika typů (bikortikální-euskulap a unikortikální-Morscher, Cervi-Lock). První zkoušky byly statické určující velikost vytrhávací síly fixátoru z obrátle. Od zkoušek statických jsme přešli na zkoušky cyklické míjivým zatížením. První zátěžná spektra měla konstantní amplitudu zatěžovací síly, která se po určitém počtu cyklů skokem zvětšovala. Toto zátěžné spektrum se ukázalo jako nevhodné, neboť k uvolnění fixátoru docházelo při přechodu z jedné amplitudy na druhou. Proto jsme přešli k postupnému zvětšování amplitudy o 5 N. Uvedené spektrum se opět neosvědčilo, neboť k uvolnění fixátoru docházelo kvazi-staticky při velkých plastických deformacích na fixátorech. Z klinických zkušeností jsme věděli, že k plastickým deformacím u aplikovaných fixátorů nedochází. Proto jsme na základě výpočtového modelování určili maximální sílu, která nezpůsobí plastickou deformaci fixátoru. Touto hodnotou jsme pak soustavu fixátoru a páteřního prvku zatěžovali. K porušení soustavy, pokud byla kvalitní kost obrátle, nedocházelo ani po velkém počtu cyklů (60 000).

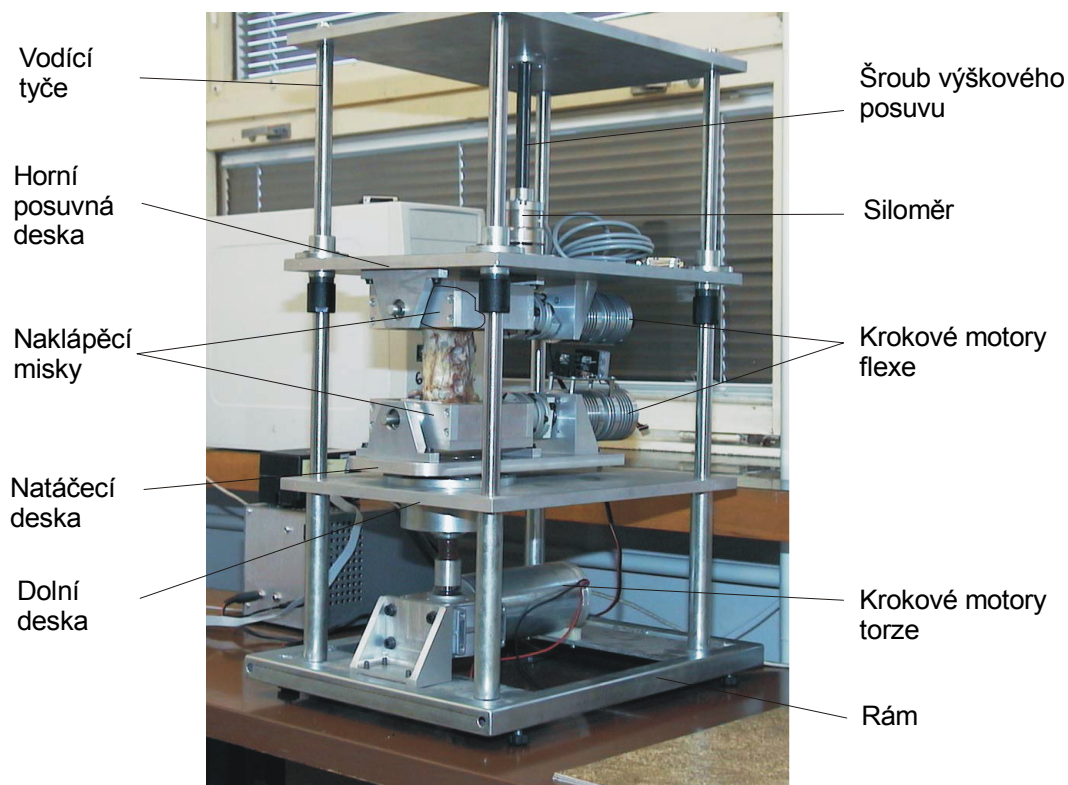
Vzhledem k tomu, že i u strojů firmy MTS a ani u strojů jiných výrobců není integrální součástí zařízení umožňující simulovat namáhání flexí a je řešeno samostatně, rozhodli jsme se takové zařízení postavit vlastními silami. Schématický náčrt je na obr. 4.



