

STRESS – STRAIN ANALYSIS OF AN AGING MOTION SEGMENT OF THE LIGAMENOUS SPINE UNDER PHYSIOLOGIC COMPRESSION.

D. Hudeček^{*}, Z. Florian^{}**

Summary: *This paper deals with implementation stress-strain analysis of the lumbar motion segment of the human spine. Individual vertebral elements are modeled based on the 4. and the 5. CT slices of the lumbar spondyle. Mechanical interaction in joint section of spine between spondyles is modeled by using contact elements. The arthral 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 three 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, neboť vrozené faktory, přetěžování a sedavý způsob života dříve či později způsobí její postupnou degeneraci, která ovlivní její schopnost přenášet zatížení.

Nejmenší jednotkou reprezentující mechanické chování v daném páteřním regionu je pohybový segment, který je tvořen dvěma sousedními obratli s chrupavčitými destičkami na jejich tělech, meziobratlovou ploténkou 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.

V důsledku degenerativních procesů a úrazů, dochází ke změnám geometrie a materiálových vlastností páteřních prvků. Tyto změny často vyvolávají obtíže, jež jsou charakteristické vracející se či chronickou bolestí. Objasnění mechanických příčin bolestí v zádech vyžaduje znalost deformace a napjatosti zejména v lumbo-sakrální oblasti páteře, jakožto regionu s nejvíce se vyskytujícími obtížemi.

Cílem práce je tedy provedení deformačně-napěťové analýzy pro fyziologickou kompresi zatížený model bederního segmentu lidské páteře, který by bral v potaz změnu struktury a materiálových vlastností všech jeho modelovaných komponent, jakožto důsledek stárnutí a degenerace.

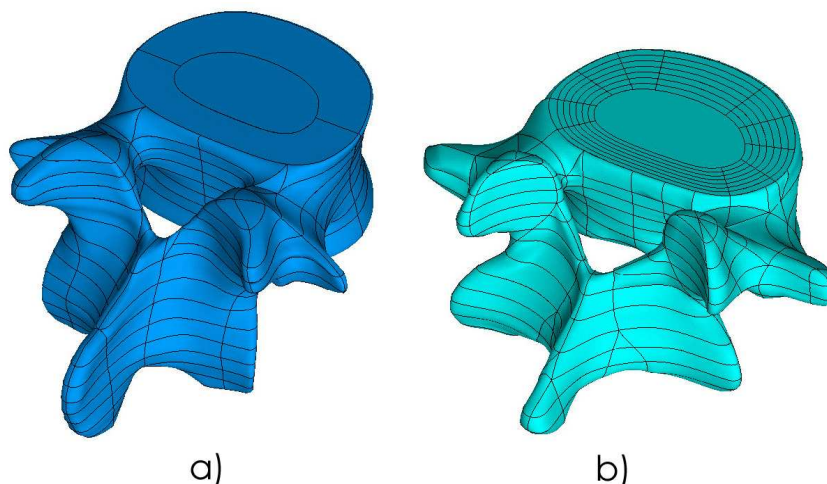
^{*} Ing. David Hudeček, ÚMTMB FSI VUT Brno, Technická 2, 616 69 Brno,
e-mail: d.hudecek@email.cz , tel.:+420 54114 2804

^{**} Ing. Zdeněk Florian, CSc., ÚMTMB FSI VUT Brno, Technická 2, 616 69 Brno,
e-mail: florian@fme.vutbr.cz , tel.:+420 54114 2863

2. Výpočtový model

Ke tvorbě modelů a k samotným výpočtům byl použit konečnoprvkový výpočetní systém Ansys ver. 8.1. Zhotovený páteřní segment je tvořen z modelů dvou bederních obratlů, meziobratlového disku, chrupavčitých desek, kloubních chrupavek a bederních vazů.

