

Matematický model biomechanického pozadí osteodegenerativního procesu krčního obratle

Mathematical Simulation of Biomechanical Background of Osteophyte Formation in Cervical Vertebra

P. BARSA^{1,2}, J. NOVÁK¹, T. SOUČEK¹, F. MARŠÍK³, P. SUCHOMEL²

¹ Ústav nových technologií a aplikované informatiky, Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií, Technická univerzita Liberec

² Neurochirurgické oddělení, Neurocentrum, Krajská nemocnice Liberec

³ Ústav termomechaniky, České akademie věd, Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The aim of this study was to simulate different types of cervical vertebra loading and to find out whether mechanical stress would concentrate in regions known in clinical practice as predilection sites for osteophyte formation. The objective was to develop a theoretical model that would elucidate clinical observations concerning the predilection site of bone remodelling in view of the physiological changes inside the cervical vertebral body.

MATERIAL AND METHODS

A real 3D-geometry of the fourth cervical vertebra had been made by the commercially available system ATOS II. This is a high-resolution measuring system using principles of optical triangulation. This flexible optical measuring machine projects fringe patterns on the surface of a selected object and the pattern is observed with two cameras. 3D coordinates for each camera pixel were calculated with high precision and a polygon mesh of the object's surface was further generated. In the next step an ANSYS programme was used to calculate strains and stresses in each finite element of the virtual vertebra. The applied forces used in the experiment corresponded in both magnitude and direction to physiological stress. Mechanical loading in neutral position was characterized by a distribution of 80% mechanical stress to the vertebral body and 10% to each of the zygoapophyseal joints. Hyperlordotic loading was simulated by 60% force transfer to the vertebral body end-plate and 20% to each of the small joint while kyphotic loading involved a 90% load on the vertebral body end-plate and 5% on each facet.

RESULTS

Mechanical stress distribution calculated in a neutral position of the model correlated well with bone mineral distribution of a healthy vertebra, and verified the model itself. The virtual mechanical loading of a vertebra in kyphotic position concentrated deformation stress into the uncinat processes and the dorsal apophyseal rim of the vertebral body. The simulation of mechanical loading in hyperlordosis, on the other hand, shifted the region of maximum deformation into the articulation process of the Z-joint. All locations are known as areas of osteophyte formation in degenerated cervical vertebrae.

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

The theoretical model developed during this study corresponded well with human spine behaviour in terms of predilection sites for osteodegenerative changes, as observed in clinical practice. A mathematical simulation of mechanical stress distribution in pre-operative planning may lead to the optimisation of post-operative anatomical relationship between adjacent vertebrae. Such improvement in our surgical practice may further reduce the incidence of degenerative changes in adjacent motion segments of the cervical spine and possibly also lead to better subjective and clinical results after cervical spine reconstruction.

Key words: cervical vertebra, bone remodelling, kyphosis, lordosis, spondylosis, osteophyte.

ÚVOD

Degenerativní proces kostí, obratle nevyjímaje, se morfologicky projevuje přítomností sklerotických oblastí a nárůstem osteofytů. Osteofyty nalézáme v anatomicky specifických lokalizacích. V případě krčních obratlů se jedná o marginální porce apofýz obratlových těl, uncinální výběžky a obvod facet zygoapofyzálních kloubů. Z funkčního hlediska spočívá význam osteofytů v tom, že 1. snižují rozsah pohybu v segmentu a stabilizují jej, 2. zvětšením kloubní plochy snižují jednotkového zatížení kloubu a 3. osteofyt tvořený sklerotickou kostí mechanicky zpevňuje kloubní plochu (10). Progrese osteofytu však současně může vést ke kompresi neurovaskulárních struktur a nezhledka bývá důvodem chirurgické intervence.

V genezi hraje klíčovou roli proces kostní remodelace. Kostní tkáň obecně reaguje na působící mechanické napětí komplexním mechanismem mechanorecepce (1). Následuje spuštění biochemické kaskády, jejímž výsledkem je produkce kostní hmoty v oblastech vyššího mechanického zatížení a naopak úbytek kosti v oblastech odlehčených (3). Rozdělení kostní hmoty uvnitř obratle proto koresponduje s distribucí převažujícího mechanického stressu. Změny ve směru a intenzitě působících sil vyvolávají reorganizaci kostní tkáně. Remodelace tak představuje specifickou dynamickou reakci kostní tkáně na abnormální mechanickou zátěž. Osteofyty vznikají v momentě, kdy kompresivní nebo tahové síly překonají mechanickou kapacitu namáhané kosti. U zdravého, funkčně kompetentního páteřního segmentu je progrese osteofytu výslednicí excesivní biomechanické zátěže (degenerace). V případě segmentu degenerativně změněného jde o výraz postupné reakce kosti na snížení elastických vlastností ploténky a přilehlých vazivových a kapsulárních struktur (ageing).

