

Ex vivo testování mechanických vlastností metakarpálních/metatarzálních kostí psů po simulovaném vyjmutí implantátů

Ex Vivo Testing of Mechanical Properties of Canine Metacarpal/Metatarsal Bones after Simulated Implant Removal

R. SRNEC¹, P. FEDOROVÁ¹, J. PĚNČÍK², L. VOJTOVÁ³, M. SEDLINSKÁ⁴, A. NEČAS¹

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

² Ústav pozemního stavitelství, Fakulta stavební, Vysoké učení technické v Brně

³ CEITEC – Středoevropský technologický institut, Vysoké učení technické v Brně

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

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

In a long-term perspective, it is better to remove implants after fracture healing. However, subsequent full or excessive loading of an extremity may result in refracture, and the bone with holes after screw removal may present a site with predilection for this. The aim of the study was to find ways of how to decrease risk factors for refracture in such a case. This involved support to the mechanical properties of a bone during its remodelling until defects following implant removal are repaired, using a material tolerated by bone tissue and easy to apply. It also included an assessment of the mechanical properties of a bone after filling the holes in it with a newly developed biodegradable polymer-composite gel ("bone paste"). The composite also has a prospect of being used to repair bony defects produced by pathological processes.

MATERIAL AND METHODS

Experiments were carried out on intact weight-bearing small bones in dogs. A total of 27 specimens of metacarpal/metatarsal bones were used for *ex vivo* testing. They were divided into three groups: K1 (n = 9) control undamaged bones; K2 (n = 9) control bones with iatrogenic damage simulating holes left after cortical screw removal; EXP (n = 9) experimental specimens in which simulated holes in bone were filled with the biodegradable self-hardening composite. The bone specimens were subjected to three-point bending in the caudocranial direction by a force acting parallel to the direction of drilling in their mid-diaphyses. The value of maximum load achieved (N) and the corresponding value of a vertical displacement (mm) were recorded in each specimen, then compared and statistically evaluated.

RESULTS

On application of a maximum load (N), all bone specimens broke in the mid-part of their diaphyses. In group K1 the average maximum force of 595.6 ± 79.5 N was needed to break the bone; in group K2 it was 347.6 ± 58.6 N; and in group EXP it was 458.3 ± 102.7 N. The groups with damaged bones, K2 and EXP, were compared and the difference was found to be statistically significant ($p \leq 0.05$).

CONCLUSIONS

The recently developed biodegradable polymer-composite gel is easy and quick to apply to any defect, regardless of its shape, in bone tissue. The *ex vivo* mechanical tests on canine short bones showed that the composite applied to defects, which simulated holes left after screw removal, provided sufficient mechanical support to the bone architecture. The results of measuring maximum loading forces were statistically significant. However, before the composite could be recommended for use in veterinary or human medical practice, thorough pre-clinical studies will be required.

Key words: fracture fixation, mechanical testing, bone plate, cortical screw, refracture.

ÚVOD

Koncepce stabilní fixace fraktur a brzkého návratu funkce postižené končetiny je z pohledu humánní i veterinární medicíny totožná a opírá se zejména o chirurgické techniky interních metod fixace fraktur (15). To ovšem přináší vyšší invazivitu zákroku v porovnání s externí skeletní fixací nebo konzervativními metodami léčby fraktur. V určitých lokalizacích fraktur u lidí i zvířat je rozhodování o typu fixace velmi specifické, často přináší i specifické typy komplikací a výsledky léčby tak mohou být výrazně ovlivněny (4, 19, 20, 25, 35). V komplikacích hojení zlomenin můžeme pozorovat prodlouženou dobu hojení, nezhojení fraktury nebo vznik refraktury například po vyjmutí implantátů (2, 20, 22, 30). K prodloužení doby hojení nebo nezhojení zlomeniny může dojít z důvodu relativně slabého intraoseálního krevního zásobení v některých lokalizacích, infekce, mechanického selhání fixace a řady biologických faktorů ze strany pacienta (21, 33). V oborech humánní i veterinární traumatologie je při porovnávání výhod a nevýhod chirurgických intervencí potřeba zvažovat rovněž dnes velmi aktuální techniky minimálně invazivní léčby fraktur (24, 29, 32). Po zhojení fraktury je sice z dlouhodobého pohledu lépe implantáty vyjmout, nicméně při následném plném zatěžování končetiny, bezprostředně po vyjmutí implantátů, může dojít ke komplikaci v podobě refraktury v okamžiku, kdy kost po zhojení zlomeniny není ještě na danou zátěž plně adaptována a remodelována (3, 22). Proto je třeba vždy důkladně zvážit, zdali implantáty vyjmout či ponechat a zvolit vhodný časový harmonogram (9, 34). Předilekčním místem k refrakturám mohou být právě otvory v kosti po vyjmutí implantátů použitých k fixaci zlomeniny (13, 14, 27).

