

EFFECT OF LAMINECTOMY ON STABILITY OF LUMBAR SPINE

P. Tichý*, Z. Horák*, J. Koukalová*, J. Michalec**

Summary: *The paper aims at the presentation of the lumbar spine finite element model used in a study of segmental kinematics including the tissue loading. Lumbar spine FE-model consisting of the three lumbar vertebrae, two disc (including annulus and nucleus) and vast variety of ligaments. The primary model objective is its verification by experimental test data obtained from cadaver spine segments. A confirmed model was used for a study of various range of laminectomy effect. On this model we simulate a various loading states which can spine segment arrive at under physiologic conditions (compression, flexion, extension and lateral bending). FE-model could predict the laminectomy impact on the operation approach.*

1. Úvod

Velmi častým problémem moderní civilizované společnosti je syndrom bolesti v oblasti bederní páteře - Low Back Pain (LBP). Tímto syndromem, ať už ve větší či menší míře, trpí jedna třetina dotázaných bez ohledu na rasu, barvu pleti, etnickou příslušnost, pohlaví, sociální zařazení či jakýkoliv jiný ukazatel a to převážně v oblasti bederní páteře či L-S přechodu.

LBP patří mezi nejčastější bolestivé stavy vůbec. Asi 35% populace mělo v posledních letech bolesti v kříži. Počet dnů pracovní neschopnosti se zvýšil třikrát během posledních 15let. V České republice uvádí bolesti zad 42,85% mužů ve věku 15 – 64 let, nad 65 let pak 48,11%, u žen pak 47,49% v mladší, a dokonce 61,02% ve starší skupině. LBP je mimo jiné daní za vzpřímené držení těla, na které naše páteř z vývojového hlediska stále není optimálně uzpůsobena. Dalšími nezanedbatelnými vlivy je způsob života moderní společnosti a z něj plynoucí zhoršená fyzická hygiena a samozřejmě degenerativní změny bederní páteře s přibývajícím věkem. Zhoršená fyzická hygiena se projevuje hlavně vadným držením těla. V posledních desetiletích se hovoří o enormním nárůstu vadného držení těla u dětí, tento nárůst je spojován se změnou životního stylu, s nárůstem obezity, s velkou mírou pohybové chudosti a jednostranností moderního způsobu života.

Degenerativní změny mají přímou souvislost s LBP. Degenerativní změny se projevují ztrátou pevnosti, pružnosti a stability meziobratlových spojení bederní páteře. Organizmus tento problém řeší tvorbou nových opěrných struktur, aby tak zajistil stabilitu osového

* Ing. Petr Tichý, Ing. Zdeněk Horák, Ing. Jana Koukalová: Laboratoř biomechaniky, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: +420 224 352 527, fax.: +420 233 322; e-mail: tichy@biomed.fs.cvut.cz

** Doc., Ing. Jiří Michalec, CSc.: Ústav mechaniky; ČVUT v Praze, Fakulta strojní; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: +420 224 352 521, fax.: +420 233 322; e-mail: Jiri.Michalec@fs.cvut.cz

skeletu. Degenerativní změny samy o sobě obvykle nepůsobí bolestivé stavy, k těm dochází ve chvíli, kdy je porušena stabilita hybného segmentu páteře. Při porušení stability hybného segmentu, a to i jen dočasném, reaguje organismus rozvojem akutních obranných reflexů, například otoku. Takový otok pak působí další útlak nervové tkáně. Běžné stavy LBP jsou většinou léčeny konzervativně a nejsou indikací k operativní léčbě. V posledních dvou desetiletích ovšem došlo ke značnému nárůstu počtu operací indikovaných právě při degenerativních onemocnění páteře. Operativní léčba je efektivně indikována v případech degenerativních změn vedoucích ke stenóze (zúžení) páteřního kanálu a meziobratlových otvorů a tím vznikajícímu útlaku míchy či míšních kořenů, nebo v případech herniace (vyhřeznutí) meziobratlového disku do prostoru páteřního kanálu.

