



Národní konference s mezinárodní účastí
INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2002

13. – 16. 5. 2002, Svratka, Česká republika

**DEFORMAČNĚ NAPJATOSTNÍ ANALÝZA DEGENEROVANÉHO PÁTEŘNÍHO
PRVKU**

Zdeněk FLORIAN, Vladimír KOTEK¹, Peter WENDSCHE², Přemysl KRŠEK³

Abstrakt: Příspěvek se zabývá napjatostně deformační analýzou degenerovaného páteřního prvku, přičemž degenerace může být způsobena jak v důsledku úrazu, tak dlouhodobými degenerativními procesy.

Klíčová slova: páteř, páteřní prvek, degenerativní změna, osteoporóza

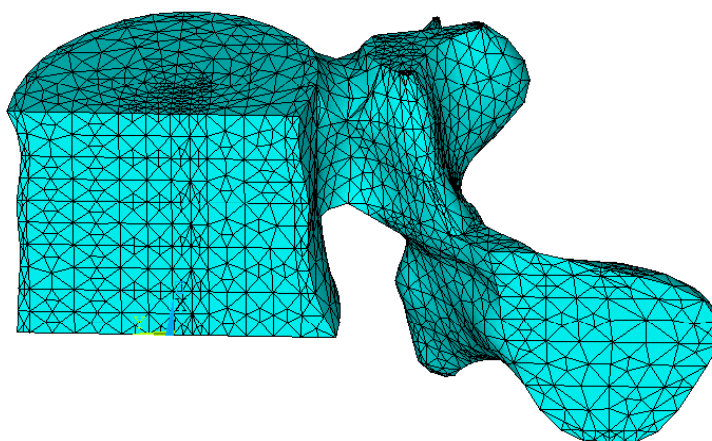
Již na řadě konferencí byla prezentovaná spolupráce ústavu MT FSI VUT v Brně se spinální jednotkou ÚN v Brně. Spolupráce je orientovaná do různých oblastí spojených s činnostmi spinální jednotky. Mezi nejvýznamnější patří studium mechanických vlastností páteřních fixátorů, které je zaměřeno jak na výpočtové tak experimentální modelování. Předmětem zájmu není pouze fixátor jako celek, ale také jednotlivé části, z nichž z mechanického hlediska jsou nejvýznamnější šrouby fixátorů. Interakce šroubů s kostní tkání je věnována značná pozornost. Předmětem zájmu nejsou pouze hodnoty a průběhy kontaktních tlaků, ale také hodnoty momentů, které způsobí stržení závitu. Vlastní stržení je pak sledováno z hlediska nahrazení šroubu jiným (větším nebo s jiným závitem), který by dostatečně zajistil funkci fixátoru. Studium vlastností šroubů přináší řadu dílčích problémů. Jedním je zviditelnění profilu závitu po stržení, které může přinést informace o průběhu porušování kostní tkáně při aplikaci šroubů. Měření momentu silové dvojice při šroubování vyžadovalo návrh a výrobu vhodného snímače krouticího momentu. Samostatným problémem zůstává přenos snímaných veličin. Přenos pomocí drátu přináší určité problémy, proto je v současné době vyvíjen bezdrátový přenos měřeného momentu silové dvojice. V případě spinální chirurgie je často nutné provést náhradu biologické tkáně. Jako náhrady se používají biologické a nebiologické materiály. V současné době jsou preferovány nebiologické materiály, jako jsou kovy a jejich slitiny, keramické materiály, polymerní látky a kompozity. Základní vlastností náhradní látky musí být její dobrá snášenlivost s živými buňkami. Aplikovaná látka nesmí být pro živé buňky toxická, nesmí vyvolávat zánětlivou reakci, nesmí působit mutagenně a nesmí být kancerogenní. Vedle těchto především biologických vlastností musí mít dostatečnou mechanickou únosnost. V poslední době se začínají uplatňovat keramické povrchově bio-aktivní materiály, které se integrují s živými tkáněmi. Tyto materiály se souhrnně označují jako biokeramika i když se jedná o nebio-

¹ Ing. Zdeněk Florian, CSc., Ing. Vladimír Kotecký: ÚMT, FSI VUT, Technická 2, 616 69 Brno,

² Doc. MUDr. Peter Wendsche, CSc. Úrazová nemocnice Brno, Ponávka 6, 600 00 Brno 14