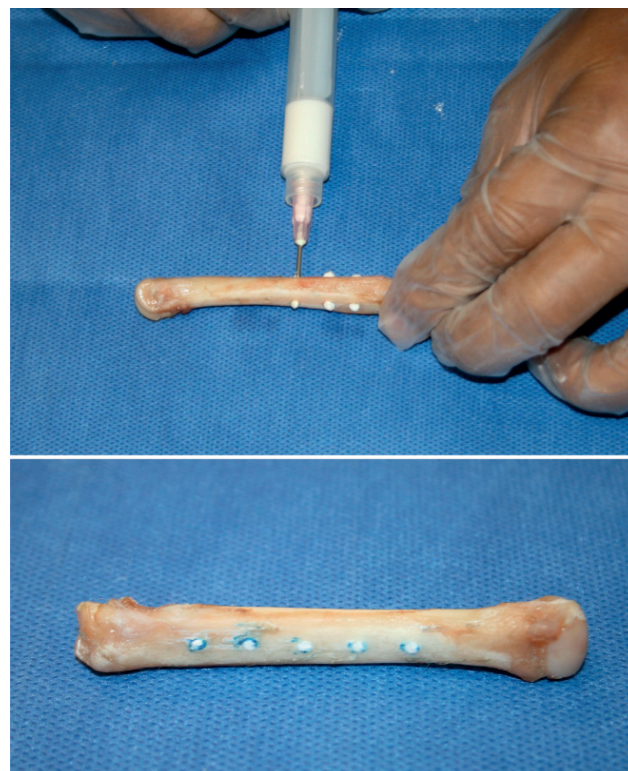
Naše pozornost se soustředila zejména na komplikace léčby zlomenin z pohledu refraktur v místech porušené integrity kosti po vyjmutí implantátů. Pracovní hypotézou a předpokladem bylo podpořit mechanické vlastnosti kosti do doby zhojení defektů po vyjmutých implantátech v období její remodelace s možným potenciálem podpory hojení taktéž ze strany biologických vlastností implantované náhrady. Záměrem této studie bylo ověřit základní mechanické vlastnosti kosti po vyplnění iatrogenních defektů simulujících otvory po vyjmutých šroubech nově vyvinutým biodegradabilním polymerně-kompozitním gelem („kostní pastou“). Potenciální využití této kostní pasty by, mimo jiné díky její snadné aplikovatelnosti do místa defektu kosti, mohlo přicházet v úvahu nejen v oblasti vyplňování kostních defektů vzniklých iatrogenně (po vyjmutí implantátů), ale také pro výplň kostních defektů vzniklých v důsledku patologických procesů kostí (kostní cysty, neoplazie).

MATERIÁL A METODIKA

K *ex vivo* testování mechanických vlastností kostí s iatrogenně vytvořenými defekty vyplněnými nově vyvinutým biodegradabilním polymerně-kompozitním gelem (v současné době v procesu patentového řízení) byly použity neporušené záprstní kosti nosných prstů

(III. a IV. metatarzální nebo metakarpální kost) získané z čerstvě uhynulých nebo utracených psů velkých plemen s kritériem výběru minimální délky drobné rourovité kosti 75 mm. Kostní preparáty byly ihned po odběru z kadaveru obaleny gázou, navlhčeny fyziologickým roztokem a až do doby provedení mechanických testů byly uskladněny v mrazicím boxu při -20°C . Před vlastním experimentem byly kosti pomalu rozmrazeny a 48 hodin temperovány při stabilní teplotě 38°C . V *ex vivo* experimentu bylo testováno celkem 27 preparátů. Byly vytvořeny tři skupiny modelů drobných rourovitých kostí apendikulárního skeletu: (skupina K1; $n = 9$) kontrolní skupina neporušených kostí; (skupina K2; $n = 9$) kontrolní skupina kostí s iatrogenně vytvořenými defekty simulujícími otvory po vyjmutí ploténkových šroubů a experimentální skupina kostí (skupina EXP; $n = 9$), kde byly totožné iatrogenní defekty v integritě kosti vyplněny biodegradabilní samotuhnoucí polymerně-kompozitní kostní pastou (CEITEC, VUT Brno).

