

Porovnání rozsahu pohybu reálné krční páteře psa s počítačovou simulací – validace počítačového modelu

Comparison between the Range of Movement Canine Real Cervical Spine and Numerical Simulation – Computer Model Validation

R. SRNEC¹, Z. HORÁK², R. SEDLÁČEK³, M. SEDLINSKÁ⁴, M. KRBEC⁵, A. NEČAS¹

¹ Klinika chorob psů a koček, Fakulta veterinárního lékařství, Veterinární a farmaceutická univerzita Brno

² Katedra technických studií, Vysoká škola polytechnická Jihlava

³ Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní, České vysoké učení technické v Praze

⁴ Klinika chorob koní, Fakulta veterinárního lékařství, Veterinární a farmaceutická univerzita Brno

⁵ Ortopedicko-traumatologická klinika, Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

In developing new or modifying the existing surgical treatment methods of spine conditions an integral part of ex vivo experiments is the assessment of mechanical, kinematic and dynamic properties of created constructions. The aim of the study is to create an appropriately validated numerical model of canine cervical spine in order to obtain a tool for basic research to be applied in cervical spine surgeries. For this purpose, canine is a suitable model due to the occurrence of similar cervical spine conditions in some breeds of dogs and in humans. The obtained model can also be used in research and in clinical veterinary practice.

MATERIAL AND METHODS

In order to create a 3D spine model, the LightSpeed 16 (GE, Milwaukee, USA) multidetector computed tomography was used to scan the cervical spine of Doberman Pinscher. The data were transmitted to Mimics 12 software (Materialise HQ, Belgium), in which the individual vertebrae were segmented on CT scans by thresholding. The vertebral geometry was exported to Rhinoceros software (McNeel North America, USA) for modelling, and subsequently the specialised software Abaqus (Dassault Systemes, France) was used to analyse the response of the physiological spine model to external load by the finite element method (FEM). All the FEM based numerical simulations were considered as nonlinear contact static tasks. In FEM analyses, angles between individual spinal segments were monitored in dependence on ventroflexion/dorsiflexion.

The data were validated using the latero-lateral radiographs of cervical spine of large breed dogs with no evident clinical signs of cervical spine conditions. The radiographs within the cervical spine range of motion were taken at three different positions: in neutral position, in maximal ventroflexion and in maximal dorsiflexion. On X-rays, vertebral inclination angles in monitored spine positions were measured and compared with the results obtained from FEM analyses of the numerical model.

RESULTS

It is obvious from the results that the physiological spine model tested by the finite element method shows a very similar mechanical behaviour as the physiological canine spine. The biggest difference identified between the resulting values was reported in C6-C7 segment in dorsiflexion ($\Delta\phi = 5.95\%$), or in C4-C5 segment in ventroflexion ($\Delta\phi = -3.09\%$).

CONCLUSIONS

The comparisons between the mobility of cervical spine in ventroflexion/dorsiflexion on radiographs of the real models and the simulated numerical model by finite element method showed a high degree of results conformity with a minimal difference. Therefore, for future experiments the validated numerical model can be used as a tool of basic research on condition that the results of analyses carried out by finite element method will be affected only by an insignificant error. The computer model, on the other hand, is merely a simplified system and in comparison with the real situation cannot fully evaluate the dynamics of the action of forces in time, their variability, and also the individual effects of supportive skeletal tissues. Based on what has been said above, it is obvious that there is a need to exercise restraint in interpreting the obtained results.

Key words: cervical spine, kinematics, numerical modelling, finite element method, canine.

