

Mechanické testování šlach po sutuře nově vyvinutým biomateriálem

Mechanical Testing of Tendons Sutured with Newly Developed Biomaterial

R. SRNEC¹, J. PĚNČÍK², L. STAŇKOVÁ¹, A. NEČASOVÁ¹, M. KRBEC³, 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 Ortopedicko-traumatologická klinika, Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

Tendon injuries continue to be a highly topical issue. Research and clinical activities in this area aim to achieve an optimal repair of the damaged tendon. Such suture is characterised by maximum tensile strength, resistance to gapping at the repair site, preservation of smooth surface, prevention of adhesions and facilitation of fast rehabilitation and active tendon movement. The suture as such is required to show mechanical resistance in particular. Considered optimal is the use of core suture of the tendon in combination with epitendinous suture. The group of researchers has for several years already been exploring new materials. They can contribute to better balance between adequate mechanical strength of the suture and biological support of healing.

MATERIAL AND METHODS

The study was carried out as an ex vivo experiment on porcine tendon models. A tendon segment was obtained from slaughtered animals and a total rupture of the tendon was imitated by sharp cutting of its central portion. Subsequently, the tendon was repaired by Adelaide suture using coated braided polyester (Ethibond) and two types of new polyamide 6 based (PA6) sutures. The first suture was designed as an unabsorbable polyester core (PES silk) surrounded by absorbable PA6 nanofibres. The second suture was created by braiding a PES silk yarn and two viscose yarns with PA6 nanofibres into a composite surgical suture. As a part of the study also examined was the tensile strength of suture with the use of other stitches, effect of the shape of the needle's point on the tensile strength of the suture and the effect of secured mattress peritendinous suture. The tensile strength of the suture was tested until failure and the achieved maximum load was monitored.

RESULTS

The PES core yarn with PA6 nanofibre braiding showed lower tensile strength (28.5 ± 5.2 N) than the yarn braided from one PES yarn and two viscose yarns with PA6 nanofibres (45.7 ± 6.7 N). Both newly developed sutures, however, fail to achieve the tensile strength of Ethibond (100.3 ± 19.1 N). In case of Ethibond suture using various types of stitches, the lowest tensile strength was observed in McLaren 4-strand core suture (68.8 ± 18.7 N). A higher tensile strength was achieved by Adelaide 4-strand core suture (83.6 ± 11.2 N). The highest tensile strength was seen in 6-strand core Savage suture (147.4 ± 22.7 N). When the effect of the type of needle was tested, a statistically significant difference between the taper point needle (72.0 ± 7.0 N) and reverse cutting needle (63.3 ± 9.6 N) was observed. In case of McLaren suture the epitendinous stitch increased the tensile strength by 46.2% and in case of Adelaide suture by 48.3%.

CONCLUSIONS

For tendon core suture, the use of sutures with multiple longitudinal segments seems more appropriate. The epitendinous suture can considerably reinforce the basic load-bearing core suture. Also observed was not an insignificant effect of the needle profile on the resulting tensile strength of the suture. In materials developed by us, more suitable seems to be the design of braiding of absorbable nanofibers with a load-bearing non-absorbable yarn. While the mechanical tensile strength of new materials is lower, the benefits are expected in the form of biological support of healing. Moreover, the nanofibers can be used as a carrier of biological and therapeutic substances. Further improvement of mechanical properties of the newly developed biomaterial can be foreseen if the material of the load-bearing non-absorbable yarn is changed or the load-bearing yarn and nanofibres ratio modified. This pilot study shall use the findings for further development and modification of new materials in basic research and shall also verify the biological aspects and the course of healing in in vivo studies.

Key words: tendon, suture, pig, biomaterials, nanofibres, mechanical testing, healing, polyester, Adelaide.

Tato práce vznikla za podpory Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky (Výzkumný projekt IGA VFU Brno č. 124/2017/FVL), Ministerstva zdravotnictví České republiky (Výzkumný projekt AZV č. 16-28637A) a finanční podpory institucionálního výzkumu FVL VFU Brno. Výsledky byly prezentovány kolektivem autorů ve sborníku Konference Interní grantové agentury VFU Brno (Srnc 2017) za přispění MVDr. Roberta Snášila, MVC. Karolíny Michalčákové a MVDr. Kláry Harazimové.