2. Motivace

Jedním z častých zákroků při operativní léčbě degenerativních změn na bederní páteři je laminektomie při které dochází k uvolnění nervové tkáně jak v páteřním kanálu, tak v okolí odstupujících nervů. Částečná či úplná laminektomie slouží k uvolnění útlaku nervových struktur a případně ke zvětšení manipulačního prostoru pro resekci meziobratlového disku a pro aplikaci meziobratlových implantátů. Cílem této práce je zjištění vlivu laminektomie na stabilitu bederní páteře. Tento úkol je řešen za pomoci metody konečných prvků (MKP) vytvořením MKP modelu fyziologického spojení hybného segmentu L3-L5 bederní páteře s možností simulace laminektomie. Výsledky MKP modelu fyziologického spojení hybného segmentu L3-L5 bederní páteře s možností simulace laminektomie by měly také potvrdit poznatky z klinické operační praxe, že není-li při laminektomii resekován nebo významně redukován intervertebrální disk, zůstává stabilita bederní páteře zachována.

2. Řešení

Model fyziologického spojení L3-L5

Cílem MKP modelu fyziologického meziobratlového spojení segmentu L3-L5 je popis mechaniky segmentu, závislosti jeho kinematiky na zatížení a ověření okrajových podmínek, které mohou být následně použity při analýzách segmentů po laminektomii. Nejdůležitějšími parametry, které ovlivňují řešení modelu spojení L3-L5 jsou materiálové definice měkkých tkání meziobratlového spojení.

Model se skládá ze tří bederních obratlů L3, L4 a L5, dvou meziobratlových disků složených z vazivového prstence (anulus fibrosus) a jádra (nukleus pulposus), ligament: interspinalia, intertransverzalia, flava, longitudinale anterior a longitudinale posterior a kloubních pouzder mezi kloubními výběžky (processi articulares sup. et inf.). Geometrie segmentu byla převzata z CT (počítačové tomografie) vyšetření muže ve věku 55 let bez zřetelných patologických nálezů.

Kostní struktura obratlů je tvořena 3D kontinuitními elementy SOLID 45 disponujícími stupni volnosti u_1 , u_2 , u_3 . V modelu je použit ortotropní materiálový model kostní tkáně obratlů. Orientace hlavních směrů ortotropie spongiózy závisí na jejím převládajícím zatížení. Hlavní směry ortotropie spongiózy obratlů jsou orientovány souhlasně se směry superior-inferior (S-I), medio-laterálně (M-L) a anterior-posterior (A-P). V materiálové definici je zohledněna proměnná hustota spongiózní kostní tkáně v rozsahu $550 - 1500 \text{ kg/m}^3$. Tab.1 uvádí příklad použitých materiálových konstant pro hustotu 1000 kg/m^3 .

Tab.1 Materiálový popis spongiózní kosti pro $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$

ρ [kg/m ³]	E_1 [Mpa]	E_2 [Mpa]	E_3 [Mpa]	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	G_{12} [Mpa]	G_{13} [Mpa]	G_{23} [Mpa]
1000	1471,9	1766,5	5471	0,352	0,102	0,113	544,5	669,2	793,6

Vazivový prstenec (anulus fibrosus) se skládá z 3D kontinuálních elementů SOLID 65 vhodných pro multilineární materiálové definice. Pro materiálový popis vazivového prstence byla zvolena nelineární závislost (1), popisující vztah mezi napětím a poměrnou deformací vazivových struktur disku.

$$\sigma = 113,42 \varepsilon^2 + 4,7822 \varepsilon \quad (1)$$

Tato závislost je v definici nahrazena multilineární křivkou s 25ti segmenty, která dostatečně vystihuje chování anulu v celém rozsahu uvažovaných deformací.

Jádro disku (nucleus pulposus) je modelováno jako téměř nestlačitelné lineárně elastické těleso s minimální tuhostí. Jádro tvoří 3D kontinuální elementy SOLID 45 s elastickými konstantami $E = 0,001 \text{ MPa}$ a $\nu = 0,499$.