ÚVOD

Ve vývoji nových nebo modifikací stávajících chirurgických metod léčby v traumatologii je nedílnou součástí postupu experimentální *ex vivo* posouzení mechanických kinematických i dynamických vlastností. Velká část experimentů je založena na modelech preparovaných z kadaverů nebo studiích prováděných na pokusných zvířatech (7, 10, 13). Tyto testy jsou sice velmi přínosné, ale zároveň také časově náročné, pracné a často i velmi nákladné. Východiskem v této části základního výzkumu mohou být právě počítačové modely a výpočty metodou konečných prvků (2, 3, 4). Výhody počítačových simulací a výpočtových modelů jsme sami ocenili v předchozích studiích testování mechanických vlastností modelů fraktur (14, 18). V některých případech lze studii provést alternativně na náhradním syntetickém modelu s následnou validací získaných výsledků (6). Naopak v některých indikacích jsou metody modelování nenahraditelné. Zejména u složitých mechanických systémů mohou být počítačové výpočty využity také pro odhad prognózy například degenerativních změn vznikajících v důsledku nefyziologického působení sil (3). Každopádně nelze mechanické testy *ex vivo* nebo experimenty *in vivo* zcela vyloučit. Jako nejvýhodnější se jeví provést základní diferenciaci a posouzení navrhovaných metod nejprve na výpočtovém modelu a teprve následně pro náročné a nákladné hodnocení *ex vivo* nebo *in vivo* použít pouze vybrané varianty. V oblasti humánní medicíny jsou počítačové simulace a výpočtové modely využívány poměrně často, ale pro modelová pokusná zvířata nejsou validované modely vždy dostupné.

Cílem této studie bylo vytvořit vhodně validovaný počítačový model krční páteře psa za účelem získání nástroje bazálního výzkumu pro chirurgické aplikace v oblasti krční páteře. Pes je v tomto případě výhodným modelem z důvodu existence obdobných onemocnění krční páteře u některých plemen psů a lidí. V dalším případě lze získané výsledky této práce taktéž využít ve výzkumu a klinické práci veterinární medicíny.

MATERIÁL A METODIKA

Měření klinických dat k validaci počítačového modelu

K získání klinických dat byly hodnoceny rentgenogramy třinácti psů velkých plemen bez klinicky zjevných známek onemocnění krční páteře. Rentgenogramy byly zhotoveny v celkové anestezii v přesné latero-laterální projekci v celém rozsahu krční páteře ve třech polohách

krční páteře: neutrální, maximální ventroflexe a maximální dorziflexe. Rentgenogramy byly zhotoveny v digitální podobě ve formátu Dicom a následně měření bylo provedeno v programu JiveX (Visus-Techology Transfer GmbH). Na rentgenogramu v latero-laterální projekci byla proložena přímka dnem páteřního kanálu každým krčním obratlem tak, aby protínala kraniálně a kaudálně nejproximálnější bod obratlového těla. V místě intervertebrálního prostoru byl poté dorzálně nad liniemi přímek změřen úhel, který svírají přímky obou sousedících krčních obratlů – obdobně bylo měření provedeno na počítačovém 3D modelu (obr. 4). Měření bylo nezávisle na sobě měřeno dvěma rentgenology pro meziobratlový prostor C4-C5; C5-C6 a C6-C7. Ze všech získaných měření a všech hodnocených zvířat byl následně pro každý sledovaný intervertebrální prostor vytvořen medián a směrodatná odchylka (tab. 1).