Pro vytvoření podmínek simulace mechanické odolnosti drobné rourovité kosti po vyjmutí implantátu byly u druhé kontrolní a experimentální skupiny pokusných zvířat (K2 a EXP) vytvořeny iatrogenní defekty „cis“ i „trans“ kortexu. Zamražené preparáty kostí byly nejdříve při pokojové teplotě pomalu rozmrazeny. V centrální části diafýzy byla na dorzální plochu kosti přiložena fixační dlahy tak, aby prostřední otvor dlahy ležel právě v polovině délky kosti (přímá dlahy s pěti kruhovými otvory, délka 40 mm; tloušťka 1,2 mm; vzdálenost otvorů 8 mm; Medin a.s. Nové Město na Moravě; ČR). Přes otvory dlahy byly poté vyvrtány otvory průměru 2,0 mm přes obě kompakty kosti. Vzdálenost centrálního



Obr. 1. Postup injektáže polymerně-kompozitní pasty do iatrogenně vytvořeného defektu v diafýze drobné rourovité kosti.

vyvrtaného otvoru v diafýze kosti od proximálního konce kosti tak v závislosti na celé délce kosti byla v průměru $38,6 \pm 2,6$ mm (minimální hodnota 35 mm, maximální hodnota 42 mm). U druhé kontrolní skupiny (K2) byly vytvořené otvory ponechány volné a kostní preparáty s vytvořenými defekty byly ve vlhkém prostředí (obaleny gázou s fyziologickým roztokem) temperovány při stabilní teplotě 38°C do doby provedení mechanických testů (48 hodin).

U experimentální skupiny (EXP) byly otvory vytvořeny stejným způsobem a následně vyplněny nově vyvinutou biodegradabilní kostní pastou (CEITEC, VUT Brno). Tato nově vyvinutá substance je složena z vodného roztoku biodegradabilního hydrogelu a anorganického biodegradabilního plniva (biokeramika) ve formě prášku. Po smísení obou složek vznikla hustá polymerně-kompozitní pasta a injekčně se aplikovala do vytvořeného defektu v kosti (obr. 1 a 2) při simulaci fyziologických podmínek vnitřního prostředí těla (vlhkost, teplota $36\text{--}38^\circ\text{C}$) tak, aby se ihned po aplikaci do defektu kosti změnila gelová struktura kostní pasty na tuhý kompozit. Tato gelace nastává okamžitě, avšak k plnému vytvrzení dochází postupně během 24 hodin po aplikaci. Výsledný tuhý kompozit dosahuje obdobné tuhosti jako kostní tkáň. Materiál kostního kompozitu se *in vivo* postupně resorbuje za současné regenerace poškozené kosti. Po vyplnění iatrogenních defektů byly kostní preparáty temperovány ve vlhkém prostředí při stabilní teplotě 38°C do doby provedení mechanických testů (48 hodin).

Kostní modely byly zatěžovány trojbodovým ohybem v kaudo-kraniálním směru silou působící paralelně se směrem vyvrtaných otvorů pro šrouby. Vzdálenost podpůrných bodů byla standardizována na 60 mm a síla působila ve svislém směru v polovině délky kosti, tj. ve vzdálenosti 30 mm od podpůrných bodů (obr. 3). Síla byla vyvozena zatěžovacím lisem FP10 s měřicím rozsahem 0,4–10 kN. Pro potřeby zkoušek byl zvolen



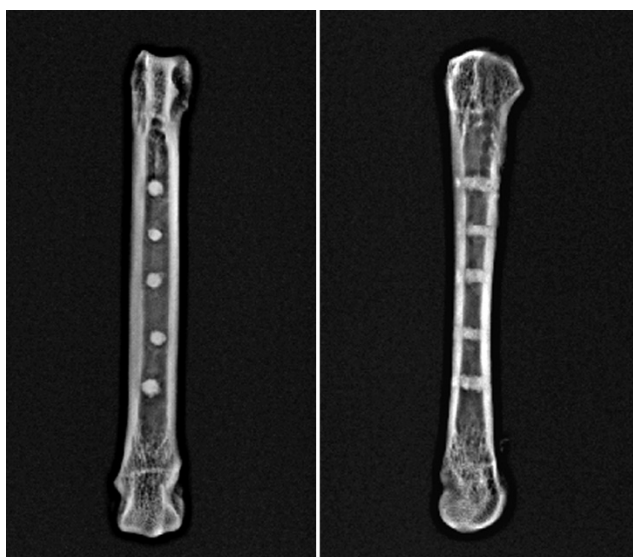
Obr. 3. Umístění testovaného modelu do měřicího lisu v průběhu mechanického testu.