Vazivová spojení (ligamenta) na páteři jsou tvořena dvěma složkami, složkou kolagenní - nelineární (kolagenem) a elastickou - lineární (elastinem). Zastoupení těchto složek je v každé vazivové skupině hybného segmentu v různém poměru. Vazivová spojení hybného segmentu jsou tedy modelována pomocí zdvojených 3D LINK 10 elementů se stupni volnosti $u_1, u_2, u_3, \Phi_1, \Phi_2, \Phi_3$, které vzhledem k připojení k elementům SOLID 45 nezachycují natočení. Duální materiálový popis ligament dovoluje zohlednit i průřez jednotlivých složek (S_{el} – průřez elastické komponenty, resp. S_{kol} – průřez kolagenní komponenty vazy) viz. Tab.2. Elastická komponenta příslušného vazy je charakterizována modulem pružnosti elastické složky E_{el} viz. Tab.2, kolagenní komponenta vazy je definována multilineární křivkou nahrazující nelineární vztah (2) podobně jako u definice vazivového prstence. Materiálová definice ligament obsahuje mimo jiné parametr NO COMPRESSION, který vylučuje přenos tlakových silových účinků přes element.

$$\sigma_{kol} = 978,92 \varepsilon^{2,0167} [\text{MPa}] \quad (2)$$

Tab.2 Parametry použité pro definici vazivových struktur: S [mm²] - celkový průřez vazy, n_f - počet elementů definujících vaz, l [mm] - délka vazy, ν_{el} [%] - objemový podíl elastické složky, E_{el} [MPa] - modul pružnosti elastické složky, S_{kol} [mm²] - průřez kolagenní složky, S_{el} [mm²] - průřez elastické složky

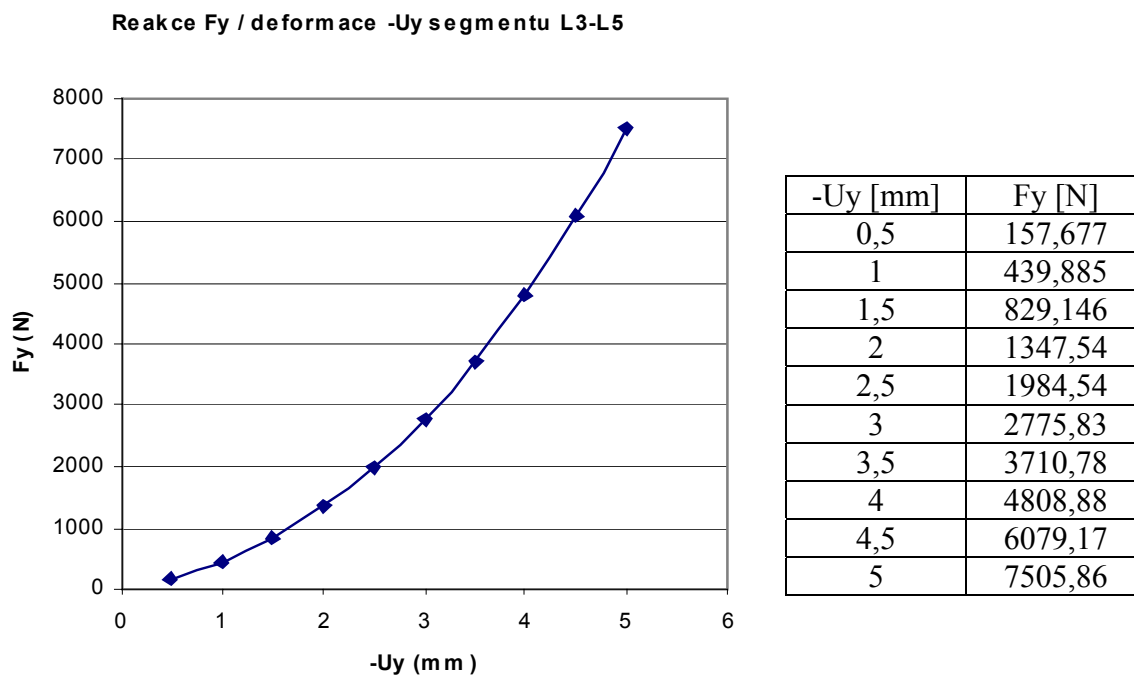
Ligamentum	S [mm ²]	n_f	l [mm]	ν_{el} [%]	E_{el} [Mpa]	S_{kol} [mm ²]	S_{kol}/n_f	S_{el} [mm ²]	S_{el}/n_f
Lig. long. ant.	57	12	148,05	12	7,8	50,16	4,18	6,84	0,57
Lig. long. post.	22	6	63,84	11	10	19,58	3,26	2,42	0,4
Lig. flava	39	3	71,76	71	15	11,31	3,77	27,69	9,23
Lig. interspin.	40	18	348,14	14	10	34,4	1,91	5,6	0,31
Lig. intertrans.	26	12	307,68	20	8	20,8	1,73	5,2	0,43
Capsula art.	34	11	60,65	25	7,5	25,5	2,32	8,5	0,77