Jako klinický model degenerativního procesu pohybového segmentu může posloužit akceleroaná degenerace segmentu přilehlého kostní fúzi. Pacienti, kteří podstoupili chirurgickou intervenci na krční páteři, vykazují ve srovnání se srovnatelnou neoperovanou populací výrazně vyšší incidenci degenerativních změn v přilehlých segmentech (4). O patogenezi akceleroané degenerace přilehlých pohybových segmentů se vedou polemiky, nicméně jeden ze silných argumentačních proudů obviňuje ze vzniku těchto změn posuny kinetiky fúzované páteře (2). Zvláště rizikovou se v souvislosti s akceleroanou degenerací ukázala být fúze segmentu v kyfotickém postavení (5). Z biomechanického pohledu jde o situaci, kdy přetížení ventrálního sloupce vyústí mimo jiné ve vznik osteofytů. V teoretické rovině by měl být takovýto biomechanický stress koncentrován právě v oblastech progrese osteofytů.

Autoři následujícího experimentu si kladou cíl simulovat za použití deformačně napěťové analýzy distribuci mechanického stressu a materiálových deformací uvnitř virtuálního modelu krčního obratle při různém typu postavení hlavy v sagitální rovině. Popisem průběhu mechanického napětí a materiálových deformací v modelu obratle se budeme snažit vysvětlit proč je loka-

lizace vertebrálních osteofytů tak anatomicky vyhraněná.

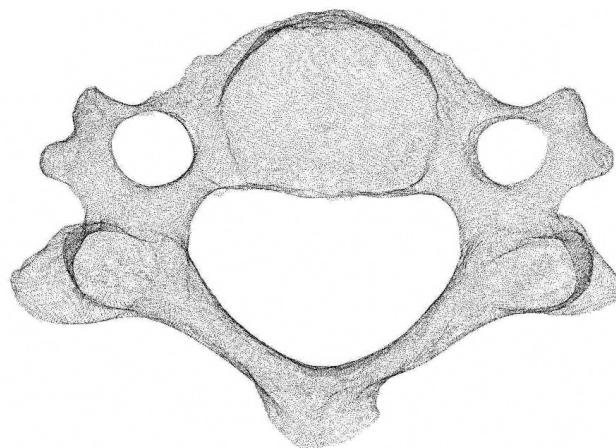
MATERIÁL A METODIKA

Metodiku konečné prvkové analýzy (FEA-finite element analysis) lze v biomechanické praxi použít ke zjištění deformačně napěťových poměrů v tělese (7). Prostřednictvím této numerické metody hledáme průběh neznámé funkce (deformace, elastické napětí...) nikoli spojitě v celém vyšetřovaném objemu, ale po částech, na podoblastech (konečných prvcích) zkoumaného objektu. Konečné prvky pravidelného tvaru (krychle, čtyřstěny...) vyplňují objem virtuálního tělesa a jejich průřezy hran nazýváme uzly. V každém uzlu mají konečné prvky tři stupně volnosti (tři složky vektoru posunutí).