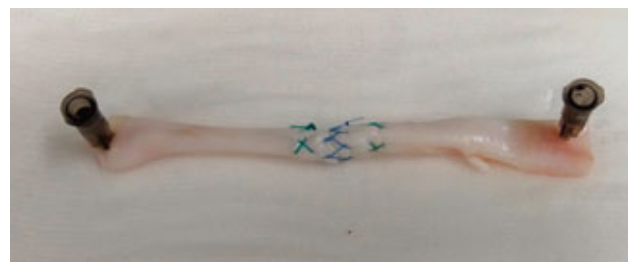
ÚVOD

Poranění šlach je stále velmi aktuální problematikou traumatologie a rekonstrukční chirurgie pohybového aparátu. Lokalizace poranění šlach je nejvíce situována do oblasti horních končetin, kdy při práci s ostrými předměty dochází k laceracím šlach flexorů i extenzorů ruky a prstů (zóna I–V). Poškození úrazem nebo často v důsledku degenerativních změn pak dále postihují rotátorovou manžetu ramenního kloubu a na dolních končetinách je nejvíce diskutováno v souvislosti s poraněním Achillovy šlachy, patelárního vazů a šlachy zadního holenního svalu (4). Obdobně ve veterinární medicíně u malých zvířat je poranění šlach relativně časté a z velké části je spojeno s řeznými ranami flexorů prstů v palmární/plantární oblasti metakarpů nebo metatarzů jako následek nášlapu na ostrý předmět (1). Také z tohoto důvodu jsou často pro experimentální práce, zejména typu *in vivo*, využívány animální modely. Výsledky by však měly být vždy interpretovány s ohledem na zvolený animální model (11, 19). Historicky jsou již desítky let veškeré výzkumné a klinické aktivity v této oblasti směřovány k ideálnímu výsledku reparace postižené šlachy: maximální pevnost, rezistence k rozestoupení šlachových pahýlů v místě sutury (*gapping*), zachování hladkého povrchu a zamezení adhezí, možnost rychlé rehabilitace a aktivního pohybu šlachy ve šlachové pochvě (12). Chirurgická rekonstrukce šlach u lidí spoléhá na úzkou spolupráci pacienta – dobrou pooperační péči, lepší mechanickou ochranu sutury pacientem a rehabilitační spolupráci. Přesto je v počátku hojení nezbytná mechanická ochrana sutury a podpora rychlosti hojení šlachy. Sutura jsou často doplněny o řadu systémů dočasných fixací. Stejně tak i na samotnou suturu jsou zohledněny požadavky na mechanickou pevnost. Jako ideální se jeví použití *core* sutury jádra šlachy v kombinaci s obšitím okrajů šlachy epitendinózním stehem (14). Vlastní mechanická pevnost sutury je ovlivněna zejména výběrem vhodného stehu, technikou provedení sutury, tloušťkou šicího vlákna a vhodným šicím materiálem (9, 17). Mezi mechanickou pevností sutury a mírou poškození šlachy suturou jsou velmi pevné vztahy (13). Na pracovišti autorů článku se kolektiv výzkumných pracovníků již několik let věnuje výzkumu v oblasti nových materiálů a taktéž mechanickým testováním náhrad vazů a šlach (5, 6, 7, 15). Získané poznatky z těchto studií byly v této práci obohaceny a rozšířeny, zejména se zaměřením na vývoj nového vlákna vhodného pro sutury šlach. Nové materiály mohou pak přispět k lepší rovnováze mezi dostatečnou mechanickou pevností sutury a podporou biologické stránky hojení šlachy (4).

