



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

STRESS - STRAIN ANALYSE OF VERTEBRAL SEGMENT

D. Hudeček*, Z. Florian**

Summary: *This paper deals with implementation stress-strain analysis of the lumbar segment of the human vertebral. Individual vertebral elements are modelled base on the 4. and the 5. CT slices of the lumbar spondyle. Mechanical interaction in joint section of spine between spondyles is modelled by using contact elements. The articular contact was supported with respect to complication of geometry by creating of cartilage with suitable thickness. This analysis is made by using FEM software ANSYS for a few variations. The results of this analysis contribute to view about effort of the vertebral segment.*

1. Úvod

Páteř, jakožto jedna z nejdůležitějších a nejsložitějších částí lidské kostry, patří v současnosti mezi nejčastěji postižené části lidského těla. Páteřní, nebo také pohybový segment, je tvořen dvěma sousedními obratli s chrupavčitými destičkami na jejich tělech, meziobratlovou ploténkou (diskem) skládající se z jádra a prstence a meziobratlovými klouby s příslušnými vazy a svaly. Veškeré pohyby v segmentu probíhají snadno, pokud jsou všechny jeho části zdravé a zcela funkční. Poškození či onemocnění jedné jeho části ovlivní funkci celého segmentu. Pokud je např. narušena funkce ploténky následkem opotřebení a degenerativních změn, odrazí se to na celé meziobratlové části.

Následkem degenerativních procesů a úrazů, je postupný vznik změn v geometrii a v materiálových vlastnostech páteřních prvků. Tyto změny často vyvolávají obtíže, které mohou být způsobeny i změnou mechanických vlastností těchto prvků.

Momentálním cílem práce je vytvoření výpočtového modelu pro určení deformace a napjatosti páteřního segmentu, jehož výsledky by za postupného zvyšování úrovně modelu, poskytly co možná nejuvěrohodnější informace o jeho chování při odlišných způsobech namáhání a rozdílných tuhostech páteřního disku.

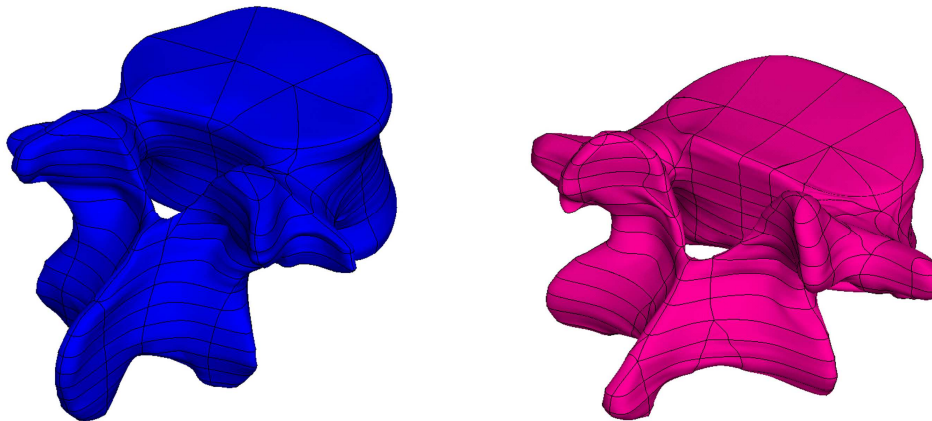
* Ing. David Hudeček: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, FSI VUT v Brně, Technická 2, 616 69 Brno, tel.: +420-54114 2804, e-mail: d.hudecek@email.cz

** Ing. Zdeněk Florian, CSc.: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, FSI VUT v Brně, Technická 2, 616 69 Brno, tel.: +420-54114 2863, e-mail: florian@umt.fme.vutbr.cz

2. Tvorba výpočtového modelu

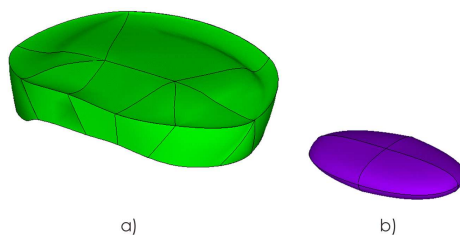
Ke tvorbě modelů a k samotným výpočtům byl použit konečnoprvkový výpočetní systém Ansys 8.1. Zhotovený model páteřního segmentu (obr.3) se skládá z modelů dvou bederních obratlů, meziobratlové ploténky tvořené prstencem a jádrem, kloubních chrupavek a chrupavčitých destiček, pokrývajících terminální plochy obratlových těl.