Kloubní chrupavka na proc. art. sup. et inf. je reprezentována 3D elementy SOLID 45 s tloušťkou 0,5 – 0,75 mm, elastickým modulem $E = 23,8 \text{ MPa}$ a hodnotou $\nu = 0,42$.

Okrajové podmínky jsou aplikovány na volné horní, resp. dolní endplate obratlů L3, resp. L5 v souladu s experimenty dle: Vilímek, M. - Tichý, P. (2003) a Horák, Z. - Jirková, L. - Tichý, P. - Sedláček, R. (2005). Dolnímu endplate obratle L5 jsou odebrány všechny stupně volnosti a na horní endplate obratle L3 je zatěžováno kompresním zatížením a příslušnými flekčními momenty v rozsahu ± 15 Nm. Pomocí flekčních momentů je simulován stav flexe, extenze a lateroflexe příslušného segmentu páteře. Flekční moment je na uzly horního endplate distribuován prostřednictvím MPC - Multipoint Constrain okrajové podmínky.

3. Výsledky

Pro předběžnou verifikaci modelu byla provedena tlaková analýza, kdy byl na referenčním uzlu horního endplate obratle L3 vynucen posuv $-U_y = 5$ mm. Všechny ostatní stupně volnosti (DOF): U_1 , U_3 , UR_1 , UR_2 , UR_3 byly v tomto uzlu fixovány. Vzhledem k nelinearitě úlohy bylo zatížení aplikováno v 10 časových krocích tzn. po 0,5 mm na časový krok. V každém časovém kroku byla zaznamenávána hodnota reakční síly F_y viz. Obr. 1. Výsledná tuhostní charakteristika byla následně porovnána s experimentálními výsledky.



Obr.1 Komprese segmentu L3-L5 v rozsahu deformací $U_y = -5$ mm

Následné testování modelu probíhalo na úlohách čisté flexe, extenze a pravé lateroflexe u všech případů s předtížením kompresní silou. Model byl podroben flexi, extenzi a pravé lateroflexi působením čistého momentu v jednotlivých směrech o velikosti $M = 10$ Nm za současného působení předtěžující kompresní síly $F_y = -400$ N. Tyto hodnoty byly zvoleny s ohledem na realizované experimenty tak, aby bylo možno přímo porovnat výsledky simulace a experimentu. Vzhledem k působení kompresního předtížení je k čistým flekčním momentům superponován ještě přídavný flekční moment právě od $F_y = -400$ N. Tento přídavný flekční moment se v průběhu nelineární analýzy mění s úměrně s ramenem působící síly F_y . Tuto skutečnost bylo nutno zohlednit při interpretaci výsledků. Výsledky simulací a porovnání s experimentálními daty prezentuje následující Tab.3.