³ Ing. Přemysl Kršek, PhD: ÚPG, FIT VUT, Božetěchova 2, 612 66 Brno,

logickou náhradu. Pod pojmem biokeramika se rozumí keramika biotolerantní, tedy taková, kterou živá tkáň dobře snáší. Z hlediska bio-tolerance rozlišujeme bio-keramiku inertní, resorbovatelnou a bioaktivní. Inertní biokeramiku živá kostní tkáň toleruje, ale nedochází ke spojení chemickou vazbou. Zpravidla dochází po určitém čase ke vzniku vazivového pouzdra kolem implantátu. Organismus reaguje na implantát z inertní biokeramiky jako na cizí těleso. U resorbovatelné biokeramiky dochází při obnovování kostní tkáně k postupnému vstřebávání implantovaného materiálu. Bioaktivní materiály vytváří pevnou chemickou vazbu s živou kostí. Jedná se o přímé spojení, nikoliv o spojení prostřednictvím vaziva. Uvedené vlastnosti mají např. bioaktivní skla, tyto materiály nejsou pro aplikaci v klinické praxi příliš vhodné, protože mají špatné mechanické vlastnosti. V klinické praxi se uplatňují materiály na bázi sklokeramických materiálů, které mají proti bioaktivním sklům podstatně lepší mechanické vlastnosti. K těmto materiálům patří i český výrobek s označením BAS-O. Jedná se o látku, která se vyrábí řízenou krystalizací skla, při které dochází k přeměně na sklokeramiku. Vedle této látky je na trhu také hutný nebo porézní hydroxyapatit pod názvem BAS-HA. U uvedených materiálů jsou zpravidla známy pouze orientační hodnoty mechanických vlastností. V případě více zdrojů hodnoty materiálových vlastností vykazují velký rozptyl. V současné době je v ÚN v Brně zaváděna biokeramika s obchodním označením NORIAN.



Obr. 1

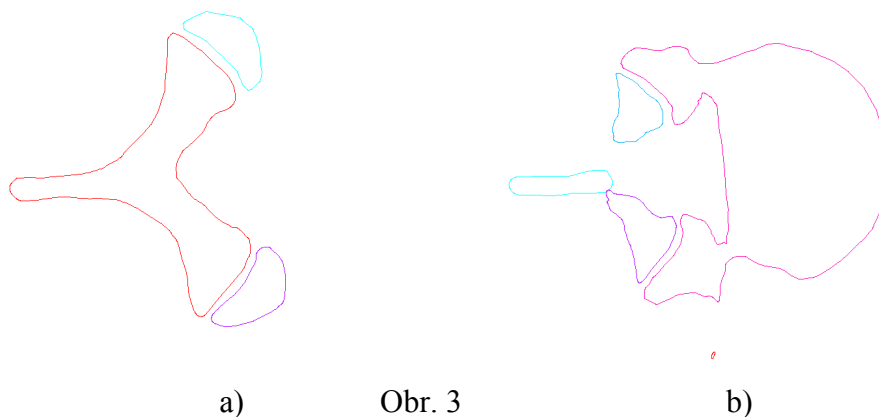
Vzhledem k dobrým bio- mechanickým vlastnostem Norianu je snaha o jeho využití pro zvýšení únos-nosti bederních obratlů postižených osteoporózou. Pro posouzení vhodnosti aplikace biokeramiky je nutné provést deformačně napjatostní analýzu páteř-ního prvku postiženého degenerativními změnami před a po aplikaci bioke-ramiky.

Tato analýza vyžaduje vytvoření výpočtového modelu na vysoké rozlišovací úrovni, především z geometrického hlediska. V současné době je vytvářen model vycházející z dat pořízených pomocí CT. Uvedený model umožní také lépe vystihnout zatížení páteřního prvku.

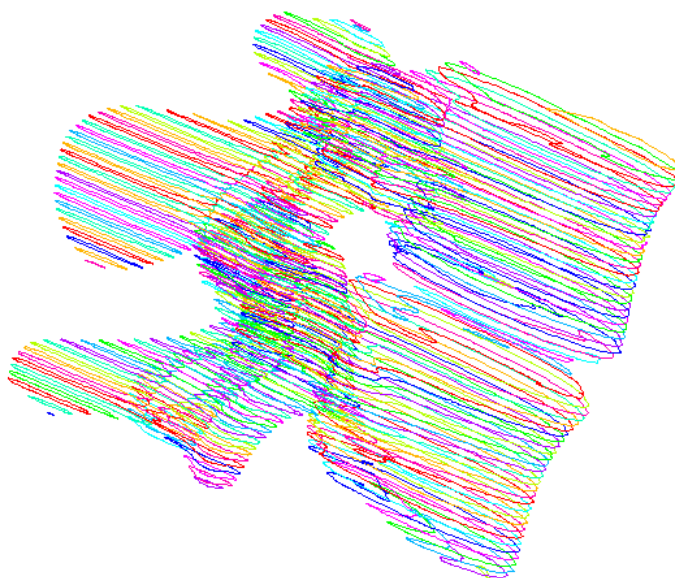


Obr. 2

Pomocí CT byly dva bederní obratle L4 a L5 nasnímány v 82 řezech v poloze, která odpovídá fyziologickému uspořádání. Viz obr 2. Jednotlivé řezy byly upraveny pomocí grafického systému TRANSFER. Takto upravené řezy byly importovány do výpočtového systému Ansys 5.7. Vzhledem k tomu, že jednotlivé KP byly pospojovány pomocí úseček, byly v jednotlivých řezech nahrazeny spliny, pro získání hladkých obrysových křivek řezů, při zachování maximálního počtu bodů. Cílem tohoto geometrického modelu je vystižení především stykových ploch páteřních kloubů reprezentovaných v našem případě klouby uvedených dvou obratlů. Proto jsme se zabývali geometrií řezů právě v oblasti páteřních kloubů.