Naším cílem bylo vytvořit zařízení, které obsáhne torzi, flexi a statické osové zatížení. Základem celého zařízení jsou tři krokové motory a jednotka pro jejich řízení.

V současné době je zařízení kompletní, je však nutné počítat s určitou dobou, kterou bude vyžadovat zvládnutí řízení jednotlivých pohybů a tím i zatěžování. Viz obr. 3

STRUČNÝ POPIS ZATĚŽOVACÍHO ZAŘÍZENÍ



Obr. 3

Zařízení se skládá ze tří desek – horní, dolní a natáčeční. Horní deska je výškově posuvná.

Mezi horní desku a šroub výškového posuvu je umístěn siloměr. Tato konfigurace umožňuje nastavení axiálního předpětí.

Natáčeční deska je přes převodovku spojena se spodním krokovým motorem. Krokový motor pohybuje natáčeční deskou vzhledem k horní desce. Takto je vyvozováno torzní zatěžování. Jak na horní desce, tak na natáčeční desce jsou umístěny naklápěcí misky. Naklápěcí misky jsou uloženy otočně kolem vodorovné osy. Otáčení kolem těchto os umožňují dva krokové motory.

Vedle stavby vlastního zkušebního zařízení jsme se věnovali i dovybavení zkušebního stroje ZWICK. Jedná se především o torzní hlavu, dále 100 N hlavu a v neposlední řadě i teplotní komoru.

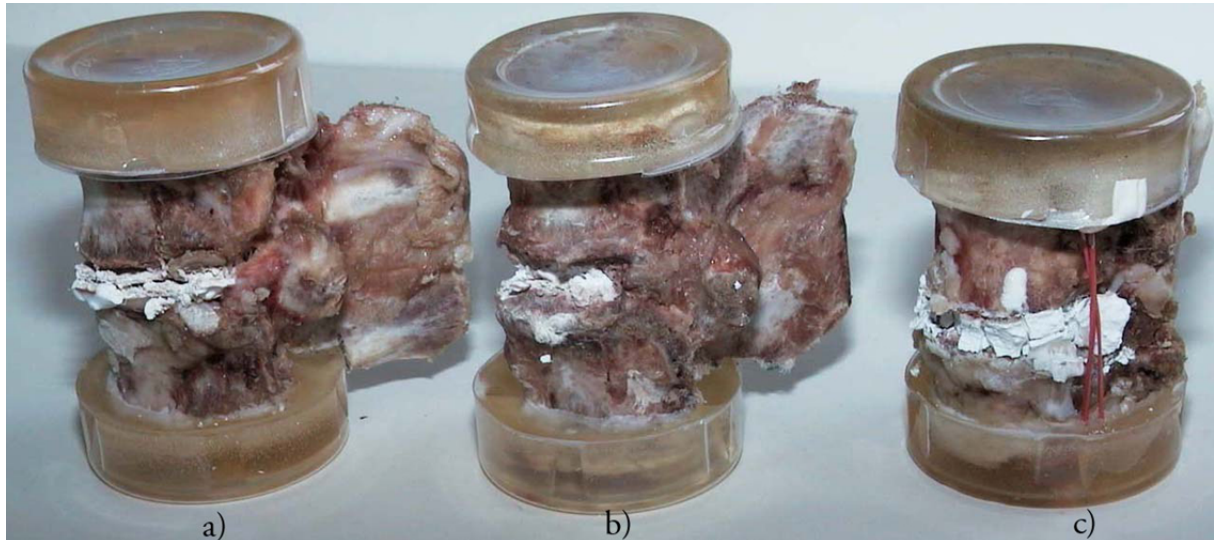
Pomocí takto vybaveného zkušebního stroje lze realizovat řadu experimentů z oblasti biomechaniky a to nejen páteřní biomechaniky.