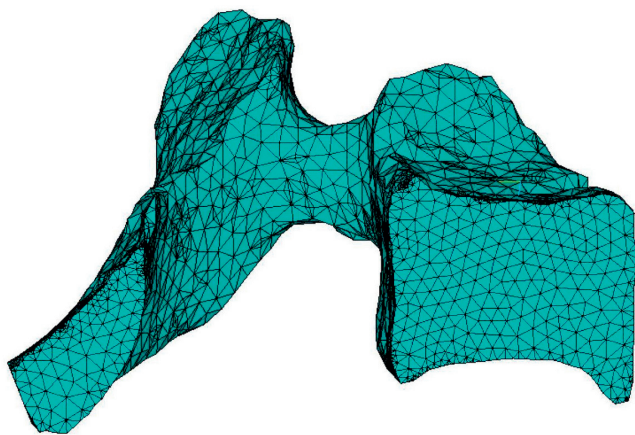
K vytvoření virtuálního 3D modelu jsme použili anatomický preparát 4. krčního obratle ze sbírek anatomického ústavu Fakulty tělesné výchovy a sportu v Praze. Podle dostupných údajů se jednalo o patologicky nezměněnou kost 34leté ženy. Povrch preparátu jsme bezkontaktně sejmuli komerčně dostupným systémem ATOS II (GOM GmbH, Braunschweig, SRN), který funguje na principu optické triangulace. Systém za použití dvou kamer přenáší do počítače obraz pruhového rastru promítnutého na povrch tělesa. Počítač sejmuté kontury tělesa zpracuje a výsledkem je mračno bodů vymezujících povrch obratle v datovém formátu STL (obr. 1). Přesnost virtuálního modelu je značná, když povrch virtuálního krčního obratle vymezují řádově statisíce bodů.

Takto definovaný objem je dále zpracován programovým balíčkem ANSYS (ANSYS, Version 10.0, Cansonsburg 2005). Ten rozdělí virtuální prostor na homogenní prostorovou síť. V našem případě jsme použili rozdělení objemu na čtyřstěny zvolené velikosti (obr. 2) a na vytvořené prostorové síti analyzujeme průběh mechanických funkcí.

Vedle geometrického popisu objektu a definovaného rozdělení na konečné prvkovou síť jsou nezbytným vstupem do modelu materiálové vlastnosti zkoumané tkáně.



Obr. 1. Mračno bodů vymezujících povrch virtuálního obratle v datovém formátu STL.



Obr. 2. Prostorová síť konečných prvků, na níž analyzujeme průběh mechanických funkcí virtuálním obratlem.

Materiálové vlastnosti biologických tkání jsou obecně nelineární, anizotropní a pro jejich popis existují komplexní materiálové definice. V našem modelu jsme se dopustili zjednodušení tím, že jsme o obratli uvažovali jako o tělese sestávajícím z ortotropního homogenního materiálu, který byl popsán Youngovými moduly pružnosti, Poissonovými poměry a střížnými moduly (tab. 1) (14).

Tab. 1. Hodnoty elastických materiálových vlastností použitých během konečně-prvkové analýzy (14)

Youngův modul pružnosti	Poissonův poměr	Střížný modul
$E_{xx}=11,5$ GPa	$\nu_{xy}=0,35$	$G_{xy}=3$ GPa
$E_{yy}=11,5$ GPa	$\nu_{xz}=0,35$	$G_{xz}=3$ GPa
$E_{zz}=13,5$ GPa	$\nu_{yz}=0,4$	$G_{yz}=3,5$ GPa

Poslední krok při simulaci různých typů mechanického zatížení představuje zavedení okrajových podmínek. Ty popisují interakce zkoumaného objektu s okolím. V našem případě jsme se omezili na čistý přenos hmotnosti obratlem a pro simplifikaci jsme vyloučili interakce okolních vazivových struktur, jež lze považovat s přihlédnutím k hmotnosti hlavy (4,5 kg) za zanedbatelné. Přenášená hmotnost hlavy byla mezi jednotlivé struktury předního a zadního sloupce rozdělena podle následujícího klíče: 1. pro simulaci mechanického zatížení obratle ve středním anatomickém postavení jsme uvažovali působení 80 % hmotnosti na kraniální koncovou lištu obratlového těla a po 10 % na každou z kraniálních ploch obou zygoapofyzálních kloubů, 2. při modelaci zátěže v extenzi/hyperlordóze bylo užito zátěže 60 % hmotnosti na horní koncovou lištu těla a 20 % symetricky na každou facetu malého kloubu, 3. flexi/kyfotické postavení charakterizovalo působení 90 % hmotnosti hlavy na end-plate a po 5 % hmotnosti na oblast každé z facet (tab. 2).

Na kaudálních plochách obratle jsme zavedli nulové posunutí jak pro oblast těla, tak pro artikulární výběžky. Tato okrajová podmínka byla totožná pro všechny zkoumané situace a představovala „pevné“ spojení obratle s kaudálním obratlem a diskem.

