

Fraktura dříku tibiální komponenty TEP kolenního kloubu

Fracture of Tibial Stem in Revision Total Knee Arthroplasty

M. SMIŽANSKÝ¹, J. GALLO¹, Z. FLORIAN², R. NOVOTNÝ³

¹ Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc

² Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Fakulta strojního inženýrství, VUT Brno

³ Laboratoř mikroskopických metod LF UP v Olomouci

SUMMARY

An unusual case of implant failure after revision total knee arthroplasty (TKA) is presented and the case report is completed with the results of an ensuing biomechanical study made to explain possible causes leading to a fracture of the tibial stem. For this we used electron microscopic and biomechanical analyses. There was no material defect found at the site of fracture. By computerized modelling of the clinical situation, however, we found out that asymmetrical progressive osteolysis of the proximal tibia could have caused significant changes in mechanical straining associated with qualitative alterations in the process of degradation and erosion of the implant, eventually leading to a fracture of the tibial stem. In this way mechanical straining at the site of fracture could have exceeded the failure threshold of titanium alloy. Stem fracture of a current tibial component design has not yet been described in the literature. The only failure so far reported concerns the stem of a femoral component, and this has also been explained by biomechanical reasons. It follows from this study that patients with progressive osteolysis around the TKA should be followed up more frequently. The conclusions of this biomechanical analysis emphasize the importance of a thorough reconstruction of bone defects in order to improve long-term survival of the implant.

Key words: revision, total knee arthroplasty, osteolysis, failure, fracture, tibial stem.

ÚVOD

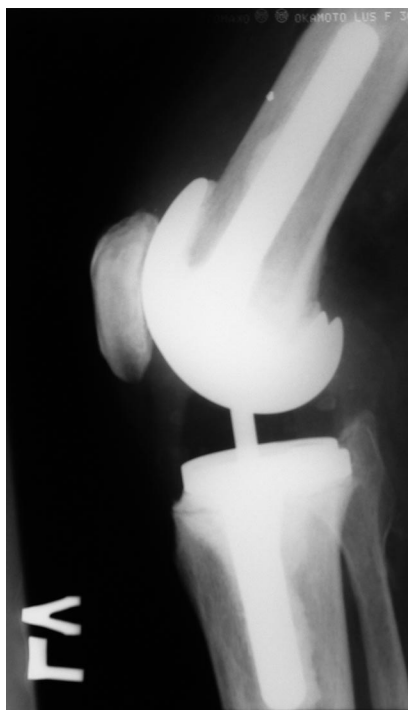
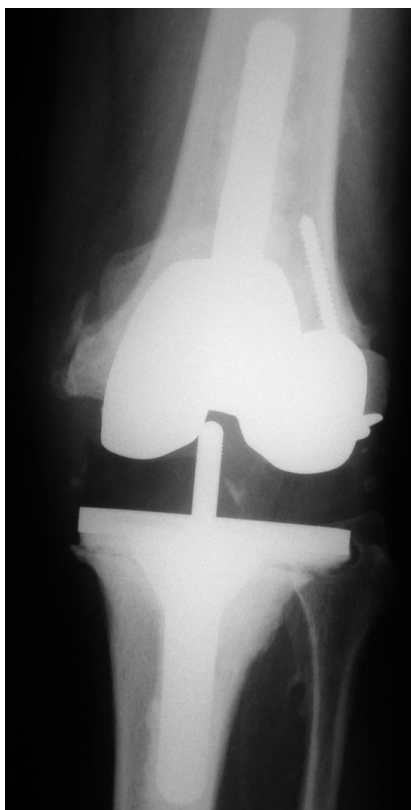
Hlavní příčiny selhání revizní totální endoprotézy (TEP) kolenního kloubu jsou stejné jako u primární náhrady, tj. aseptické uvolnění, osteolýza a infekce, mohou se však lišit relativním zastoupením (10, 14, 17). Kromě toho může docházet ke komplikacím, které přímo souvisí s revizním implantátem. Běžnou součástí revizní endoprotézy jsou zejména dříky, které mají za úkol stabilizovat TEP a současně přenášet část zátěže na diáfýzu (15). Při přípravě lůžka pro necementovaný dřík jsme výrobcem instruováni k maximální těsnosti, čímž se může celkem snadno stát, že při frézování dřevové dutiny nebo dorážení originální komponenty, která bývá ještě o něco větší nežli fréza, praskne tibia nebo femur (13). Není také jasné, jak velkou zátěž dřík okolní kosti vůbec předávají. Jedna skupina autorů se domnívá, že dříkem je přenášena velká část zátěže a tudíž, že odlehčená část kosti je vystavena tzv. stress-shielding efektu (2). Jiní autoři naopak biomechanický a biologický význam zátěžového bypassu zpochybňují, pokud je tibiální komponenta opřena o souvislé kostní lůžko (11).