3. Příklad konkrétního experimentu a jeho vyhodnocení

V konkrétním příkladu se zaměříme na srovnávací experiment únosnosti páteřního vzorku s nahrazenou destičkou biokeramikou (Norianem) a úplným páteřním vzorkem.

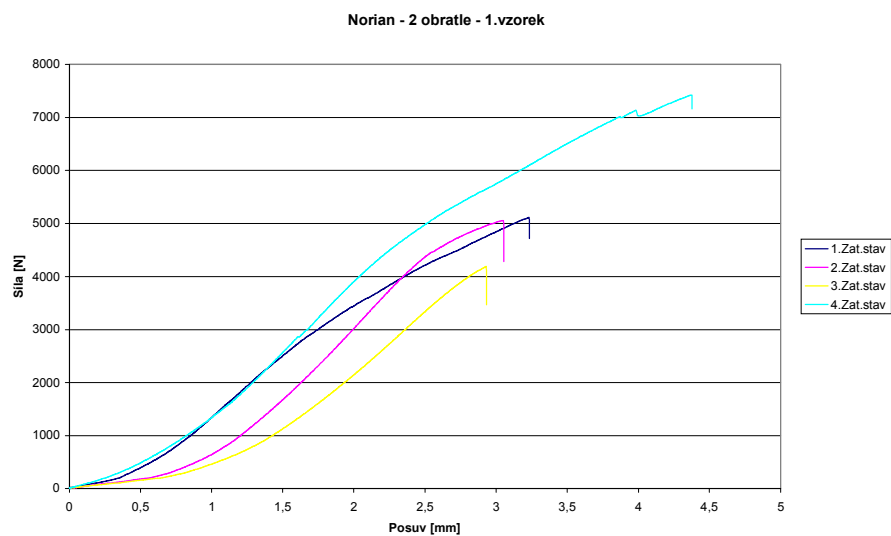
První zkoušce předcházela výroba zalévacího přípravku a ověření rovinnosti stykových ploch. Při prvním experimentu byly zkoušeny dva vzorky. Jeden vzorek se skládal ze tří obratlů bez aplikace Norianu. Vzorek s Norianem obsahoval dva obratle.

Před první zkouškou nebyla známá také hodnota únosnosti páteřního elementu. Proto hodnota maximálního zatížení u prvního vzorku bez Norianu byla odhadnuta na 2000 N. Při hodnotě 9 500 N se diskus porušil náhle porušil.



Obr.5

Hodnota maximální síly u vzorku s Norianem byla nastavena na 5 000 N. Při zatížení 2 000 N došlo k odloupení prvního Norianu, bez viditelného vlivu na tuhost soustavy. Tento stav pak zůstal až do maximální síly 10000 N. Této hodnoty nebylo dosaženo, neboť již došlo k značnému vydrolení Norianu. Na obr. 5 jsou ilustrativní vzorky po zatěžování. Průběhy deformace a zatížení u páteřního elementu s Norianem na obr. 6.



Obr.6

První experiment prokázal použitelnost upnutí páteřního vzorku. Dále umožnil vytvoření představy o únosnosti páteřního elementu a v neposlední řadě také o rychlosti zatěžování. Také prokázal, že únosnost Norianu v tlakové oblasti je značně vysoká.

Literatura

- [1] Florian, Z., Kotek, V., Mužík, V.: Modifikovaný přístup při určování mechanických vlastností krčních páteřních fixátorů, sborník konference "Inženýrská mechanika '99", str. 499-502, ISBN 80-214-1323-9, Svratka, 1999.
- [2] Florian Z.: Modelování mechanických vlastností krčních páteřních, Sborník z konference „Inženýrská mechanika 97“, Díl III, Svratka, 1997.
- [3] Richman,R.: Biomechanics of Cervical Spine Fixation, Seminars Surgery, Vol.8, No1, 1996: pp 49-56.
- [4] Wendsche,P.: Operační léčení úrazů dolní krční páteře (C3-C7} Habilitační práce, Brno, 1998.

Uvedená studie byla realizována v rámci grantového projektu IGA ministerstva zdravotnictví ČR, evidovaného pod číslem ND 5191-3 a projektu MSM 26210001.