MATERIÁL A METODIKA

Studie mechanických vlastností sutury šlach byla provedena jako *ex vivo* experiment na modelech šlach extenzorů/flexorů prstů hrudní a pánevní končetiny získaných z mladých jatečných prasat. Z čerstvě poražených zvířat byl odebrán segment šlachy přibližně 10 cm

dlouhý a byl v gáze vlhčené fyziologickým roztokem uložen při -20°C až do doby měření. Tím byly získány modelové preparáty šlach s uniformními vlastnostmi. Po rozmrazení vzorků při pokojové teplotě byla imitována totální ruptura šlachy ostrým přetnutím celého průměru šlachy v centrální části skalpelem. Následně byla šlachy reparována chirurgickou rekonstrukcí suturou jedním typem stehu se čtyřmi longitudinálními segmenty (Adelaide) splétaným potahovaným polyesterem (Ethibond, Ethicon, Johnson and Johnson) a dvěma typy nových vláken na bázi polyamidu 6 (PA6). První vlákno bylo vytvořeno jako koncept nevstřebatelného jádra z polyesteru (PES hedvábí) opleteného vstřebatelnými PA6 nanovlásky. Podobná koncepce materiálu byla již v našich studiích testována (7) a nyní byla modifikována ke zlepšení mechanických vlastností. Bylo provedeno hustější a těsnější opletení jádra nanovlásky s jiným typem použitých adheziv. Druhé vlákno bylo vytvořeno spletením jednoho PES hedvábného vlákna a dvou viskóзовých přízí s PA6 nanovlásky v kompozitní šici materiálu. Testované šicí materiály byly totožného průměru 2/0 (3metric) koncipované jako traumatické návleky. Součástí studie bylo také sledování pevnosti sutury jiných stehů s více longitudinálními segmenty (McLarny, Adelaide, Savage) při stejném typu materiálu a velikosti šicího vlákna (Ethibond 3/0, Ethicon, Johnson and Johnson) (obr. 1). Dále byl sledován vliv tvaru hrotu jehly na pevnost ukotvení sutury ve tkáni šlachy (Silon 3/0 s řeznou jehlou a Silon 3/0 s kulatou jehlou). Posledním dílčím cílem bylo sledování vlivu zajištěné matracové peritendinózní sutury (Prolene 5/0, Ethicon, Johnson and Johnson) na mechanickou podporu sutury jádra šlachy u stehu Adelaide a McLarny. Sutura všech vzorků provedl jeden chirurg dle totožného vzoru a provedení k eliminaci technické chyby. Stehy longitudinálních segmentů byly ukotveny 10 mm od konců šlachy vždy stejně hluboko a uzlení bylo provedeno zevně šlachy čtyřnásobným pravým chirurgickým uzlem. V případě epitendinózní sutury byl steh ukotven 2 mm od konců šlachy a 1 mm hluboko. V každé testovací skupině bylo měřeno celkem deset vzorků. Sutura byla testována v tahu na trhačím stroji FP 10 s postupným zatěžováním



Obr. 1. Modelová sutura šlachy před provedením mechanického testu v tahu: nosná „core“ sutura stehem Adelaide materiálu Ethibond 3/0 a epitendinózní sutura zajišťovací matracovým stehem Prolene 5/0.

Fig. 1. Model tendon suture before mechanical tensile strength testing: Adelaide core suture using Ethibond 3/0 and epitendinous secured mattress suture using Prolene 5/0.

až do selhání sutury (obr. 2 a 3). Pro ukotvení šlachy do testovacího zařízení byla použita speciální svorka vyvinutá v předchozím projektu na pracovišti autorů (7). Byla sledována dosažená hodnota maximálního zatížení sutury v tahu až do jejího selhání. Získaná data byla statisticky vyhodnocena základní deskriptivní statistikou a z hlediska významnosti posouzena neparametrickým Wilcoxonovým (Mannovým-Whitneyovým) testem pro nepárová data (KyPlot version 2.0 beta 15 – 32 bit).