Tab.3 Porovnání úhlů natočení nelineárního MKP modelu s úhly natočení segmentu z experimentálních dat

	MKP model			experiment		
	celkový úhel natočení pro M=10Nm	čistý flekční moment pro porovnání	úhel natočení pro porovnání	celkový flekční moment	úhel natočení segmentu	rozdíl odpovídajících úhlů natočení
flexe	6,68°	9,5 Nm	6,45°	9,5 Nm	6,2°	0,25°
extenze	7,08°	7 Nm	5,6°	7 Nm	4,8°	0,8°
lateroflexe	4,76°	9,5 Nm	4,6°	9,5 Nm	6,5°	1,9°

Nelineární model vykazuje, v porovnání s testy na cadaver vzorcích, větší tuhost v oblasti neutrální zóny (NZ) a naopak poněkud menší tuhost v oblasti zóny elastické (EZ). Tyto rozdíly nejsou nijak zásadní, aby měli vliv na celkové natočení a rozsah pohybu (ROM), který poměrně dobře popisuje chování hybného segmentu.

Analýza vlivu laminektomie na stabilitu bederní páteře

Při částečné (jednostranné) laminektomii je pacientovi resekována lamina popřípadě i intervertebrální kloub v místě stenózy, při zachování trnového výběžku a vazivových struktur (lig. interspinalia) na něj napojených. Při úplné laminektomii je resekován trnový výběžek, obě laminy a v případě potřeby i intervertebrální klouby. S resekovaným trnovým výběžkem samozřejmě souvisí následná nefunkčnost vazivových struktur (lig. interspinalia) na něj napojených.

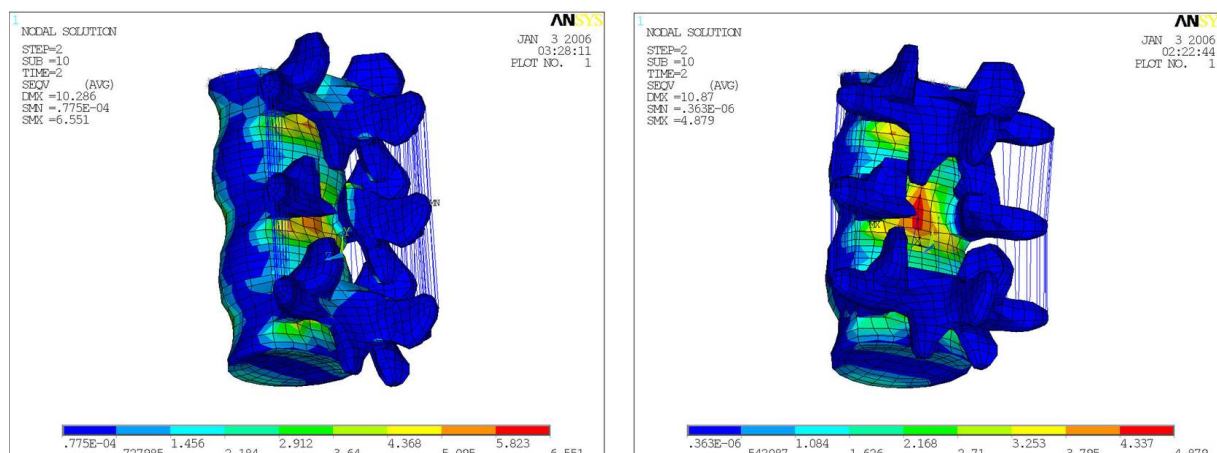
Při analýze vlivu laminektomie byla simulována částečná levostranná laminektomie L4 včetně intervertebrálního koubu a následně úplná laminektomie L4. Simulována byla pouze samotná laminektomie bez zásahu do intervertebrálního disku, který byl ponechán v modelu jako plně funkční. Vypočtené hodnoty a chování jsou následně porovnány s výsledky a chováním kompletního nelineárního modelu bez laminektomie. Který nám při této analýze poslouží jako referenční model stabilního fyziologického segmentu L3-L5.