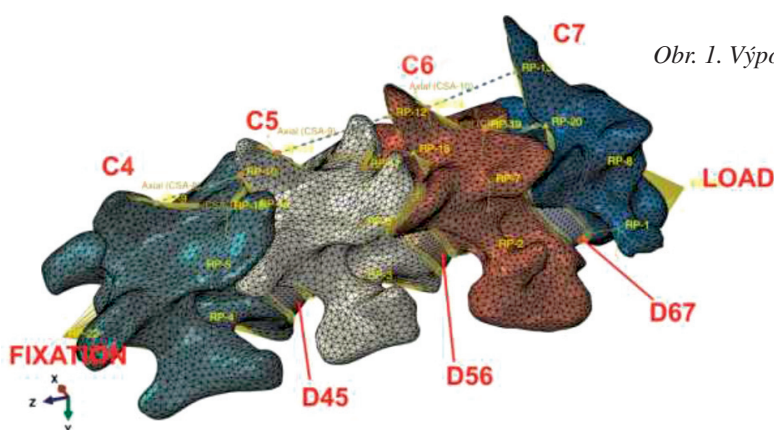
Vytvoření 3D počítačového modelu

Pro vytvoření kompletního 3D modelu páteře bylo nejdříve provedeno v celkové anestezii skenování krční páteře dobermana na multidetektorovém počítačovém tomografu LightSpeed 16 (GE, Milwaukee, USA). Snímky byly zhotoveny v helikálním modu s tloušťkou řezu 0,625 mm, velikost pixelu 0,488 mm a vzdálenost řezů 0,625 mm. Data byla přenesena ve formátu Dicom do specializovaného programu Mimics 12 (Materialise HQ, Belgie), kde byly ze série CT snímků pomocí prahování segmentovány jednotlivé obratle. Takto segmentované tkáně byly následně potaženy prostorovou 3D povrchovou trojúhelníkovou sítí. Výše uvedenou technikou byly vytvořeny prostorové 3D geometrické modely obratlů v rozsahu C4-C7. Geometrie obratlů byla následně exportována ve formátu STL do modelovacího programu Rhinoceros (McNeel North America, USA), kde byly domodelovány meziobratlové ploténky a vazy *ligamentum longitudinale ventrale*, *ligamentum longitudinale dorsale*, *ligamentum flavum* a *ligamentum interspinale*.

Pro určení odezvy modelovaného systému fyziologické páteře na vnější zatížení byla použita metoda konečných prvků (MKP) (9), a to pomocí specializovaného programu Abaqus (Dassault Systemes, Francie). Všechny části modelu páteře byly vysítovány pomocí lineárních čtyřstěnných elementů, kdy jejich globální velikost v kostní tkáni byla 1mm a globální velikost u meziobratlových plotének byla 0,5 mm. Jednotlivé vazy byly modelovány pomocí CONNECTOR elementů typu LINK s jedním stupněm volnosti. V modelu byly u všech tkání použity homogenní, lineární a izotropní materiálové modely. Jednotlivé materiálové charakteristiky (17) jsou: kostní tkáň ($E = 15\,000\text{ MPa}$, $\nu = 0,3$), meziobratlová ploténka

Tab. 1. Výsledné hodnoty natočení [°] jednotlivých segmentů páteře. Výsledky experimentálních měření (medián); výsledky výpočtových MKP simulací; rozdíl [%] mezi experimentálním měřením a MKP simulacemi