Při tvorbě geometrie obratlů byl použit soubor ve formátu IGES, který obsahoval značné množství obrysových bodů obou obratlů, jež byly v Ansysu zobrazeny jako základní, geometrii tvořící jednotky-keypointy. Tento soubor byl vytvořen za využití CT řezů 4. a 5. lidského bederního obratle, jež byly pořízeny ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně.



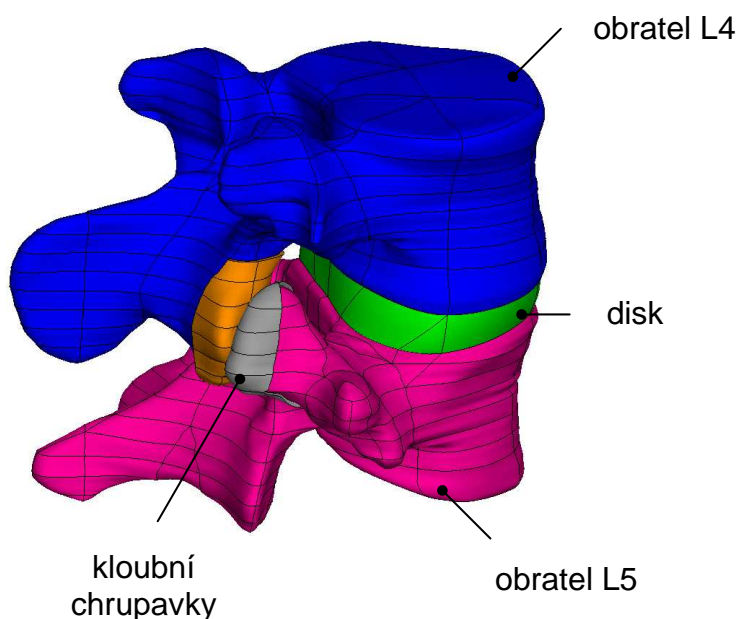
Obr.1: Modely obratlů L4 a L5

Proložení těchto bodů (keypointů) splajnami a jejich další úpravou byla získána řada rovinných vrstev, vzájemně odstupňovaných (dle CT) o 1mm. Jelikož milimetrová vzdálenost sousedních řezů dovoluje použití jen velmi jemné konečnoprvkové sítě, byly již zhotovené rovinné vrstvy zredukovány tak, aby tímto nebyla ovlivněna původní (skutečná) geometrie. Jednotlivé vrstvy 2D křivek byly poté vhodně propojeny dalšími křivkami, které spolu vytvořili 3D „drátový“ model, jenž byl následně potažen plochami a využit tak ke vzniku objemu. Oba modely obratlů (obr.1) pak byly umístěny nad sebe tak, aby jejich vzájemná poloha odpovídala realitě. Do vzniklé mezery mezi terminálními plochami obratlových těl byl vhodně umístěn (spíše dorsálním směrem) model jádra (obr.2) disku (nucleus pulposus). Kolem něj byl potom vyhotoven za využití terminálních ploch model prstence (anulus fibrosus).



Obr.2: Složky meziobratlové ploténky: a) anulus, b) nucleus

Aktuální problematikou je vytvoření funkčních modelů hyalinních chrupavek, pokrývajících kloubní výběžky obratlových těl. Cílem je vyplnit štěrbiny mezi výběžky chrupavčitou hmotou tak, aby došlo k jejich kontaktu. Vzhledem k velmi malému prostoru mezi protilehlými výběžky a jemné nerovnosti kloubních ploch kostí je značně problematické tyto modely zhotovit tak, aby nedocházelo k nemalé počáteční penetraci, lokalizované v několika bodech. V současnosti se pracuje na jádře problému, kterým jsou samotné kosti. Probíhá u nich vyhlazení geometrie kloubních výběžků, které pak poskytnou vhodnější základ pro tvorbu samotných chrupavek. Od použití nových modelů kloubních chrupavek se očekává odstranění problému lokální penetrace a získání věrohodných hodnot kontaktních tlaků z této oblasti.