Výpočet modelu s laminektomiemi probíhal téměř za stejných podmínek jako u modelu nelineárního, byl proveden na úlohách čisté flexe, extenze, pravé lateroflexe a navíc i levé lateroflexe (z důvodu nesymetrickosti), u všech případů s předtížením kompresní silou. Model byl podroben flexi, extenzi, pravé a levé lateroflexi působením čistého momentu v jednotlivých směrech o velikosti $M = 15 \text{ Nm}$ za současného působení předtěžující kompresní síly $F_y = -400 \text{ N}$. Simulace byla provedena ve dvou zatěžovacích krocích. V prvním byl model zatížen kompresní silou $F_y = -400 \text{ N}$. Flekční momenty byly postupně aplikovány vždy jako další LOAD STEP po dokončení komprese.

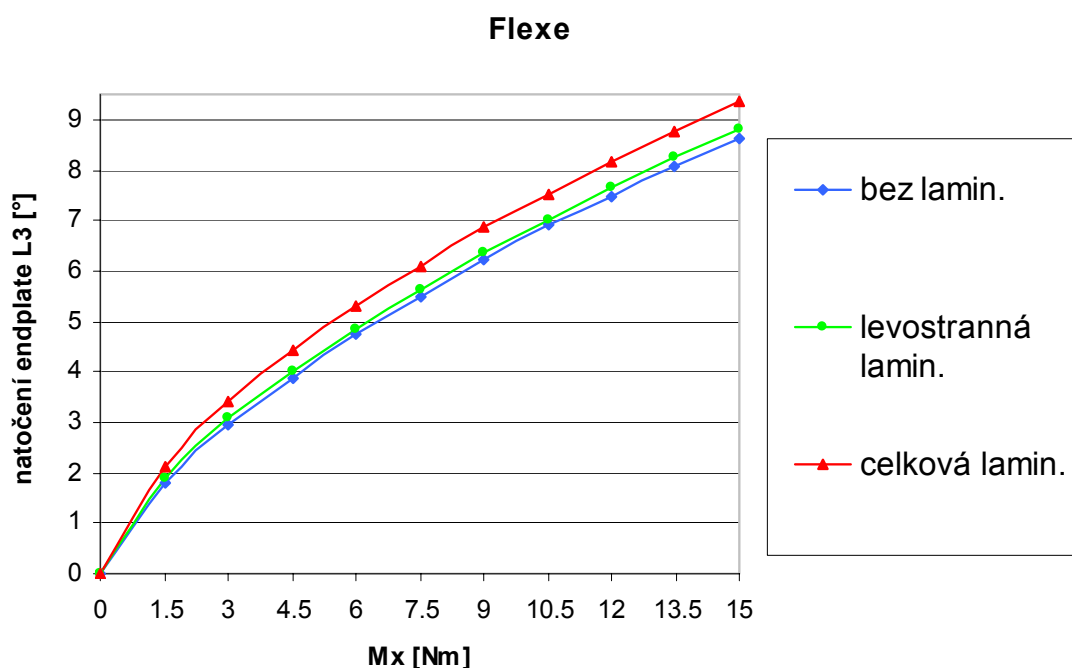
Tab.4 Porovnání úhlů natočení modelu s úplnou laminektomií s úhly natočení modelu bez laminektomie pro zatížení $M = 15 \text{ Nm}$

M = 15 Nm	úhel natočení bez laminektomie (°)	úhel natočení s laminektomií (°)	přírůstek úhlu s laminektomií (°)
flexe	8,66	9,37	0,71
extenze	9,12	9,44	0,32
p. lateroflexe	6,13	6,15	0,02

Úhly natočení horního endplate obratle L3 modelu s částečnou a úplnou laminektomií při zatížení čistým flekčním momentem $M = 15 \text{ Nm}$, v jednotlivých směrech byli porovnány s úhly natočení segmentu nelineárního modelu bez laminektomie viz. Tab. 4.