Pro vytvoření geometrie obratlů (obr.1) byly využity CT řezy čtvrtého a pátého lumbálního obratle (L4 a L5), poskytnuté doc.MUDr. Petrem Krupou, CSc. z Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Tyto po 1 mm odstupňované horizontální řezy byly převedeny do textového formátu a načteny do programu ANSYS v podobě základních, geometrii tvořících entit, tzv. keypointů, představujících obrysové body každého z řezů. Vzájemným propojením těchto bodů horizontálními a vertikálními křivkami vznikl 3D „drátový“ model každého z obratlů, který po potažení plochami umožnil vznik příslušného objemu.



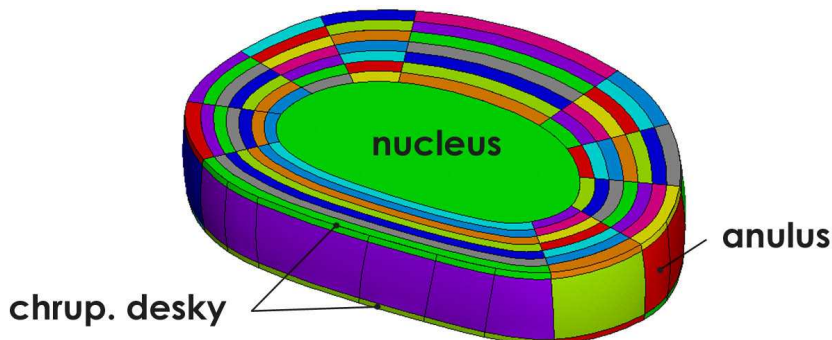
Obr.1. Modely bederních obratlů: a) L4, b) L5

Tyto odděleně zhotovené modely byly poté převedeny do formátu IGES a naimportovány k sobě, kde došlo k vymezení jejich vzájemné polohy.

Ke tvorbě modelu meziobratlového disku byla využita dolní terminální plocha obratlového těla L4 a horní terminální plocha obratlového těla L5, na které se tento napojuje. Model prstence je vytvořen celkem ze sedmi koncentrických vrstev, radiálně dále rozdělených na deset oddílů, pro přesnější materiálový popis disku dle Acaroglu (1995). Zadní vrstvy jsou tenčí než vrstvy přední v důsledku poněkud dorzálněji umístěného modelu jádra Yu (2003), jehož objemový podíl v disku je cca 30% (obr.2). Výška disku se v důsledku bederní lordózy předozadním směrem lehce snižuje z 10 mm na 8,5 mm.

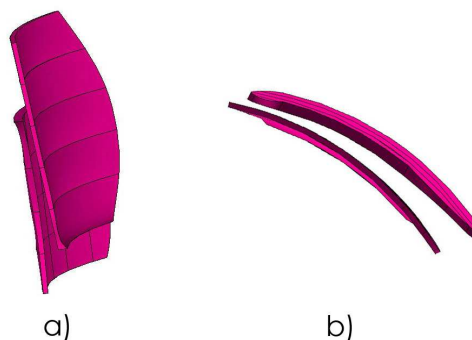
Modely chrupavčitých desek, které od sebe separují obratlová těla a disk byly zhotoveny odříznutím vrstvy stykových částí disku o tloušťce 0,7 mm pomocí pracovně vytvořených rovinných ploch.

Stykové plochy kloubních výběžků (fasety) jsou skloněny pod určitým úhlem vůči transverzální a sagitální rovině, který je obratel od obratle odlišný. Jelikož byla jejich geometrie (vytvořená na základě CT) pro další modelování nevyhovující, bylo je nutno poněkud upravit. Při volbě úhlu sklonu faset jsem vycházel z práce Panjabi (1993), kde jsou na základě měření uvedeny rozměry kloubních ploch všech obratlů lidské páteře a jejich sklon vůči výše jmenovaným rovinám.



Obr.2. Model disku a chrupavčitých desek

Kloubní plošky obratlů navíc nejsou rovné, nýbrž zakřivené, což většina autorů při jejich modelování zanedbává. Zaoblení kloubních ploch je proto zhotoveno pod radiusem $R = 20\text{mm}$. Tyto klouby netvoří styk materiálu (alespoň po většinu života člověka) kost/kost, nýbrž jsou pokryty tenkou vrstvou hyalinní chrupavky, která do jisté míry kopíruje tvar výběžků. Jejich tloušťka je zhotovena o téměř konst. hodnotě $0,3\text{mm}$. Na obr.3 je uveden stykový pár modelů kloubních chrupavek a jejich vzájemné natočení.