V literatuře je věnována poměrně velká pozornost analýze příčin selhání endoprotéz kolenního kloubu, protože se předpokládá, že s jejich porozuměním a zejména předcházením by se mohla zvýšit šance na delší přežívání implantátů (6, 18). Dosud jsme se nesetkali s tím, že by periprotetická osteolýza mohla

přímo indukovat frakturu dříku u moderní revizní tibiální komponenty. Proto jsme se rozhodli zpracovat náš případ formou kazuistiky, kterou jsme doplnili biomechanickým rozbořem objasňujícím okolnosti vzniku zlomeniny.

KAZUISTIKA

V únoru roku 1994 jsme implantovali TEP levého kolenního kloubu Walter Motorlet tehdy 68letému pacientovi. Pooperační průběh byl bez komplikací, pacient dosáhl úlevy a chodil bez pomůcek. V dubnu 2000 byl přijat na kliniku pro uvolnění implantátu a rozsáhlou osteolýzu. S ohledem na relativně časně selhání jsme se rozhodli pro dvojdobý postup. Z peroperačních kultivací byl vypěstován *Staphylococcus sp.*, přestože výsledky předoperačních diagnostických testů byly negativní (FW, CRP, scintigrafie značenými leukocyty). Pacient byl léčen 8 týdnů antibiotiky podle citlivosti a za necelé čtyři měsíce po opakované negativní kultivaci z punktátu byl indikován k reimplantaci TEP. Rozsáhlý defekt na laterálním kondylu femuru byl ošetřen hluboko zmraženým strukturálním štěpem z tkáňové banky, který byl přichycený k hostitelské kosti dvěma šrouby. Koleno bylo podle tehdejší praxe osazeno cementovanou protézou PFC Sigma PS (Johnson & Johnson, s.r.o.) s krátkým femorálním (13 x 90 mm) a tibiálním dříkem (13 x 30mm), (obr. 1).



Obr. 1. Rtg po reimplantaci endoprotézy levého kolena se zadní stabilizací (a = předozadní projekce, b = bočná projekce)



Obr. 2. Rtg před revizní operací: na detailu předozadní projekce je zřetelně vidět místo fraktury dřívku tibiální komponenty (a), naopak na bočné projekci (b), provedené ve stejný den, není místo lomu patrné

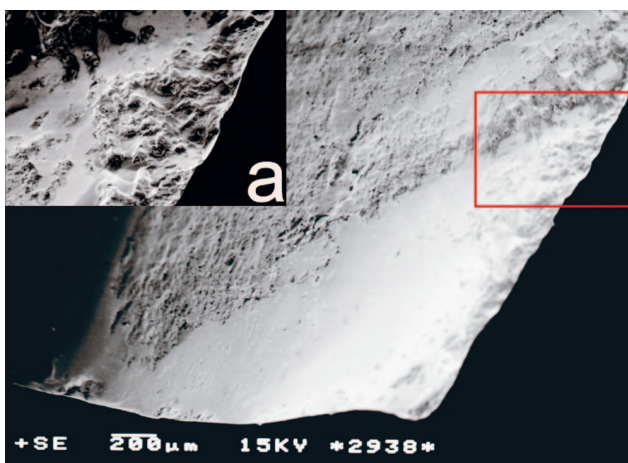
Na kontrolách v 6 a 12 měsíci po operaci se objevila radiolucenční linie pod mediální částí tibiální komponenty. Následně se radiolucenční linie rozvinula i pod laterální částí tibiální komponenty. Osteolýza v obou lokalitách rychle progredovala, až došlo k úplné resorp-

ci kosti pod tibiální komponentou, zatímco dřív se jevil jako zcela stabilní. Pacient byl bez obtíží, končetinu plně zatěžoval a nepoužíval pomůcky. Lokální nález, ani laboratorní markery nesvědčily pro možnost infekčního selhání. V roce 2004 se postupně začaly objevovat zátě-



Obr. 4. Celkový pohled na vyjmutý implantát zepředu

Obr. 3. Pooperační rtg zachycující sanaci kostních defektů kovovými augmentačními bločky a celkové zajištění protézy dlouhými necementovanými dřívky (a = předozadní projekce, b = boční projekce)