Tab. 2. Hodnoty použité při konkrétních typech simulace mechanické zátěže obratle. Plocha S1 představuje koncovou lištu obratlového těla, plocha S2 je pak kloubní plochou artikulárního výběžku

		Plocha S1	Plocha S2
		112,5801 mm ²	66,8080 mm ²
Střední postavení	Přenášená hmotnost (80:20)	2,20 kg	0,55 kg
	Působící síly ($F=m \cdot g$)	21,582 N	5,3955 N
	Působící tlak ($p=F/S$)	191,703 kPa	80,761 kPa
Hyperlordóza/ extenze	Přenášená hmotnost (60:40)	1,65 kg	1,10 kg
	Působící síly ($F=m \cdot g$)	16,1865 N	10,791 N
	Působící tlak ($p=F/S$)	143,777 kPa	161,522 kPa
Hyperkyfóza/ flexe	Přenášená hmotnost (90:10)	2,475 kg	0,275 kg
	Působící síly ($F=m \cdot g$)	24,27975 N	2,69775 N
	Působící tlak ($p=F/S$)	215,666 kPa	40,381 kPa

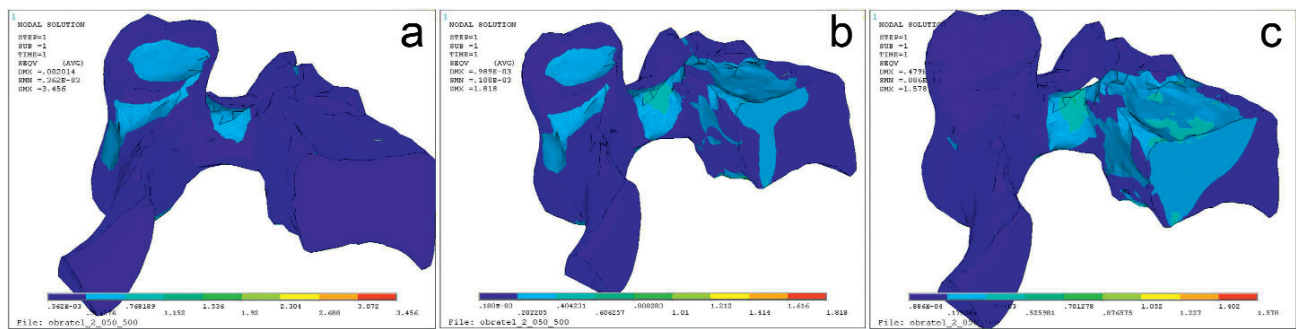
Vzhledem k symetrii obratle a současně symetrickému rozložení zátěže ve flexi, extenzi i středním postavení jsme pro počítačové iterace užili poloviční virtuální model krční obratle rozdělený v sagitální rovině. Toto zjednodušení vedlo snížením počtu matematických operací k řádové úspoře výpočetního času. Při zadání vhodných okrajových podmínek na plochu symetrie (tzv. symetrických okrajových podmínek) není kvalita dosaženého výsledku ovlivněna.

VÝSLEDKY

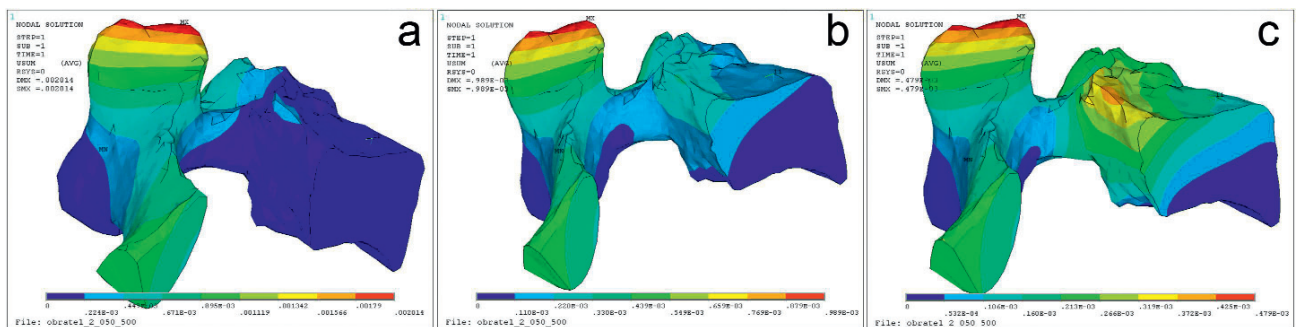
Výsledky studie shrnují obrázky seřazené na obrázku 3 a 4. Obrázek 3 představuje vypočtený průběh mechanického napětí v obratli a obrázek 4 dále průběh materiálových deformací. V pořadí a), b) a c) jsou na obou obrázcích znázorněny výsledky pro moment extenze/hyperlordózu, střední anatomické postavení a pro flexi/kyfózu pohybového segmentu. Významné změny sledujeme v distribuci deformací v obratlovém těle globálně a speciálně potom v artikulujících oblastech. Během extenze/hyperlordózy dochází ke kumulaci deformací na vrcholech facet zygoapofyzálních kloubů (obr. 5). Při flexi se deformace přesunují na procc. uncinati (obr. 6) a současně na zadní obvod kraniální krycí lišty (obr. 7). Zátěže těchto dvou oblastí (oblasti facet a oblasti unkovertebrálního skloubení a zadního okraje apofýzy) se při flekčně extenčních polohách navzájem alterují.