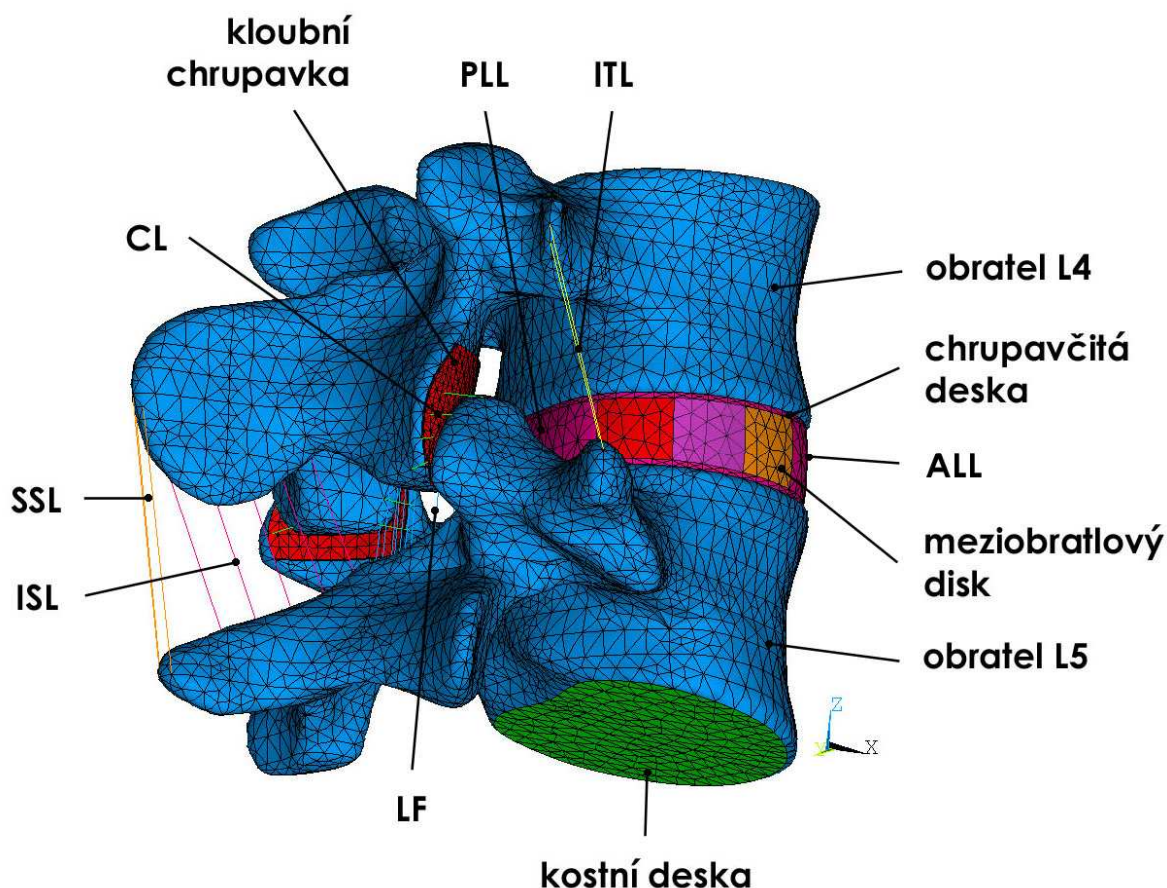
Obr.3. Natočení kloubních chrupavek vůči rovině: a) transverzální, b) sagitální

Nakonec byly zhotoveny modely bederních vazů, jejichž konce jsou napojeny na sousedící obratle. Jedná se o přední (ALL) a zadní (PLL) podélný vaz, spojující obratlová těla, intertransverzální vaz (ITL) spojující příčné výběžky obratlů, žlutý vaz (LF), spojující oblouky sousedních obratlů, interspinální (ITL) a supraspinální (SSL) vaz, poutající k sobě sousední trnové výběžky a vazy pouzderní (CL).