VÝSLEDKY

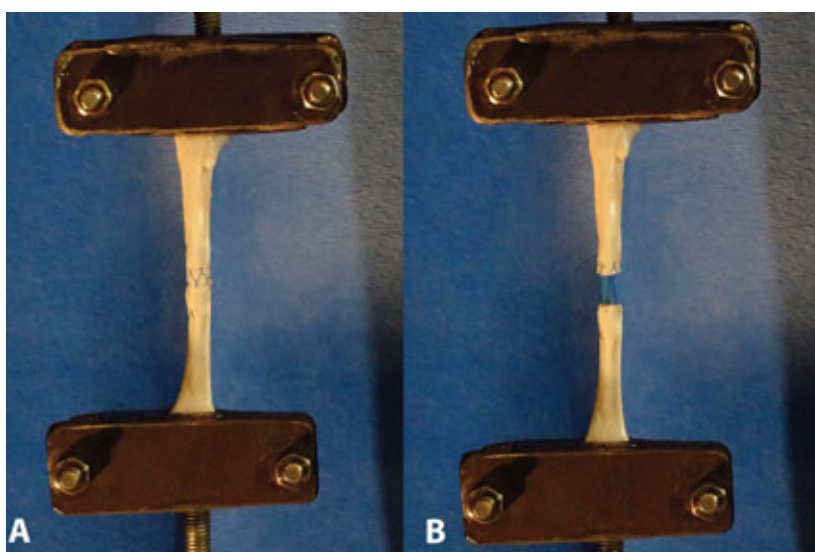
Z hlediska maximální mechanické pevnosti nově vyvinutých materiálů vykazovalo vlákno koncipované jako PES jádro s PA6 nanovláknovým opletením při sutuře stehem Adelaide menší pevnost (průměrná dosažená síla $28,5 \pm 5,2$ N) než vlákno spletené z jednoho PES hedvábného vlákna a dvou viskóзовých přízí s PA6 nanovláknem (průměrná dosažená síla $45,7 \pm 6,7$ N) při vysoké statistické významnosti ($P \leq 0,001$). Obě nově vyvinutá vlákna však nedosahují pevnosti stejně silného nevstřebatelného splétaného komerčního materiálu Ethibond (průměrná dosažená síla $100,3 \pm 19,1$ N) při vysoké statistické významnosti ($P \leq 0,001$).

V případě sutury materiálem Ethibond 3/0 různým typem stehu byl nejméně pevným stehem McLaren-4core (průměrná dosažená síla $68,8 \pm 18,7$ N). Pevnějším stehem ($P \leq 0,05$) byl steh Adelaide-4core (průměrná dosažená síla $83,6 \pm 11,2$ N). Nejpevnějším stehem byla 6core sutura Savage (průměrná dosažená síla $147,4 \pm 22,7$ N) s vysokou statistickou průkazností ($P \leq 0,001$).

Při testování vlivu typu jehly byl u sutury Silon 3/0 stehem Adelaide pozorován statisticky významný rozdíl ($P \leq 0,05$) mezi jehlou s kulatým hrotem (průměrná dosažená síla $72,0 \pm 7,0$ N) a jehlou s obráceným řezným hrotem (průměrná dosažená síla $63,3 \pm 9,6$ N).

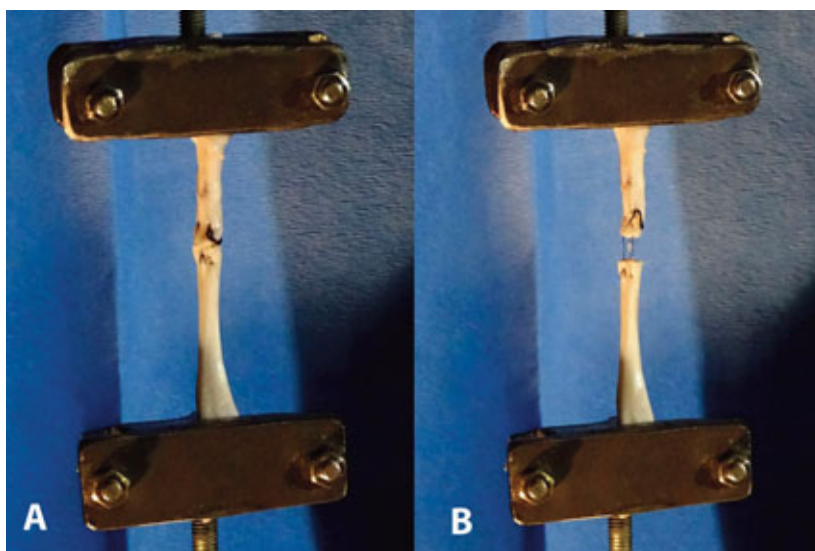
Peritendinózní sutura byla provedena zamčeným matracovým stehem Prolene 5/0 u core sutury McLaren a Adelaide.