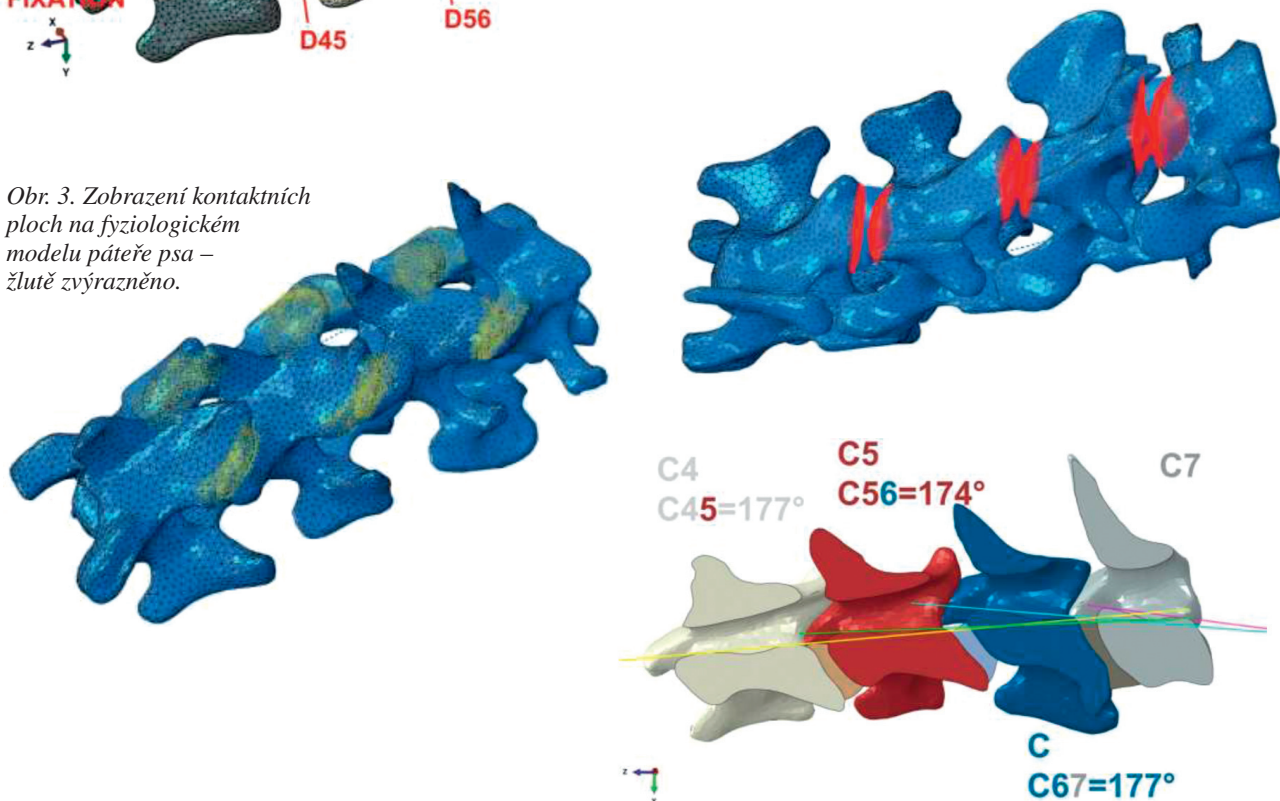
ϕ [°]	Experimentální měření			MKP modely			Rozdíl		
	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Normo	180 ± 4,61	173 ± 3,66	174 ± 8,55	177	174	177	-1,67 %	0,58 %	1,72 %
Ventroflexe	194 ± 5,26	185 ± 5,78	183 ± 8,97	188	192	186	-3,09 %	3,78 %	1,64 %
Dorziflexe	172 ± 8,97	168 ± 3,43	168 ± 8,26	169	177	178	-1,74 %	5,36 %	5,95 %



Obr. 1. Výpočtový model fyziologické páteře psa.

Obr. 2. Zobrazení vazbových podmínek typu TIE na fyziologickém modelu páteře psa – červeně zvýrazněno.

Obr. 3. Zobrazení kontaktních ploch na fyziologickém modelu páteře psa – žlutě zvýrazněno.



Obr. 4. Způsob měření úhlu postavení jednotlivých obratlů podle roviny ventrální části páteřního kanálu.

($E = 4,2 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$), *ligamentum longitudinale ventrale* ($k = 14,16 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C4-C5; $k = 16,41 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C5-C6; $k = 16,3 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C6-C7), *ligamentum longitudinale dorsale* ($k = 9,5 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C4-C5; $k = 10,97 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C5-C6; $k = 12,43 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C6-C7), *ligamentum flavum* ($k = 65,19 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C4-C5; $k = 31,2 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C5-C6; $k = 25,43 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C6-C7), *ligamentum interspinale* ($k = 3,65 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C4-C5; $k = 2,61 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C5-C6; $k = 3,14 \text{ N.mm}^{-1}$ pro C6-C7).