Obr.2 Vlevo flexe segmentu L3-L5 s částečnou levostrannou laminektomií, vpravo extenze segmentu s úplnou laminektomií v úrovni L4 – red. napětí dle HMM



Obr.3 Porovnání flexe hybných segmentů po částečné a úplné laminektomií

Výsledky modelu levostranné laminektomie vykazují v porovnání s výsledky modelu bez laminektomie jen minimální změny při flexi a extenzi, kdy model s levostrannou laminektomií vykazuje menší ventrální a jen nepatrně menší dorzální tuhost. Ani při větším zatížení čistými flekčními momenty $M = 15 \text{ Nm}$ se tento stav výrazně nemění a segment si ponechává téměř stejnou tuhost jako kdyby k levostranné laminektomii nedošlo.

Výsledky modelu úplné laminektomie vykazují v porovnání s výsledky modelu bez laminektomie zmenšenou ventrální a v o něco menší míře i dorzální tuhost, zato v laterálním směru je podobně jako u levostranné laminektomie změna tuhosti naprosto zanedbatelná. Při

větším zatížení čistými flekčními momenty $M = 15 \text{ Nm}$ tento stav kontinuálně pokračuje a tím dochází k změkčování hybného segmentu s úplnou laminektomií ve ventrální a dorzálním směru. V laterálním směru si segment ponechává téměř stejnou tuhost jako kdyby k laminektomii nedošlo.

Stav polí napjatosti obratlových těl se změnil jen minimálně u flexe a extenze a to v souladu s větším namáháním, v důsledku chybějících vazivových struktur a meziobratlových kloubů. V polích napětí i tak nejsou výrazné koncentrace a maximální hodnoty intenzit napětí nepřesahují hodnoty pevnosti kostní tkáně v povrchových vrstvách bederních obratlů, $R_m = 15 - 25 \text{ MPa}$.

4. Diskuze

Pro vyhodnocení výsledků MKP analýzy vlivu laminektomie na stabilitu bederní páteře bylo použito porovnání rozsahu pohybu (ROM) MKP modelů fyziologického spojení hybného segmentu L3-L5 bederní páteře s částečnou levostrannou a úplnou laminektomií s ROM stejného MKP modelem fyziologického spojení hybného segmentu L3-L5 bederní páteře bez laminektomie.

Výsledkem jsou přírůstky úhlů natočení horního endplate obratle L3 při zatížení modelů hybných segmentů s částečnou levostrannou a úplnou laminektomií čistými flekčními momenty $M = 10 \text{ Nm}$ a $M = 15 \text{ Nm}$ oproti úhlům natočení endplate obratle L3 referenčního modelu hybného segmentu bez laminektomie při stejných zatíženích flexe, extenze a lateroflexe. Sumarizaci výsledků prezentuje Tab.5.

Tab.5 Přírůstky úhlů natočení modelů s částečnou levostrannou a úplnou laminektomií oproti modelu bez laminektomie

	Přírůstky úhlů natočení horního endplate L3							
	Čistý flekční moment $M = 10 \text{ Nm}$				Čistý flekční moment $M = 15 \text{ Nm}$			
	flexe	extenze	pravá lateroflexe	levá lateroflexe	flexe	extenze	pravá lateroflexe	levá lateroflexe
Levostranná laminektomie	0,12°	0,02°	0,02°	0,01°	0,15°	0,08°	0,02°	0,01°
Úplná laminektomie	0,64°	0,25°	0,02°	0,02°	0,71°	0,32°	0,02°	0,02°

Výsledky modelu levostranné laminektomie vykazují v porovnání s výsledky modelu bez laminektomie jen minimální změny při flexi a extenzi, kdy model s levostrannou laminektomií vykazuje při zatížení $M = 10 \text{ Nm}$ menší ventrální a jen nepatrně menší dorzální tuhost. Ani při větším zatížení čistými flekčními momenty $M = 15 \text{ Nm}$ se tento stav výrazně nemění, celkové zvětšení ROM v sagitálním směru o 0,23°, a segment si tak ponechává téměř stejnou tuhost, jako kdyby k levostranné laminektomii nedošlo.