DISKUSE

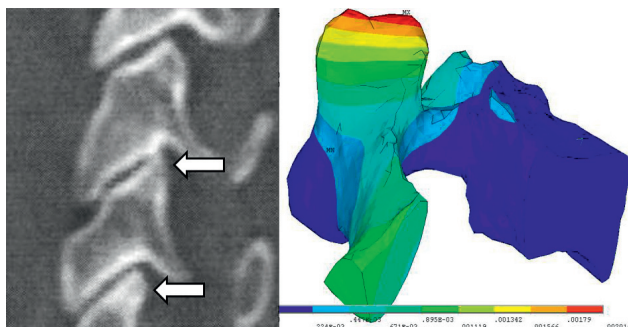
Rozložení materiálových deformací ve středním postavení znázorňuje obr. 4b. Maximální koncentrace deformací se nachází v oblasti horní facet, processu uncinati, pediklu a pod horní krycí lištou, zvláště pak po



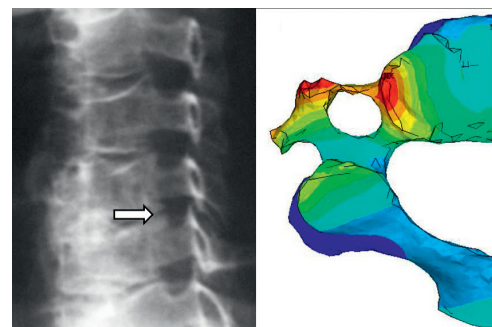
Obr. 3. Vypočtené rozložení mechanického napětí v obratli při simulaci extenze/hyperlordózy (a), neutrálního anatomického postavení (b) a flexe/kyfózy (c) pohybového segmentu.



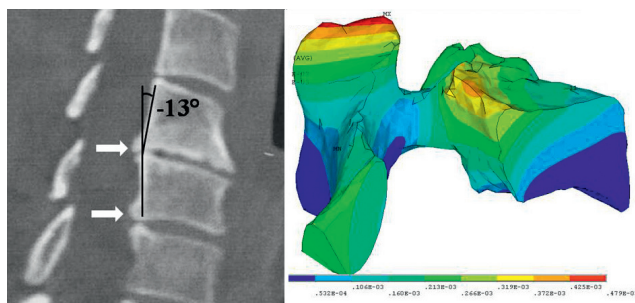
Obr. 4. Vypočtené rozložení materiálových deformací v obratli při simulaci extenze/hyperlordózy (a), neutrálního anatomického postavení (b) a flexe/kyfózy (c) pohybového segmentu.



Obr. 5. Porovnání radiologického nálezu osteofytu vycházejícího z apikální oblasti facety krčního obratle s výsledkem matematické modelace rozložení deformací v hyperlordotickém postavení.



Obr. 6. Radiologický nálezu uncovertebrální neoarthrózy u pacientky s napřímenou křivkou krční páteře a jeho srovnání s výsledkem matematické modelace rozložení deformací v kyfotickém postavení.