V případě sutury McLaren se statisticky významně ($P \leq 0,01$) zvýšila pevnost sutury. Samotná nosná sutura dosahovala průměrné síly $68,8 \pm 18,7$ N. V kombinaci s epitendinózním stehem se průměrná dosažená síla zvýšila na $100,6 \pm 31,8$ N tj. o 46,2 %. Obdobně u sutury Adelaide se statisticky velmi významně ($P \leq 0,001$) zvý-



Obr. 2. Testování mechanické pevnosti sutury na trhacím stroji FP 10 s postupným zatěžováním: „core“ sutura Adelaide materiál Ethibond 3/0 a epitendinózní zajišťovací matracový steh materiál Prolene 5/0 (experimentální skupina E). A – před provedením testu, B – po provedení testu.

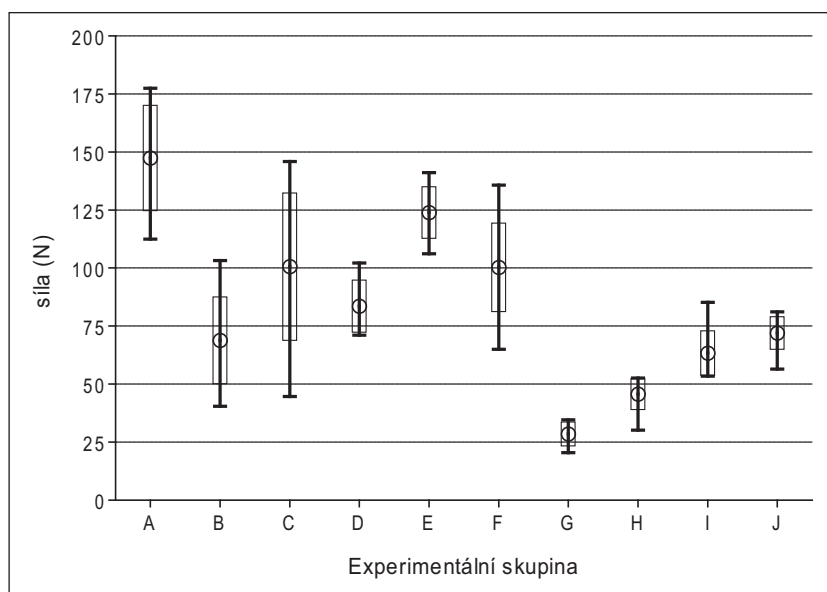
Fig. 2. Testing of mechanical tensile strength of the suture on FP 10 tensile strength testing machine with gradual loading: Adelaide core suture using Ethibond 3/0 and epitendinous secured mattress suture using Prolene 5/0 (experimental group E). A – before testing, B – after testing.



Obr. 3. Testování mechanické pevnosti sutury na trhacím stroji FP 10 s postupným zatěžováním: „core“ sutura Adelaide nový biomateriál tvořený jádrem PES a opletem z PA6 nanovláken 2/0, bez epitendinózní sutury (experimentální skupina G). A – před provedením testu, B – po provedení testu.

Obr. 3. Testing of mechanical tensile strength of the suture on FP 10 tensile strength testing machine with gradual loading: Adelaide core suture using new biomaterial made of PES core and PA6 nanofibre braiding 2/0, without epitendinous suture (experimental group G). A – before testing, B – after testing.

šila pevnost sutury a to o 48,3 %. Samotný steh Adelaide dosahoval průměrné síly $83,6 \pm 11,2$ N a v kombinaci s epitendinózní suturou byla průměrná dosažená síla $123,9 \pm 11,1$ N. Výsledné hodnoty maximálního zatížení sutury v tahu až do jejího selhání u jednotlivých experimentálních skupin přehledně znázorňuje graf 1.