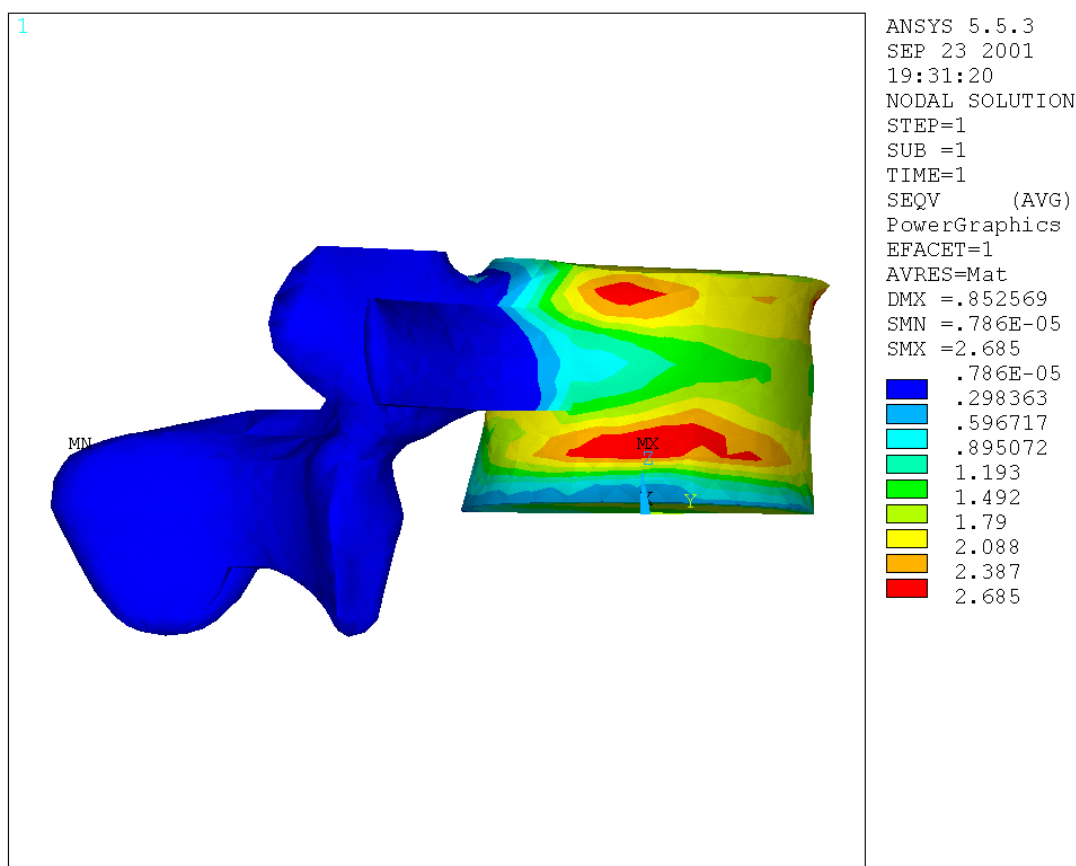
Z řezů vedených transversální rovinou (obr. 3 a, b) je zřejmé, že stykové kloubní plochy na jednom a na druhém obratli tvoří ekvidistantní plochy, které se na řezu jeví jako ekvidistantní křivky. Z obrázku 3 b je dále zřejmé, že reálné obratle nejsou symetrické podle mediální roviny.



Obr. 4

Na obrázku 4 je celková struktura 82 mediálních řezů lumbálních obratlů L4 a L5.

Uvedená práce je směřovaná k získání modelu, který by vystihoval namáhání páteřních prvků včetně namáhání páteřních výběžků souvisejících s mechanickou interakcí v páteřních kloubech. Testy prováděné na testovacích úlohách z hlediska posouzení vlivu spinálních výběžků na napjatost a deformaci bederního obratle neměly zahrnutou



Obr..5

dříve uvedenou mechanickou interakci. Výsledek řešení je patrný z obr. 5, který znázorňuje průběh redukováných napětí. Kvalitativně stejné výsledky jsme obdrželi i z průběhu složek napětí a deformace.

Z obdržených výsledků jsme učinili tento závěr. Pokud k určení napjatosti a deformace použijeme model, který nerespektuje vliv páteřních kloubů, jednotlivých vazů případně svalů a v neposlední řadě mechanické vlastnosti páteřních destiček, pak vliv páteřních výběžků na napjatost a deformaci nemůže být postižen a takový model je těžko použitelný k hodnocení klinických zákroků u degenerovaných kloubů.

ZÁVĚR:

S vytvářením daného modelu bylo započato v tomto roce. Proto v současné době probíhá řada prací týkající se nejen vytvoření daného modelu, ale také modelů samostatných lumbálních obratlů L4 a L5. Uvedené práce se neobejdou bez některých zjednodušení, která jsou vždy testována z hlediska jejich významu.

LITERATURA:

K. Urban, Z. Strnad: Bioaktivní sklokeramika nahrazující kost, Vesmír 79, březen 2000

Předložená studie vznikla za podpory grantové agentury ČR 101/01/0974