Výpočtový MKP model fyziologické páteře byl pevně fixován v referenčním bodě, kde mu byl zamezen pohyb ve všech směrech. Tento referenční bod byl svázán vazbovou podmínkou KINEMATIC COUPLING s plochou obratle C4 v místě meziobratlové ploténky. Zatížení modelu páteře bylo realizováno aplikací vynuceného posuvu referenčního bodu, který byl svázán vazbovou podmínkou DISTRIBUTED COUPLING s plochou obratle C7 v místě meziobratlové ploténky

(obr. 1). Zatížení bylo realizováno vynuceným posuvem $\pm 40 \text{ mm}$ ve směru ventroflexe/dorziflexe. Jednotlivé vazby modelované pomocí CONNECTOR elementů byly ke kostní tkáni fixovány pomocí vazbové podmínky DISTRIBUTED COUPLING. Spojení meziobratlových plotének s jednotlivými obratlovými těly bylo realizováno pomocí vazbové podmínky TIE, kterou lze v přeneseném smyslu chápat jako lepený spoj (obr. 2). Kontakt mezi jednotlivými kloubními plochami byl modelován jako HARD kontakt bez tření (obr. 3). Všechny výpočtové MKP simulace byly uvažovány jako nelineární kontaktní statické úlohy. Cílem provedených numerických MKP simulací bylo zjistit odezvu modelu fyziologické páteře psa na vnější zatížení. V realizovaných MKP analýzách byly sledovány velikosti úhlů mezi jednotlivými segmenty páteře v závislosti na provedené ventroflexi/dorziflexi obdobně jako na latero-laterální projekci digitálního rentgenogramu krční páteře (obr. 4).

VÝSLEDKY

Do studie bylo zařazeno třináct psů velkých plemen: 8 dobrmanů, 1 dalmatin, 1 labradorský retrievr, 1 slovenský kopov, 1 německá doga, 1 belgický ovčák. Ve sledované skupině byly tři feny a deset psů, průměrná hmotnost sledované skupiny psů byla $36,3 \pm 9,2$ kg a stáří sledované skupiny bylo $7,4 \pm 2,3$ roků. Výsledky naměřených hodnot získaných z digitálních rentgenogramů a vypočítaných hodnot natočení jsou uvedeny v tabulce (tab. 1). Pro větší přehlednost získaných výsledků je v tabulce 1 uveden také rozdíl D mezi výslednými hodnotami experimentálních měření a provedenými MKP simulacemi uváděný v %. Tento rozdíl byl definován jako

$$\Delta\phi = \frac{\phi_{MKP}}{\phi_{exp}} - 1 [\%],$$

kde ϕ_{MKP} je velikost úhlu natočení získaná z MKP analýz a ϕ_{exp} je velikost úhlu natočení získaná z měření rentgenogramů. Z výsledků je patrné, že MKP model fyziologické páteře má velmi podobné mechanické vlastnosti jako reálná fyziologická páteř psa. Největší zjištěný rozdíl mezi výslednými hodnotami byl $\Delta\phi = 5,95$ % pro dorziflexi segmentu C6-C7, respektive $\Delta\phi = -3,09$ % pro ventroflexi segmentu C4-C5.

DISKUSE

Model krční páteře psa byl zvolen záměrně pro zřejmé analogie některých nosologických jednotek k humánní medicíně. Navíc se problematice chirurgických intervencí krčního úseku páteře u psů aktivně věnuje klinická veterinární praxe (16). Záměrně byl do studie zařazen především dobrman, a to z důvodu známé predispozice k onemocnění krční páteře (5, 16). Dostupná literatura popisuje možnost použití kvadrupedálních modelů k *in vivo* testům v oblasti páteře. I přes odlišnou orientaci sloupce páteře jsou tyto modely považovány za vhodné. Nejvýraznějším rozdílem je v případě kvadrupedálních modelů vyšší denzita obratlů a zatížení páteře převážně axiální kompresí v longitudinální ose (15). Pro naše testování jsme posuzovali pohyb ve směru flexe/extenze, což je také převažující pohyb vykonávaný krční páteří psa v kombinaci se zapojením vazového a svalového aparátu, podobně jako jiné studie (1). Zároveň ve směru flexe/extenze (ventroflexe/dorziflexe) nejsou rozdíly v hybnosti páteře v porovnání kraniálního a kaudálního úseku krční páteře (10) a k primárnímu pohybu nejsou v tomto směru „spojené pohyby“ (7, 10).