Graf 1. Min/max graf dosažených hodnot síly (N) při selhání sutury jednotlivých experimentálních skupin (linie = hodnoty min/max; box = směrodatná odchylka; kruhová značka = průměr) A – Savage Ethibond 3/0; B – McLarney Ethibond 3/0; C – McLarney Ethibond 3/0 + zajištěný matracový epitendinózní steh Prolene 5/0; D – Adelaide Ethibond 3/0; E – Adelaide Ethibond 3/0 + zajištěný matracový epitendinózní steh Prolene 5/0; F – Adelaide Ethibond 2/0; G – Adelaide nový biomateriál jádro PES opletený PA6 nanovláknem 2/0; H – Adelaide nový biomateriál spletaný z jednoho vlákna PES + dvou PA6 vláken 2/0; I – Adelaide Silon 3/0 řezný hrot jehly; J – Adelaide Silon 3/0 kulatý hrot jehly.

Graph 1. Graph of min/max values of strength (N) at suture failure by experimental group (line = min/max values; box = standard deviation; circle sign = mean value) A – Savage Ethibond 3/0; B – McLarney Ethibond 3/0; C – McLarney Ethibond 3/0 + secured mattress epitendinous suture using Prolene 5/0; D – Adelaide Ethibond 3/0; E – Adelaide Ethibond 3/0 + secured mattress epitendinous suture using Prolene 5/0; F – Adelaide Ethibond 2/0; G – Adelaide using new biomaterial made of PES core with PA6 nanofibre braiding 2/0; H – Adelaide using new biomaterial braided from one PES yarn + two PA6 yarns 2/0; I – Adelaide Silon 3/0 reverse cutting needle; J – Adelaide Silon 3/0 taper point needle.

DISKUSE

Při vývoji nového šicího vlákna byl jako základní parametr hodnocen výběr nosného materiálu, který se významně podílí na mechanických vlastnostech sutury i průběhu hojení šlachy. Řada dostupných studií se věnuje výběru vhodných materiálů. Chirurgická ocel vyniká svými pevnostními charakteristikami a inertností, avšak v přímém kontrastu s nepoddajností a obtížnou manipulací (17). Z tohoto důvodu se preferují polymerní syntetické monofilamentní nebo spletané šicí materiály. V drtivé většině se pak využívají materiály nevstřebatelné, jež mají své pevnostní charakteristiky stejné po celou dobu průběhu hojení. Absorbovatelné materiály svoji pevnost časem ztrácí a degradační produkty resorpce vlákna mohou negativně ovlivňovat průběh hojení šlachy. Monofilní materiály jsou poté méně náchylné k infekci, ale jejich tuhost se odráží v horším uzlení a tendenci se prořezávat (7, 9, 17, 14). Z tohoto pohledu jsme pro nosné vlákno vybrali spletaný materiál. Mechanické testy ukázaly v případě vlákna spleteného z jednoho PES hedvábného vlákna a dvou viskózných přízí s PA6

nanovláknem dostatečnou pevnost v tahu s porovnáním s komerční suturou. Pevnost sice není srovnatelná, ale výhody vidíme zejména v kombinaci nosného vlákna s biodegradabilními nanovláknem na úkor celkové pevnosti. Vliv nanovláken pak předpokládáme v pozitivním směru v několika rovinnách. Zlepšení adherence vlákna ke tkáni šlachy v průběhu hojení a tím omezení efektu prořezávání, po vstřebání nanovláken menší zbytkový objem nevstřebatelných částic perzistujících ve tkáni po zhojení a v neposlední řadě možnost využít nanovláken jako nosiče pro bioaktivní látky, růstové faktory, buňky nebo léčiva pro akceleraci procesu hojení (4). Vláknem koncipované jako nosné centrální nevstřebatelné jádro z polyesteru (PES hedvábi) opletené vstřebatelnými PA6 nanovláknem se ani v případě jiného adheziva a hustoty opletení příliš neosvědčilo. Mechanická pevnost je menší než u druhé testované varianty nového vlákna a po provlékání vlákna materiálem šlachy dochází k separaci a stažení nanovláken, obdobně jak popisuje předchozí práce (7). Tuto koncepci tvorby vlákna tak považujeme za nevhodnou. Ve druhé variantě vzájemného zapletení vláken se i při fragmentaci nanovláken PA6 jednotlivé části alespoň parciálně v nosném vlákně udrží a mohou tak plnit svou předpokládanou úlohu. Taktéž konstatování pevnosti nového vlákna nemusí být zcela relevantní. Naše varianta