rozsah 4 kN a zkušební vzorky byly zatěžovány konstantním přírůstkem deformace. Svislý posun příčnicků zatěžovacího lisu byl snímán indukčností snímačem dráhy HBM WA-T/50 mm s měřicím rozsahem 0–50 mm a přesností 0,001 mm. Velikost působící síly a svislého posunutí byly kontinuálně s frekvencí ukládání záznamu 2,5 Hz (časový interval 0,1 s) zaznamenávány měřicí ústřednou HBM Spider8. Byly sledovány hodnoty dosažené hranice maximálního zatížení příslušného *ex vivo* modelu kosti tj. maximální síly potřebné pro zlomení kostního modelu (N) a odpovídající velikost svislého posunutí příčnicků zatěžovacího lisu (mm). Současně byla vizuálně sledována a monitorována i globální deformace dlouhé osy kosti při tomto zatížení.

Statistické zhodnocení získaných dat bylo provedeno základními metodami deskriptivní statistiky a neparametrickým Wilcoxonovým (Mannovým-Whitneyovým) testem pro nepárová data (Kypplot version 2.0 beta 15–32 bit).

VÝSLEDKY

U všech 27 testovaných modelů došlo po dosažení hranice aplikované síly ke zlomení kosti v centrální části její diafýzy. U *ex vivo* modelů drobné rourovitě kosti bez porušení integrity kostního sloupce (kontrolní skupina K1, $n = 9$) byla průměrná maximální dosažená síla aplikovaná v trojbodovém ohybu nutná ke zlomení modelu $595,6 \pm 79,5$ N (minimální hodnota 471,2 N a maximální hodnota 697,5 N). Deformace modelu tj. deviace dlouhé osy kosti v případě kontrolního modelu bez porušení kosti byla v průměru $2,9 \pm 0,7$ mm (minimální hodnota 2,1 mm, maximální hodnota 4,1 mm). V případě kontrolních modelů s iatrogenně vytvořenými defekty struktury kosti s ponechanými volnými otvory bez výplně (kontrolní skupina K2, $n = 9$) byla průměrná maximální dosažená síla nutná ke zlomení modelu $347,6 \pm 58,6$ N (minimální hodnota 264,5 N a maximální hodnota 420,7 N). Deformace dlouhé osy kosti u druhého kontrolního modelu s defektem byla v průměru $2,1 \pm 0,6$ mm (minimální hodnota 1,6 mm, maximální hodnota 3,7 mm). Statistickým porovnáním obou kontrolních skupin jsme zjistili statisticky vysoce významný



Obr. 2. Rentgenový snímek modelu metakarpální kosti v dorzo-palmarní a medio-laterální projekci s výplní polymerně-kompozitní kostní pastou (skupina EXP) v iatrogenních defektech, které simulují otvory po vyjmutí ploténkových šroubů.

rozdíl v maximálním dosaženém zatížení ve smyslu vyšší pevnosti neporušených kostí ($P \leq 0,001$) a statisticky významný rozdíl ve velikosti deformace/prohnutí vytvořeného konstruktu ($P \leq 0,01$).