Porovnáním výsledných hodnot měření rentgenogramů psů a numerických MKP simulací je zřejmá velmi dobrá shoda experimentu a simulací. Maximální rozdíl

$\Delta\phi = 5,95$ % je přijatelná odchylka, kdy lze i pro budoucnost předpokládat, že výsledky MKP analýz jsou zatíženy zanedbatelnou chybou. Naladění celého modelovaného systému fyziologické páteře psa lze považovat za velmi dobré a model může být použit pro další analýzy.

Nicméně je třeba brát v úvahu, že v provedených výpočtových analýzách byla použita určitá zjednodušení a zobecnění. Významným faktorem, který výrazným způsobem určuje možnosti výpočtového modelu, je charakter celé úlohy. Výpočty byly modelovány jako statická úloha, která je schopna popsat pouze jediný okamžik zatížení a odezvu systému na toto zatížení. V reálné situaci jsou ovšem implantáty a kostní tkáň namáhány opakujícím se pulzujícím zatížením, které navíc nemá konstantní velikost. Právě tento způsob zatížení ovšem může zapříčinit např. selhání fixačního materiálu. Z výše uvedeného je patrné, že je potřeba v budoucnu zachovat určitou zdrženlivost při interpretaci získaných výsledků.

Dalším faktorem, který byl v numerických analýzách zjednodušen, byla definice kostní tkáně a meziobratlové ploténky jako izotropní, lineární a homogenní materiál. Pro obě struktury to neplatí (8), nicméně použité průměrné hodnoty materiálových charakteristik jsou dostatečné pro oblast použití výpočtového modelu. Tento předpoklad potvrzují výsledky vzájemného porovnání reálných páteří a výpočtového modelu. V případě, že by v budoucnu bylo třeba hodnotit odezvu biologických tkání na zatížení, bude nutné v modelu použít přesnější materiálové modely tkání (11, 12).

ZÁVĚR

Velmi dobrým výsledkem a výstupem z této studie bylo vytvoření 3D modelu krční páteře psa jakožto modelového zvířete s následným ověřením jeho mechanických vlastností. Porovnáním hybnosti krční páteře ve směru ventroflexe/dorziflexe na rentgenogramech reálných modelů se simulovaným modelem metodou konečných prvků bylo zjištěno dosažení velmi dobré shody výsledků s minimální odchylkou. Lze tak pro další experimentální práce, jako prvotní pilíř základního výzkumu, využít takto validovaný počítačový model s předpokladem, že výsledky MKP analýz budou zatíženy pouze zanedbatelnou a akceptovatelnou chybou. Počítačový model je z druhé strany pouze zjednodušeným systémem a v porovnání s reálnou situací nemůže plně zhodnotit dynamiku působení sil v čase, jejich proměnlivost a také individuální ovlivnění ze strany podpurných tkání skeletu (vazivový aparát, tenze svalů). Z výše uvedeného je patrné, že je potřeba zachovat určitou zdrženlivost při interpretaci získaných výsledků.