Vzhledem ke složitosti problému jsou všechny modelované prvky mimo vazy, tj. kompaktní a spongiosní kost, meziobratlový disk tvořený jádrem a na subobjemy rozděleným prstencem, chrupavčité a kostní desky, epyfizeální prstence a kloubní chrupavky, modelovány jako homogenní, izotropní, lineárně-elastický materiál. Jednotlivé vazy jsou popsány odlišným nelineárně-elastickým materiálovým modelem Goel (1993), Iida (2002), Neumann (1993).

Materiálové charakteristiky a výskyt jednotlivých komponent (zejména chrupavčitých desek, epyfizeálních kostěných prstenů na terminálních plochách obratlových těl a kloubních chrupavek) se mění v rámci třech modelů zdravého, středně a těžce degenerovaného pohybového segmentu, jakožto důsledek jejich stárnutí a degenerace.

K vytvoření konečnoprvkové sítě byl využit objemový, kvadratický prvek SOLID 92 určený pro automatické generování sítě, tzv. free meshing. Pro plochy obratle byl použit skořepinový prvek SHELL 93, který po přiřazení materiálových charakteristik popisuje kortikální (kompaktní) kost s předepsanou konstantní tloušťkou po celém povrchu 0,6mm a kostní desku o tloušťce 0,25 až 0,35mm (v závislosti na typu modelu). K modelování bederních vazů byl využit jednoosý prvek LINK 10, přenášející pouze tahové namáhání. Sada těchto prvků, reprezentujících příslušný vaz, se vyznačovala rozdílnou průřezovou plochou a počátečním přetvořením Panjabi (1982), Pintar (1992), Tkaczuk (1968). Na stykové plochy chrupavek byly nanесeny kontaktní prvky typu TARGE 170 a CONTA 174 se součinitelem smykového tření pro model segmentu zdravý (normální) $f = 0,005$, středně degenerovaný $f = 0,01$ a těžce degenerovaný $f = 0,1$. Výsledný konečnoprvkový model se nachází na obr. 4.



Obr.4. MKP model páteřního segmentu

U všech uzlových bodů na kaudální terminální ploše obratle L5 bylo zamezeno všem složkám pohybu (All DOF), jako by byl obratel napevno srostlý s křížovou kostí.

Zhotovený MKP model pohybového segmentu páteře byl podroben kompresivnímu fyziologickému zatížení od vlastní tíhy jedince (dle práce White (1990)). Zatížení bylo aplikováno na kraniální terminální plochu obratle L4 o velikosti 850N, což přibližně odpovídá fyziologické kompresivní síle (působící na L4-L5 pohybový segment) u člověka s hmotností 95kg a výškou 194cm.

3. Výsledky analýzy

Deformačně-napěťová analýza byla provedena pro tři materiálově a strukturálně odlišné modely pohybového segmentu bederní páteře, které představovaly zdravou, středně a těžce degenerovanou páteř. Zatížení bylo provedeno pro segmenty s vazy a bez nich, pro posouzení jejich vlivu na namáhání ostatních komponent při čisté kompresy.