nového vlákna byla použita v kombinaci s traumatickou jehlou a komerční vlákno Ethibond v podobě atraumatického návleku. Dle našich výsledků měl nezanedbatelný vliv na výslednou pevnost sutury i tvar hrotu jehly, a to se statistickou významností, pravděpodobně v důsledku většího poškození vláken šlachy při procházení jehly tkání. Tak lze předpokládat, že atraumatické provedení nově vyvinutého vlákna by dosáhlo ještě větší pevnosti. Taktéž modifikace poměru nosných vláken a nanovláken změnil celkovou mechanickou odolnost. Tato základní pilotní studie získaná data dále využije v pokračujících studiích a předpokládá i nutnost ověření biologických vlastností v projektech *in vivo*. Celkovou suturu šlachy lze provést v různých koncepcích. V našem případě jsme použili variantu v současné době považovanou za tradiční (14). V případech nových i komerčních materiálů byla využita syntetická spletaná *core* sutura v kombinaci s monofilamentní epitendinózní suturou Prolene. Z hlediska použitých stehů jsme vycházeli z dostupných zdrojů preferujících *core* sutury tvořené více longitudinálními segmenty. Větší počet horizontálních vláken rozloží zatížení šlachy a je pevnější (12, 13,

14, 16). K podobnému výsledku jsme došli i v této studii, kdy nejpevnějším stehem byl Savage s šesti horizontálními segmenty. Zde je ovšem diskutabilní, jestli již nemá takové množství šicího materiálu negativní vliv na biologické aspekty hojení šlachy. Také technická a časová náročnost tohoto stehu byla důvodem pro výběr 4-core sutury. Zde jsme lepších výsledků dosáhli u stehu Adelaide a považujeme ho za vhodný biologicko-mechanický kompromis sutury šlach. Je ovšem nutné i posouzení vlastního provedení daného stehu z pohledu místa ukotvení, hloubky založení, vzdáleností vláken apod. (2, 10). V neposlední řadě je známo, že mechanické vlastnosti sutury nejsou dané jen výběrem typu stehu nebo materiálu, ale záleží na dané konkrétní kombinaci, tj. vybraný steh se s jiným materiálem chová odlišně (20). Stejně tak chování epitendinózní sutury je velmi proměnlivé. Zlepšuje přiblížení pahýlů šlachy a zarovnání okrajů, limituje tvorbu *gappingu* a zvyšuje celkovou mechanickou odolnost sutury (8, 14, 18). I v naší studii v obou případech použití epitendinózní sutury došlo statisticky významně k posílení mechanické pevnosti *core* sutury. Je ovšem známo, že opět záleží na typu sutury, hloubce ukotvení, kotvicích bodech a použitím typu *core* sutury. Epitendinózní sutura však může mít i negativní vliv na cévní zásobení konců šlachy a průběh hojení (3, 8, 18). Přesto vidíme epitendinózní suturu jako velmi prospěšnou a z pozice naší další práce předpokládáme její využití s nově vyvinutými splétanými materiály.