Literatura

1. Agnello KA, Kapatki AS, Garci TC, Hayash K, Welihozkiy AT, Stover SM. Intervertebral biomechanics of locking compression plate monocortical fixation of the canine cervical spine. *Vet Surg.* 2010;39:991–1000.
2. Akbarian D, Rouhi G, Mashhadi MM, Herzog W. Biomechanics of cervical spine following implantation of a semi-constrained artificial disc with upward center of rotation: a finite element investigation. *J Mech Med Biol.* 2015;15: doi: 10.1142/S0219519415500633.
3. Bauer S, Buchholz U. Biomechanical effects of spinal fusion to adjacent vertebral segments UKSIM-AMSS Seventh European Modelling Symposium on Computer Modelling and Simulation (EMS 2013). 2013;28:158–163.
4. Bauer S, Hausen U, Grube K. Effects of individual spine curvatures – a comparative study with the help of computer modelling. *Biomed Tech.* 2012;57: DOI 10.1515/bmt-2012-4052.
5. Da Costa RC. Cervical Spondylomyelopathy (Wobbler syndrome) in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2010;40:881–913.
6. Hettlich BF, Allen J, Glucksma, GS, Fosgate GT, Litsky AS. Effect of an intervertebral disk spacer on stiffness after monocortical screw/polymethylmethacrylate fixation in simulated and cadaveric canine cervical vertebral columns. *Vet Surg.* 2014;43:988–994.
7. Hofstetter M, Gédet P, Doherr M, Ferguson SJ, Forterre F. Biomechanical analysis of the three-dimensional motion pattern of the canine cervical spine segment C4-C5. *Vet Surg.* 2009;38:49–58.
8. Chen Y, Pani M, Taddei F, Mazza C, Li, X, Vicencont, M. Large-scale finite element analysis of human cancellous bone tissue micro computer tomography data: a convergence study. *J Biomech Eng.* 2014;136:101013.
9. Jirman R, Horak Z, Bouda T, Mazanek J, Reznicek J. Influence of the method of TM joint total replacement implantation on the loading of the joint on the opposite side. *Comp Meth Biomech Biomed Eng.* 2011;14:673–681.
10. Johnson JA, Da Costa RC, Bhattacharya S, Goel V, Allen MJ. Kinematic motion patterns of the cranial and caudal canine cervical spine. *Vet Surg.* 2011;40:720–727.
11. Keller T. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech.* 1994;27:1159–1168.
12. Les C, Keyak J, Stover S, Taylor K, Kaneps A. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *J Orthop Res.* 1994;12:822–833.
13. Moissonnier P, Desquilbet L, Fitzpatrick D, Berdard F. Radiography and biomechanics of sixth and seventh cervical vertebrae segments after disc fenestration and after insertion of an intervertebral body spacer. A canine cadaveric study. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2014;27:54–61.
14. Necas A, Urbanova L, Furst T, Zencak P, Tucek P. Mathematical modelling of crack fractography after implant failure of titanium 4.5 LCP used for flexible bridging osteosynthesis in a miniature pig. *Acta Vet Brno.* 2010;79:621–626.
15. Smit TH. The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations. *Eur Spine J.* 2002;11:137–144.
16. Necas A, Proks P, Fedorova P, Stehlik L, Dvorak M, Necas A. Myelographic diagnosis and results of surgical treatment of caudal cervical spondylomyelopathy in dogs: a retrospective study (2000–2010). *Acta Vet Brno.* 2012;81:415–420.
17. Troyera KL, Puttlitz, CM. Nonlinear viscoelasticity plays an essential role in the functional behavior of spinal ligaments. *J Biomech.* 2012;45:684–691.
18. Urbanova L, Blazek-Fialova I, Srnc R, Pencik J, Krsek P, Necas A. Mathematical model of mechanical testing of bone-implant (4.5 mm LCP) construct. *Acta Vet Brno.* 2012;81: 211–215.

Korespondující autor:

MVDr. Robert Srnc, Ph.D.
Oddělení chirurgie a ortopedie
Klinika chorob psů a koček
Fakulta veterinárního lékařství
Veterinární a farmaceutická univerzita Brno
Palackého tř. 1946/1
612 42 Brno
E-mail: srncr@vfu.cz