U experimentálních modelů s iatrogeně vytvořenými defekty struktury kosti, které byly následně vyplněny polymerně-kompozitní biodegradabilní kostní pastou (experimentální skupina EXP, $n = 9$), byla průměrná maximální dosažená síla $458,3 \pm 102,7$ N (minimální hodnota 307,4 N a maximální hodnota 576,2 N). Deformace těchto experimentálních modelů s vyplněními otvory nově vyvinutou kostní pastou byla v průměru $2,3 \pm 0,3$ mm (minimální hodnota 2,0 mm, maximální hodnota 2,6 mm). Statistickým srovnáním kontrolní skupiny neporušených kostí (K1) s experimentální skupinou kostí s defekty vyplněnými kostní pastou jsme zjistili statisticky významný rozdíl v maximálním dosaženém zatížení ve smyslu vyšší pevnosti neporušených kostí ($P \leq 0,01$) a statisticky málo významný rozdíl ve velikosti deformace modelu ($P \leq 0,05$). V případě statistického porovnání kontrolní skupiny kostí s iatrogenními defekty (K2) s vlastní experimentální skupinou kostí s defekty vyplněnými kostní pastou jsme zjistili statisticky málo významný rozdíl v maximálním dosaženém zatížení ve smyslu vyšší pevnosti kostí s defekty vyplněnými polymerně-kompozitní pastou ($P \leq 0,05$) a taktéž statisticky málo významný rozdíl ve velikosti posunu/deformace modelu drobné rourovitě kosti ($P \leq 0,05$).

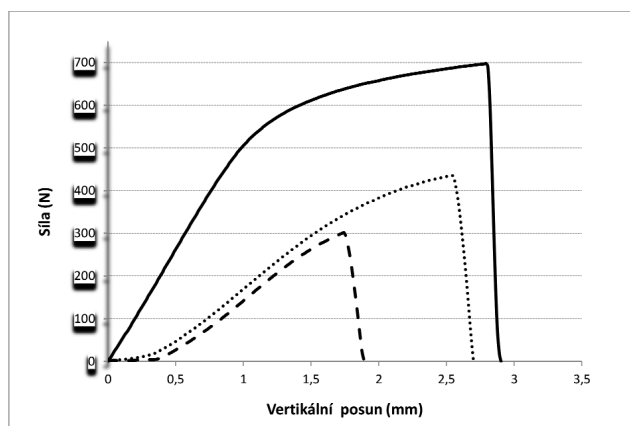
DISKUSE

Oblast mechanického testování *ex vivo* modelů a počítačového modelování je v řadě aplikací zaměřených na problematiku ortopedie a traumatologie nezastupitelnou součástí preklinických zkoušek a mnohdy přináší pro klinickou praxi nenahraditelné poznatky (7, 8, 31). Cirkulární kortikální defekty v integritě dlouhých kostí mohou významně snížit odolnost kosti vůči působení sil zátěže. Dle publikovaných údajů může takovýto defekt v rozsahu 20 % průměru diafýzy snížit pevnost na působení torzních sil o 34 % a s narůstajícím rozměrem defektu se tato pevnost i nadále přímo úměrně lineárně snižuje. Naopak defekty v rozsahu 10 % průměru diafýzy signifikantně nesnižují pevnost na působení torzních sil (5). Obdobně další studie pozorují snížení mechanické odolnosti kosti vytvořením defektu v integritě kortexu při zavedení implantátů (11, 23). Pokud defekt v kortikální kosti má podélný charakter ve vztahu k podélné ose kosti, mechanická odolnost je ještě více narušena (6). Na samotné odolnosti kosti se taktéž podílí fakt, jestli je defekt mono- nebo bikortikální (26) a samozřejmě biologické vlastnosti kortikální kosti (10). Obdobně byly v této naší studii sledovány rozdíly v mechanické odolnosti kostních modelů neporušených kostí a kostí s iatrogenními defekty na působení ohybových sil (skupiny K1 a K2). Kostní modely s otvory, které imitují defekty po vyjmutí 2,0 mm kortikálních ploténkových šroubů, měly v porovnání průměrných hodnot maximální zátěže hodnotu o 42 % nižší, než v případě neporušených

kostí (statistická významnost $P < 0,001$). Pro analýzu mechanické pevnosti jsme v našem případě zvolili ohybové síly, které jsou pro studované problematické oblasti modelového zvířete (psa) jako příčina jednolomných příčných fraktur nejčastější (12). Studované literární zdroje k zatěžování modelů volí síly torzní, avšak jejich centrum zájmu je většinou přesunuto na fraktury bérce nebo femuru, kde častěji právě tímto způsobem imitované torzní síly způsobí šikmé nebo spirální zlomeniny (5, 23, 26). V případě drobných kostí je výběr vhodné velikosti implantátů velmi důležitý. Velmi malé implantáty nemusí dosahovat potřebné pevnosti (16), naopak velkostně naddimenzované implantáty mohou díky přílišné tuhosti konstrukce vyústit v atrofii danými implantáty fixované kostní tkáně z důvodu nižší zátěže kosti (18). Při využití velkostně naddimenzovaných implantátů aplikovaných na drobné rourovitě kosti je současně více pravděpodobné, že se defekty v kortexu budou pohybovat nad kritickou hranici a po vyjmutí implantátů tak hrozí vyšší riziko refraktury.