ZÁVĚR

K sutuře jádra šlachy se z pohledu mechanické odolnosti jeví vhodnější použití složitějších sutur s více longitudinálními segmenty. Epitendinózní sutura pak může ještě výrazně posílit základní nosnou *core* suturu. Zaznamenali jsme u stejného materiálu a stehu i nezanedbatelný vliv profilu jehly na výslednou pevnost celé sutury. U námi vyvinutých materiálů se ukazuje jako mechanicky i prakticky výhodnější koncepce splétání vstřebatelných nanovláken s nosným nevstřebatelným vláknem. I když mechanická pevnost je nižší než u komerčně dostupných nevstřebatelných vláken, protívahou předpokládáme výhody na straně biologické podpory hojení šlachy. Navíc mohou být nanovlákna využita jako nosič biologických substancí a terapeutických látek. Na základě získaných poznatků lze předpokládat další možné zlepšení mechanických vlastností nově vyvinutého biomateriálu změnou materiálu nosného nevstřebatelného vlákna nebo modifikací poměru nosných vláken s degradabilními nanovláknem. Tato pilotní studie využije poznatky o mechanické pevnosti sutury šlach pro aktualizaci a modifikaci dalšího vývoje nových materiálů v rovině bazálního výzkumu. Pro případné klinické využití nových biomateriálů je nezbytné v další práci ověřit biologické aspekty a průběh hojení ve studiích *in vivo*.

Literatura

- Butler HC. Tendons, muscles, and fascia. In: Archibald J. Canine surgery. 1st ed. American Veterinary Publications, INC, California. 1965, pp 726–743.
- Cao Y, Zhu B, Xie RG, Tang JB. Influence of core suture purchase length on strength of four-strand tendon repairs. J Hand Surg Am. 2006;31:107–112.
- Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. J Hand Surg Am. 1996;21:234–239.
- Docheva D, Müller SA, Majewski M, Evans CHH. Biologics for tendon repair. Adv Drug Deliv Rev. 2015;84:222–239.
- Fedorová P, Srnc R, Pěňčík J, Schmid P, Amler E, Urbanová L, Nečas 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. 2014;83:55–60.
- Fedorová P, Srnc R, Pěňčík J, Dvořák M, Krbec M, Nečas 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 Traumatol Cech. 2015;82:222–228.
- Harazimová K. Hodnocení mechanických vlastností sutury šlachy. Odborná práce, VFU Brno. 2016.
- Justan I, Veselý J, Bistoni G. Současný pohled na suturu flexorů ruky. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2010;77:65–69.
- Lawrence TA, Davis TRC. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. J Hand Surg Am. 2005;30:836–841.
- Peltz TS, Haddad R, Scougall PJ, Nicklin S, Gianoutsos MP, Walsh WR. Influence of locking stitch size in a four-strand cross-locked cruciate flexor tendon repair. J Hand Surg Am. 2011;36:450–455.
- Peltz TS, Hoffman SW, Scougall PJ, Gianoutsos MP, Savage R, Oliver RA, Walsh WR. Animal models for tendon repair experiments: A comparison of pig, sheep and human deep flexor tendons in zone II. J Hand Surg Asian Pac. 2017;22:329–336.
- Rawson S, Cartmell S, Wong J. Suture techniques for tendon repair; a comparative review. Musc Ligament Tend J. 2013;3:220–228.
- Savage R. The search for the ideal tendon repair in zone 2: strand number, anchor points and suture thickness. J Hand Surg Eur. 2014;39:20–29.
- Singh R, Rymer B, Theobald P, Thomas PBM. A review of current concepts in flexor tendon repair: physiology, biomechanics, surgical technique and rehabilitation. Orthop Rev. 2015;7:101–105.
- Srnc R, Michalčáková K, Nečasová A, Snášil R, Nečas A. Mechanické testování šlach po sutuře nově vyvinutými biomateriály. Sborník konference Interní grantové agentury, VFU Brno. 2017, pp 63–66.
- Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK. Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: An in situ biomechanical comparison using a cadaver model. J Hand Surg Am. 1998;23:261–265.
- Trail IA, Powell ES, Noble J. An evaluation of suture materials used in tendon surgery. J Hand Surg Br. 1989;14:422–427.
- Wang S, Qiu Z. Biomechanical study of two peripheral suture methods on repaired tendons. Open Med. 2015;10:97–100.
- Winters SC, Gelberman RH, Woo SLY, Chan SS, Grewal R, Seiler JG. The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. J Hand Surg Am. 1998;23:97–104.
- Yamagami N, Mori R, Yotsumoto T, Hatanaka H, Takao M, Uchio Y. Biomechanical differences resulting from the combination of suture materials and repair techniques. J Orthop Sci. 2006;11:614–619.

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: srnecr@vfu.cz