Axiální posunutí celého segmentu (jeho stlačení) vlivem fyziologické komprese s věkem vzrůstá (0,4 až 0,7mm), což je dáno zvyšující se pružností disku. Velikost kontaktního tlaku je ve všech třech případech nulová, poněvadž aplikované kompresivní zatížení není takového rozsahu, aby způsobilo styk téměř vertikálně umístěných kloubních chrupavek. Napětí v prstenci meziobratlového disku (AF) roste od vnitřních vrstev k vnějším. Toto rozložení napětí odpovídá narůstání tuhosti materiálu anula uvedeným směrem. U tužších vrstev je napětí vyšší, u pružnějších nižší. Přetvoření je naopak logicky vyšší u vrstev pružnějších než u vrstev tužších. S věkem velikost napětí i přetvoření v jednotlivých vrstvách AF vzrůstá. Napětí uvnitř nuclea (NP) je z počátku po celém objemu konstantní, avšak s narůstáním jeho tuhosti (v důsledku snižování hydratace s věkem) a se zánikem chrupavčité desky dochází k větší koncentraci napětí v místě styku s kostní deskou (nad a pod nucleem). Kostní deska je nejvíce namáhanou komponentou celého segmentu. Vlivem stárnutí okolních tkání je namáhána stále více, přičemž největší hodnoty napětí se u ní objevují v místě styku s epyfizeálním prstencem (až 6MPa). Polovičních hodnot dosahuje napětí na úrovni NP a nejméně namáhaná je v oblasti výskytu AF.

Vzhledem k tomu, že bederní vazy přenášejí pouze tah, mají při kompresy segmentu minimální podíl na namáhání jeho komponent a nulový na omezení pohybu. Ukázalo se však, že velikost jejich počátečního přetvoření má vliv na rozložení napjatosti uvnitř AF. Jelikož se šest ze sedmi vazů nachází dorzálním směrem od těla obratle, dojde vlivem jejich předpětí k nepatrnému odlehčení přední části disku na úkor zadní.

4. Závěr

Tato práce má charakter úvodní studie, jejímž cílem bylo zjistit vliv stárnutí a degenerace na jednotlivé komponenty kompresí zatíženého fyziologického bederního segmentu lidské páteře, a také vliv vazů na namáhání těchto komponent. Při daném způsobu zatěžování byly odhaleny nejvíce namáhané komponenty a objasněn důvod lokálně zvýšených hodnot napětí a deformací u všech tkání. Dále bylo zjištěno, jakým způsobem mohou bederní vazy páteře ovlivnit rozložení napjatosti v segmentu při jeho kompresy. Provedením této analýzy byl vyladěn model pohybového segmentu páteře s bederními vazy, s jejichž přispěním bude možné provést obdobné analýzy pro flexi, extenzi či torzi v kombinaci s kompresí.

5. Literatura

- Acaroglu, E.R. et al. (1995) Degeneration and Aging Affect the Tensile Behavior of Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, Vol. 20, pp. 2690-2701.
- Goel, V.K. et al. (1993) Clinically Relevant Finite Element Models of a Ligamentous Lumbar Motion Segment. *Seminars in Spine Surgery* 1, Vol. 5, pp. 29-41.
- Neumann, P. et al. (1993) Structural Properties of the Anterior Longitudinal Ligament. Correlation With Lumbar Bone Mineral Content. *Spine* 5, Vol. 18, pp. 637-645.
- Iida, T. et al. (2002) Effect of Aging and Spinal Degeneration on Mechanical Properties of Lumbar Supraspinous and Interspinous Ligaments. *The Spine Journal* 2, pp. 95-100.
- Panjabi, M.M. et al. (1993) Articular Facets of the Human Spine: Quantitative Three-Dimensional Anatomy. *Spine* 10, Vol. 18, pp. 1298-1310.
- Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K. (1998) Physiologic Strains in the Lumbar Spinal Ligaments. *Spine* 3, Vol. 7, pp. 192-203.
- Pintar, F.A. et al. (1992) Biomechanical Properties of Human Lumbar Spine Ligaments. *Journal of Biomechanics* 11, Vol. 25, pp. 1351-1356.
- Tkaczuk, H. (1968) Tensile Properties of Human Lumbar Longitudinal Ligaments. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Suppl. 15, pp. 1-69.
- White, A.A., Panjabi, M.M. (1990) *Clinical Biomechanics of the Spine* - 2nd ed. Philadelphia, J.B. Lippincott Company, ISBN 0-397-50720-8.
- Yu, C.-Y. et al. (2003) Geometric and Morphological Changes of the Intervertebral Disc Under Fatigue Testing. *Clinical Biomechanics* 18, S3-S9.