Obr. 7. Porovnání radiologického nálezu zadního osteofytu obratlového těla u krční páteře v globálním kyfotickém postavením a výstupů matematické modelace rozložení deformací v kyfotickém postavení.

jejím dorzálním obvodě. Korelace výsledku počítačového modelování se stavem in vivo prakticky možná není. Technicky nelze měřit ani rozložení mechanických sil na kadaverním modelu. Ověřit validitu našeho výsledku však můžeme nepřímou. Pakliže přijmeme platnost Wolfova zákona (13), především premisy, podle které by rozložení kostní hmoty uvnitř obratle mělo korelovat s rozložením převažujících silových vektorů a tedy i s distribucí mechanického napětí a deformací kosti, lze naše výstupy porovnat s výsledky anatomických morfometrických studií. V našem případě se jako užitečná zdá být studie publikovaná kolektivem Müller-Gerblové (9). Cílem jejich výzkumného projektu bylo za použití CT-osteodensitometrických vyšetření (CT-OAM) zmapovat distribuci mineralizace obratlových těl v sub-

axiální krční páteři. Jako oblasti s nejvyšší kostní minerálovou densitou studie označila oblasti horních krycích lišt, především jejich posterolaterální porce. V porovnání s krycí lištou kaudální našli autoři v kraniální liště navíc posteromediální maximum mineralizace. V centrálních partiích vykazovala kostní minerálová denzita relativně nízké hodnoty a současně bylo možné sledovat lehký kraniokaudální pokles minerálové denzity. Všechny popsané momenty známe z klinické praxe a můžeme je sledovat také na modelu zobrazujícím vnitřní distribuci materiálových deformací. Se skutečností popsanou během morfometrické studie korelovaly významněji výsledky popisující průběh deformací nežli distribuce mechanického stressu. Náš model tím můžeme prohlásit za verifikovaný.

Snížení mechanického zatížení předního sloupce a laterálních partií obratlových těl a společně s tím zintenzivnění zátěže na oblasti laterálních mas a facet je důsledkem extenze krční páteře či prohloubeného lordotického postavení. Situaci vykresluje obr. 5 a nabízí srovnání s radiologickým nálezem. Kumulace deformací znamená intenzivnější kostní přestavbu především v apikálních oblastech facet, které se tak mohou stát místem kostní novotvorby se vznikem osteofytů. V klinické praxi tato situace může vyústit ve vznik foraminostenózy.

Z klinického pohledu se však nejzajímavější zdá být rozložení mechanického napětí v anteflexi, případně v kyfotickém postavení pohybového segmentu. Na obr. 6 a obr. 7 vidíme vedle snížení zátěže facet a laterálních mas významnou kumulaci materiálových deformací na posterolaterálních zónách horní krycí lišty a kontinuálně přes pedikl také celé posterolaterální porce obratlového těla. Maximum mechanických deformací jsme našli v oblasti processus uncinatus. Na obr. 6 spadají oblasti procc. uncinati opět do červených oblastí maximální koncentrace deformací a jsou tak rizikovými z hlediska vzniku a progresu osteofytů při dlouhodobější kyfotické zátěži. Unkovertebrální neoartróza může vyústit ve vznik foraminostenózy s kompresí nervového kořene eventuálně v extrémních případech ve spondylogenní stenózu vertebrální tepny. Kumulace deformací v oblasti zadní apofýzy obratlového těla může vyústit v tvorbu osteofytu způsobujícího stenózu kanálu páteřního, jak ilustruje obr. 7.

Kawakami a spol. v roce 1999 retrospektivně analyzoval skupinu 60 pacientů se střední délkou sledování 4,5 roku od operace. V kohortě popsal incidenci výskytu degenerace přilehlého segmentu v 18 %, z čehož polovina byla symptomatická. Symptomatictí nemocní pak měli v porovnání s asymptomatickými pacienty významně častější výskyt kyfotického postavení ve fúzované etáži (5). Katsuura o 2 roky později dochází k obdobnému závěru. S ohledem na rozvoj onemocnění přilehlého segmentu analyzoval 42 pacienty s průměrnou délkou sledování 9,8 roku po přední krční fúzi. Degenerativní změny přilehlých segmentů popsal u 21 operanta (50 %), z čehož v 8 případech šlo o proces neurologicky symptomatický. Pokud samostatně hodnotil podskupinu pacientů s poruchou sagitálního uspořádá-

ní (kyfózou) ve sfúzovaném segmentu, incidenci akcelerované degenerace přilehlého segmentu shledal významně vyšší (77 %) (6). Dlouhodobé kyfotické postavení pohybového segmentu přináší vyšší mechanickou zátěž na přední sloupec páteře. Alteruje se tím výživa meziobratlových plotének, dochází k jejich biochemickým a následně také morfologickým změnám se snížením elastických vlastností. Změna distribuce biomechanického stressu v rámci jednotlivých obratlů, jak ukazuje náš počítačový model, znamená spuštění metabolických kaskád, které vyústit v kostní přestavbu. Tyto děje v teoretické rovině vysvětlují proces akcelerované degenerace, která může být při dlouhodobějším sledování reflektována rozvojem klinické symptomatologie a změnou kvality života pacientů (8) a současně podtrhují nutnost rekonstrukce sagitálního profilu operovaného úseku bez ohledu na etiologii postižení či způsob stabilizace segmentu (11, 12).