Na podporu rychlého zhojení iatrogenních defektů po vyjmutí implantátů, a tím také snížení rizika refraktury, uvádí dříve publikované zdroje využití autogenních spongiózních štěpů (17). Současné trendy ukazují na možnost využít také syntetické biodegradabilní materiály s velmi dobrými výsledky (1, 28). Zmíněný zdroj uvádí využití PGA resorbovatelných šroubů (82 % kyselina polylaktonová a 18 % kyselina polyglykolová) s výsledkem 73% navýšení množství energie potřebné do selhání v torzním zatížení stehenní kosti u pokusných králíků v porovnání s kontralaterální končetinou, kde nebyly defekty vyplněny vůbec (1). Obdobné poznatky potvrdily rovněž výsledky naší studie. Maximální průměrná zátěž modelu s iatrogenními defekty vyplněnými kostní polymerně-kompozitní pastou (skupina EXP) byla v průměru o 32 % větší, než u modelů s nevyplněnými defekty (skupina K2), se statistickou významností na hladině $P < 0,05$. Průměrná hodnota maximální zátěže těchto modelů s defekty kostí vyplněnými kostní pastou dosáhla na hladinu 77 % průměrného maximálního zatížení neporušené kosti (skupina K1). V přímém kontrastu s výsledky tohoto měření mechanických vlastností porušené, kostní pastou nevyplněné, kostní modely (skupina K2) dosáhly v průměru pouze 58 % maximálního možného zatížení neporušené kosti (skupina K1). V porovnání se zmíněným literárním zdrojem naše výsledky sice nedosahují tak velkého rozdílu mechanického zatížení porovnávaných skupin, ale v našem případě je velkou výhodou velmi snadná a rychlá aplikovatelnost kostní polymerně-kompozitní pasty do defektů jakéhokoliv tvaru. V případě PGA šroubu musí být totožná průměr i délka s vytvořeným defektem a taktéž metodika aplikace je méně pohodlná.

Při posouzení tuhosti modelů jednotlivých testovaných skupin (tj. strmost křivky průběhu zatěžování modelu na stupni jeho deformace) můžeme pozorovat, že modely kostí s vyplněnými defekty (skupina EXP) mají podobnou tuhost jako model porušené kosti bez výplně tj. skupina K2 (graf 1). Nicméně, i když modely s defekty vyplněnými



Graf 1. Porovnání vzorových typických průběhů mechanického zatížení experimentálního modelu drobné rourovité kosti v závislosti na velikosti deformace (svislého posunu příčníků zatěžovacího lisu) u jednotlivých testovaných skupin: neporušená kost – plná linka; porušená kost – čárkovaná linka; porušená kost s výplní polymerně-kompozitní pastou – tečkovaná linka.

polymerně-kompozitní pastou (skupina EXP) sice nevykazují stejnou tuhost jakou má neporušená kost (skupina K1), jsou zjevně schopny absorbovat větší množství energie a před zlomením kosti (kdy dojde k překročení tolerovatelné hranice zátěže z pohledu porušení strukturální integrity kosti) dosáhnou v průměru o 0,2 mm větší deformace v porovnání s modelovou skupinou porušených kostí bez výplně kostní pastou (statistická významnost $P < 0,05$).

ZÁVĚR

Nově vyvinutou biodegradabilní polymerně-kompozitní kostní pastu (v současné době v procesu patentového řízení) je možno velmi snadno a rychle aplikovat do tvarově různorodých defektů v kostní tkáni. Při využití tohoto dosud klinicky nepoužitého biomateriálu se měřením hladiny maximální zátěže (N) a deformace kostních modelů (mm) potvrdila dostačující mechanická podpora kostní architektury s potřebnou statistickou významností. Pracovní hypotéza, založená na možnosti zlepšit mechanické vlastnosti kosti po vyjmutí implantátů z hlediska působících sil na danou kost, byla tímto *ex vivo* testováním potvrzena. Materiál je z pohledu svého složení v podobě vhodné resorbovatelné substance navíc příslibem možného biologického potenciálu podpory hojení kostní tkáně. Před případným doporučením polymerně-kompozitní biodegradabilní kostní pasty k výplním iatrogenických nebo patologických kostních defektů v humánní i veterinární klinické praxi je třeba ještě provést preklinické studie na animálních modelech.