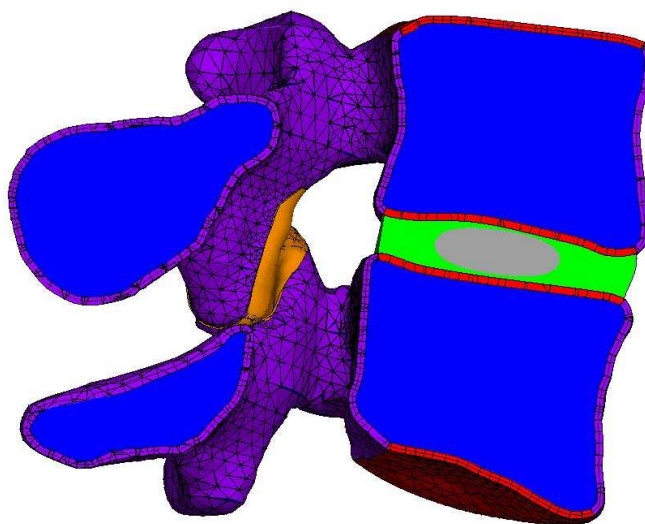
Obr.3: Geometrie páteřního segmentu

Vzhledem ke složitosti problému jsou všechny modelované prvky, tj. kompaktní a spongiosní kost, hyalinní chrupavky, prstenec a jádro meziobratlové ploténky, modelovány jako homogenní, izotropní, lineárně elastický materiál, kde v tab.1 jsou uvedeny jeho materiálové charakteristiky.

Tab.1 Materiálové charakteristiky prvků segmentu

Tkáň	Modul pružnosti E [MPa]						Poissonovo číslo μ [-]
<i>Spongiózní kost</i>	120						0,25
<i>Kortikální kost</i>	16000						0,25
<i>Chrupavčitá deska</i>	20						0,40
<i>Anulus</i>	13						0,45
<i>Nucleus</i>	0,05	0,15	0,5	1,5	5	15	0,48
<i>Kloubní chrupavka</i>	8						0,40

Po zhotovení modelů kloubních chrupavek, bude vytvořena konečnoprvková síť pomocí objemového, kvadratického prvku SOLID 92, který je vhodný pro automatické generování sítě, tzv. free meshing. Pro plochy obratle bude použit skořepinový prvek SHELL 93, který po přiřazení materiálových charakteristik popíše kortikální (kompaktní) kost a chrupavčité desky na terminálních plochách obratlových těl s předepsanou konstantní tloušťkou po celém povrchu 1 mm. Na stykové plochy chrupavek budou nanесeny kontaktní prvky typu TARGE 170 a CONTA 174 se souč. tření: $f = 0$. Předpokládaný finální konečnoprvkový model se nachází na obr. 4.



Obr.4: Konečnoprvkový model páteřního segmentu (sagitální řez)

4. Závěr

Dříve uskutečněné výpočty (Hudeček, 2004) byly prováděny s neupravenou geometrií většiny komponent bez uvažování chrupavčitých desek na terminálních plochách obratlových těl a s použitím ne zcela vyhovujících modelů kloubních chrupavek, které se navíc při axiálním zatěžování segmentu neměly šanci na výsledcích viditelně projevit. V současné době probíhá proces ladění celého, již podstatně vylepšeného modelu pohybového segmentu, který však vzhledem k nedokončeným, zcela novým modelům kloubních chrupavek ještě neposkytuje publikovatelné výsledky. Předpokládá se však, že v době konání konference tyto již budou ke zveřejnění. Navíc by mělo do této doby dojít k inovaci modelu jádra disku (nucleus pulposus), jehož geometrie v současnosti ne zcela odpovídá realitě.

5. Literatura

Hudeček, D. (2004) FEM model of human vertebral segment, Strojné inžinierstvo 2004, Slovenská technická univerzita v Bratislave, Strojnícka fakulta

Iatridis, J.C. (1998) Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human annulus fibrosus in compression, Journal of Biomechanics 31, 535-544

Sinělnikov, R.D.(1980) Atlas anatomie člověka, I.díl, Avicentrum, Praha

Skaggs, D.L. (1994) Regional Variation in Tensile Properties and Biochemical Composition of the Human Lumbar Annulus Fibrosus, Spine, pp 1310-1319