ZÁVĚR

1. Modelace rozložení biomechanické zátěže uvnitř krčního obratle při 80 % zatížení horní krycí lišty a 10 % zatížení každé z horních facet zygoapofyzárních kloubů (střední postavení), koresponduje s distribucí kostní minerálové denzity degenerativně nezměněných krčních obratlů.

2. Simulace extenčního postavení obratle vedla ke koncentraci biomechanického stressu v apikálních oblastech facet a simulace flekčního typu zatížení ke kumulaci v oblastech procc. uncinati a po zadním obvodu kraniální apofýzy. Uvedené lokalizace představují predilekční oblasti, v kterých v klinické praxi nalézáme degenerativní osteoproduktivní změny.

Literatura

1. CULLINANE, D. M.: The role of osteocytes in bone regulation: mineral homeostasis versus mechanoreception. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, 2: 242–244, 2002.
2. DMITRIEV, A. E., CUNNINGHAM, B. W., HU, N., SELL, G., VIGNA, F., McAFEE P. C.: Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty. *Spine*, 30: 1165–1172, 2005.
3. FROST, H.M.: A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.*, 74: 3–15, 2004.
4. HILIBRAND, A. S., CARLSON, G. D., PALUMBO, M. A., JONES, P. K., BOHLMAN, H. H.: Radiculopathy and myelopathy at segmental adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *J. Bone Jt Surg.*, 81-A: 519–528, 1999.
5. KATSUURA, A., HUKUDA, S., SARUHASHI, Y., MORI, K.: Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur. Spine J.*, 10: 320–324, 2001.

6. KAWAKAMI, M., TAMAKI, T., YOSHIDA, M., HAYASHI, N., ANDO, M., YAMADA, H.: Axial symptoms and cervical alignments after cervical anterior spinal fusion for patients with cervical myelopathy. *J. Spinal Disord.*, 12:50–56, 1999.
7. KOVANDA, M., HAVLÍČEK, V., HUDEC, J.: Výpočtové modelování mechanických interakcí dříků Poldi-Cech, CF-30, MS-30 a PFC s cementem a kostní tkání. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 110–115, 2009.
8. LANGOVÁ, K., GALLO, J.: Je Kaplan-Meierova statistika nejvhodnější metodou k hodnocení přežívání výsledku v ortopedii? *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 118–123, 2010.
9. MÜLLER-GERBL, M., WEISSER, S., LINSSENMEIER, U.: The distribution of mineral density in the cervical vertebral endplates. *Eur. Spine J.*, 17:432–438, 2008.
10. NATHAN, M., POPE, M. H., GROBLER, L. J.: Osteophyte formation in the vertebral column: a review of the etiologic factors-Part II. *Contemp. Orthop.*, 29: 113–119, 1994.
11. ŠRÁMEK, J., ŠTULÍK, J., ŠEBESTA, P., VYSKOČIL, T., KRYL J., NESNÍDAL, P., BARNA, M.: Hyperextenzní poranění krční páteře při spondylóze. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 128–132, 2009.
12. ŠTULÍK, J., KLÉZL, Z., ŠEBESTA, P., KRYL, J., VYSKOČIL, T.: Okcipitocervikální fixace: dlouhodobé sledování 57 pacientů. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 479–486, 2009.
13. WOLFF, J.: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: A Hirschwald 1892. (English translation: Springer-Verlag 1986).
14. ZINKIEWICZ, O. C., TAILOR, R. L., ZHU J. Z.: *Finite Element Methods - Its Basis and Fundamentals*, 6th Edition, Elsevier, 2005.

Korespondující autor:
MUDr. Pavel Barsa, Ph. D.
Neurochirurgické oddělení
Neurocentrum,
Krajská nemocnice Liberec, a. s.
Husova 10, 460 63 Liberec I
E-mail: pavel.barsa@nemlib.cz