Literatura

1. ALFORD, J. W., BRADLEY, M. P., FADALE, P. D., CRISCO, J. J., MOORE, D. C., EHRLICH, M. G.: Resorbable fillers reduce stress risers from empty screw holes. *J. Trauma Injur. Inf. Crit. Care*, 63: 647–654, 2006.
2. ATILOLA, M. A. O., SUMNER-SMITH, G.: Nonunion fractures in dogs. *J. Vet. Orthop.* 3: 21–24, 1984.
3. BUDSBERG, S. C.: Refracture after implant removal. In: JOHNSON, A. L., HOULTON, J. E. F., VANNINI, R.: *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, Davos, AO Publishing Switzerland 2005, 431–433.
4. CORNWALL, R., RICCHETTI, E. T.: Pediatric phalanx fractures: unique challenges and pitfalls. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 445: 146–156, 2006.
5. EDGERTON, B. C., AN, K. H., MORREY, B. F.: Torsional strength reduction due to cortical defects in bone. *J. Orthop. Res.*, 8: 851–855, 1990.
6. ELIAS, J. J., FRASSICA, F. J., CHAO, E. Y. S.: The open section effect in a long bone with a longitudinal defect - a theoretical modeling study. *J. Biomech.*, 33: 1517–1522, 2000.
7. FEDOROVA, P., SRNEC, R., PENCÍK, J., DVORAK, M., KRBEC, M., NECAS, A.: Intra-articular reinforcement of a partially torn anterior cruciate ligament (ACL) using newly developed UHMWPE biomaterial in combination with Hexalon ACL/PCL screws: ex-vivo mechanical testing of an animal knee model. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 82: 222–228, 2015.
8. FEDOROVA, P., SRNEC, R., PENCÍK, J., SCHMID, P., AMLER, E., URBANOVA, L., NECAS, A.: Mechanical testing of newly developed biomaterial designed for intra-articular reinforcement of partially ruptured cranial cruciate ligament: ex vivo pig model. *Acta Vet. Brno*, 83: 55–60, 2014.
9. GORTER, E. A., VOS, D. I., SIER, C. F. M., SCHIPPER, I. B.: Implant removal associated complications in children with limb fractures due to trauma. *Eur. J. Trauma. Emerg. Surg.*, 37: 623–627, 2011.
10. HIPP, J. A., EDGERTON, B. C., AN, K. N., HAYES, W. C.: Structural consequences of transcortical holes in long bones loaded in torsion. *J. Biomech.*, 23: 1261–1268, 1990.
11. HOPPER, S. A., SCHNEIDER, R. K., RATZLAFF, M. H., WHITE, K. K., JOHNSON, C. H.: Effect of pin size and number on in vitro bone strength in the equine radius loaded in torsion. *Am. J. Vet. Res.*, 59: 201–204, 1998.
12. HULSE, D., HYMAN, B.: Fracture biology and biomechanics In: SLATTER, D.: *Textbook of small animal surgery*. 2nd ed., Philadelphia, Saunders 1993, 1785–1792.
13. CHAUHAN, S. K., SINGH, V. R.: Loss of strength in drilled bone in orthopaedic surgery. *Biomed. Mater. Eng.*, 1: 251–253, 1991.
14. JOHNSON, B. A., FALLAT, L. M.: The effect of screw holes on bone strength. *J. Foot Ankle Surg.*, 36: 446–451, 1997.
15. JOHNSON, A. L., HOULTON, J. E. F., VANNINI, R.: *AO principles of fracture management in the dog and cat*. Davos, AO Publishing Switzerland 2005.
16. KUDNIG, S. T., FITCH, R. B., PLUHAR, G. E., SALMAN, M. D.: In vitro comparison of the holding power of 1.2 mm, 1.5 mm and 2.0 mm orthopaedic screws in canine radii. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 15: 78–84, 2002.
17. LESSER, A. S.: Cancellous bone grafting at plate removal to counteract stress protection. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 189: 696–699, 1986.
18. LLOYD, S. A., LANG, C. H., ZHANG, Y., PAUL, E. M., LAUFENBERG, L. J., LEWIS, G. S., DONAHUE, H. J.: Interdependence of muscle atrophy and bone loss induced by mechanical unloading. *J. Bone Mineral Res.*, 29: 1118–1130, 2014.
19. MCCARTNEY, W., KISS, K., ROBERTSON, I.: Treatment of distal radial/ulnar fractures in 17 toy breed dogs. *Vet. Rec.* 166: 430–432, 2010.
20. MUIR, P.: Distal antebrachial fractures in toy-breed dogs. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet.*, 19: 137–145, 1997.
21. NIKURA, T., LEE, S. Y., SAKAI, Y., NISHIDA, K., KURODA, R., KUROSAKA, M.: Causative factors of fracture nonunion: the proportions of mechanical, biological, patient-dependent, and patient-independent factors. *J. Orthop. Sci.*, 19: 120–124, 2014.