Výsledky modelu úplné laminektomie vykazují v porovnání s výsledky modelu bez laminektomie při zatížení $M = 10 \text{ Nm}$ zmenšenou ventrální a v o něco menší míře i dorzální tuhost, zato v laterálním směru je opět jako u levostranné laminektomie změna tuhosti naprosto zanedbatelná. Při větším zatížení čistými flekčními momenty $M = 15 \text{ Nm}$ tento stav kontinuálně pokračuje, celkové zvětšení ROM v sagitálním směru o 1,3°, a tím dochází k změkčování hybného segmentu s úplnou laminektomií ve ventrální a dorzálním směru. V laterálním směru si segment ponechává téměř stejnou tuhost, jako kdyby k laminektomii nedošlo.

Z těchto výsledků vyplývá, že částečná jednostranná laminektomie má jen minimální vliv na sagitální tuhost hybného segmentu L3-L5 a tak stabilitu páteře téměř nenarušuje. Oproti tomu úplná laminektomie má v sagitálním směru vliv na tuhost hybného segmentu L3-L5 a tak zhoršuje stabilitu hybného segmentu bederní páteře. V souladu s teoriemi, které definují nestabilitu bederní páteře však ani částečná jednostranná ani úplná laminektomie při zachování nepoškozeného intervertebrálního disku neohrožuje stabilitu hybného segmentu L3-L5 páteře ani zdaleka natolik, aby se bederní páteř stala nestabilní.

5. Závěr

Obecně nejdůležitějšími parametry, které ovlivňují řešení modelu spojení L3-L5, jsou materiálové definice měkkých tkání meziobratlového spojení. Vzhledem ke složitosti anatomie segmentu L3-L5, která nám ukazuje komplikovanost popisu a společně s nedostatkem kvalitních dat potřebných ke korektnímu materiálovému popisu je každý MKP model meziobratlových spojení předem zatížen chybou ve své definici. Také s ohledem na obrovskou variabilitu tvarů, patologických jevů, kinematiky atd. je prakticky nemožné vytvořit nenapadnutelný model fyziologického spojení hybného segmentu L3-L5. Z tohoto pohledu je nutno výsledky vlivu laminektomie na pohyblivost segmentu nutno chápat jako čistě teoretické a zatížené minimálně chybou v definici samotného modelu. I přesto však výsledky potvrzují poznatky z klinické operační praxe, že není-li při laminektomii resekován nebo významně redukován intervertebrální disk a ostatní struktury bederní páteře nejsou významně poškozeny vlivem degenerativních onemocnění páteře, zůstává stabilita bederní páteře zachována.

6. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory projektu Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy: Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II, MSM 6840770012 a Grantové agentury České republiky: Výzkum biokompatibilních materiálů vhodných pro výrobu nového typu spinální náhrady, No. 106/05/2174.

7. Literatura

- Petržela, M. - Tichý, P. - Vilímek, M. (2003) An Experimental Assessment of Lumbar Vertebrae Mobility, In: *EORS - 13th Annual Meeting of European Orthopaedic Research Society*. Helsinki: Helsinki Fair Center, 2003, s. 46.
- Vilímek, M. - Tichý, P. (2003) A Skiagraphy Method Using for Lumbar Vertebrae Movement, In: *Gait & Posture*. 2003, vol. 18, no. SUPP 2, s. 80-123. ISSN 0966-6362.
- Vilímek, M. - Tichý, P. (2003) A Skiagraphy Method Using for Lumbar Vertebrae Movement Delimitation, In: *ESMAC 2003 - European Society for Movement Analysis in Adults and Children - 12th Annual Meeting*. Marseille: The French Group of Movement Analysis in Adults and Children, 2003, s. 84.
- Horák, Z. - Jirková, L. - Tichý, P. - Sedláček, R. (2005) Experimental Measurements of the Lumbar Spine Stiffness, *22nd Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics*. 2005, vol. 1, s. 94-95.
- Horák, Z. - Jirková, L. - Tichý, P. - Sedláček, R. (2005) Experimental Measurements of the Lumbar Spine Stiffness and Range of Motion. *4th YSESM 2005*, vol. 1, s. 141-142