22. OCHS, B. G., GONSER, C. E., BARON, H. C., STOCKLE, U., BADKE, A., STUBY, F. M.: Refracture of long bones after implant removal. *Unfallchirurg*, 115: 323–329, 2012.
23. OLCAY, E., ALLAHVERDI, E., GULMEZ, T., OLGUN ERDIK-MEN, D., ERMUTLU C. S., MUTLU, Z.: Evaluation of the effects of various sizes on fracture rates in sheep femurs. *Kafkas Univ. Vet. Fak. Derg.*, 19: A49–A53, 2013.
24. POZZI, A., HUDSON, C. C., GAUTHIER, C. M., LEWIS, D. D.: Retrospective comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures in dogs. *Vet. Surg.*, 42: 19–27, 2013.
25. RAMMELT, S., ZWIPP, H.: fractures of the calcaneus: current treatment strategies. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 81: 177–196, 2014.
26. REMIGER, A. R., MICLAU, T., LINDSEY, R. W.: The torsional strength of bones with residual screw holes from plates with unicortical and bicortical purchase. *Clin. Biomech.*, 12: 71–73, 1997.
27. ROSSON, J., EGAN, J., SHEARER, J., MONRO, P.: Bone weakness after the removal of plates and screws – cortical atrophy or screw holes. *J. Bone Jt Surg.*, 73-B: 283–286, 1991.
28. SAIKKU-BACKSTROM, A., RAIHA, J. E., VALIMAA, T., TULAMO, R. M.: Repair of radial fractures in toy breed dogs with self-reinforced biodegradable bone plates, metal screws, and lightweight external coaptation. *Vet. Surg.* 34: 11–17, 2005.
29. SMEJKAL, K., LOCHMAN, P., DEDEK, T., TRLICA, J.: Surgical Treatment of Humeral Diaphyseal Fractures. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 81: 129–134, 2014.
30. SUMNER-SMITH, G. A.: A comparative investigation into the healing of fractures in miniature poodles and mongrel dogs. *J. Small Anim. Pract.*, 15: 323–328, 1974.
31. URBANOVA, L., BLAZEK-FIALOVA, I., SRNEC, R., PENCIK, J., KRSEK, P., NECAS, A.: Mathematical model of mechanical testing of bone-implant (4.5 mm LCP) construct. *Acta Vet. Brno*, 81: 211–215, 2012.
32. WEI, X. M., SUN, Z. Z., RUI, Y. J., SONG, X. J.: Minimally invasive plate osteosynthesis for distal radius fractures. *Indian J. Orthop.*, 48: 20–24, 2014.
33. WELCH, J. A., BOUDRIEU, R. J., DEJARDIN L. M., SPODNICK, G. J.: The intraosseous blood supply of the canine radius: implications for healing of distal fractures in small dogs. *Vet. Surg.*, 26: 57–61, 1997.
34. YAO, C. K., LIN, K. C., TARNG, Y. W., CHANG, W. N., RENN, J. H.: Removal of forearm plate leads to a high risk of refracture: decision regarding implant removal after fixation of the forearm and analysis of risk factors of refracture. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 134: 1691–1697, 2014.
35. ZHAO, J. G., WANG, J., LONG, L.: Surgical versus conservative treatments for displaced midshaft clavicular fractures a systematic review of overlapping meta-analyses. *Medicine*, 94: e1057, 2015.

Korespondující autor:

MVDr. Robert Srnec, Ph.D.
Oddělení chirurgie a ortopedie
Klinika chorob psů a koček
Fakulta veterinárního lékařství
Veterinární a farmaceutická univerzita Brno
Palackého tř. 1/3
612 42 Brno
E-mail: srnec@vfu.cz