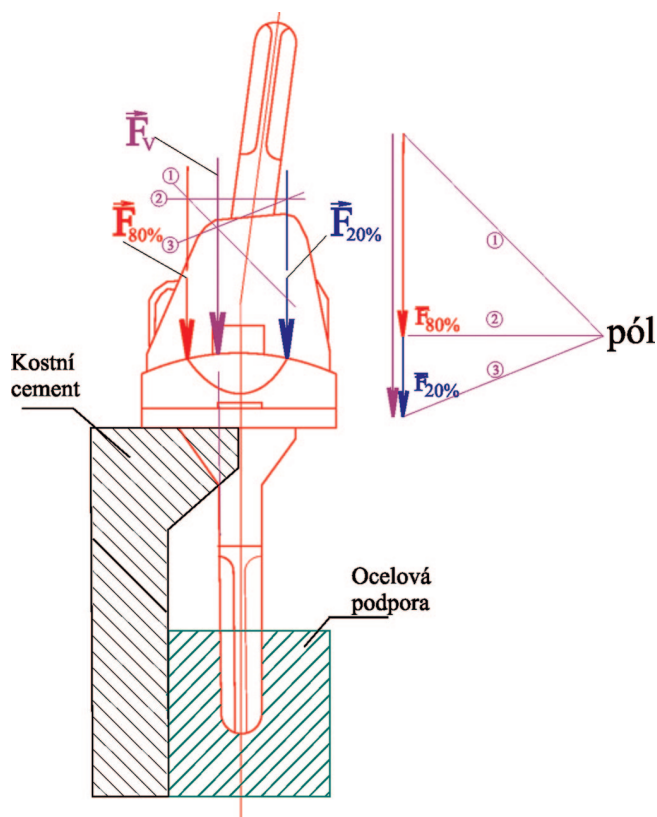


Obr. 5. Přehledný snímek lomové plochy úlomku dřívku: světlá plocha je sekundárně vyhlazená část (SEM, měřítko 200 µm); detail části snímku s čtyřnásobným zvětšením zachycuje částečně ohlazené zbytky původního lomu (a)

žové bolesti a posléze také klinické známky kloubní nestability. Další operaci pacient nechtěl, ortézu toleroval a užíval intermitentně Fosamax, kterým jsme se pokoušeli zpomalit progresi osteolýzy. Hospitalizován byl až v únoru 2008 pro výrazné zhoršení potíží a rtg nález zlomeného dřívku u tibiální komponenty (obr. 2). Předoperační testy na infekci kloubní náhrady byly negativní. Peroperačně byla v kloubu nalezena masivní metalóza, kostní štěp na laterálním kondylu femuru byl nekrotický a fragmentovaný. Femorální komponenta a proximální část tibiální komponenty byly uvolněny, avšak distální úlomek zlomeného dřívku držel pevně v cementovém toulci a musel být proto vysekán. Stav jsme vyřešili reimplantací TEP Sigma PS za pomoci necementovaných dřívků (femorální 20 x 125 mm, tibiální 16 x 115 mm) a kovových augmentací kostního lůžka na femuru i na tibií (obr. 3). Výsledky peroperačních testů (kultivace, histologie) byly negativní.

Popis extrahovaného implantátu

Dřík byl zlomený v místě spoje s tibiální komponentou (obr. 4). Místo lomu jsme vyšetřili za pomoci elek-



Obr. 6. Rozbor zatížení tibiální komponenty při únavové zkoušce u TEP kolenního kloubu; zajímavý je především malý mediální posun nositelky ekvivalentní síly (F_v)

tronového mikroskopu. Stručný postup: Úlomky byly vhodným způsobem nalepeny vodivým lepidlem na mikroskopický nosník, pokoveny v naprašovací jednotce Polaron E5100 (GB) vrstvou zlata o síle přibližně 10 mm a prohlíženy v rastrovacím elektronovém mikroskopu TESLA BS 340.

Vzhledem k době, která uplynula od zlomeniny dřívku, nebylo lehké určit primární lomnou plochu. Většinu obrázků dominovalo sekundární poškození (obr. 5), pouze na některých místech bylo možné sledovat původní lomnou plochu (obr. 5a). Ani po pečlivém prohlédnutí zachovaných „lomných“ ploch jsme však nezjistili výrobní defekt ve struktuře kovu.

Biomechanický rozbor selhání dřívku

Cílem biomechanické studie bylo kvalitativní posouzení námi pozorovaného selhání TEP. V případě kolenního kloubu je značně problematické určit jeho namáhání nejen při zvláštních stavech pohybu, ale také při pomalé chůzi, což se projevuje velkým rozsahem hodnot zatížení publikovaných v literatuře (5). Uváděné hodnoty se pohybují od dvou do sedmi F_G (výsledná tíhová síla), jako reprezentativní se obvykle doporučuje hodnota tří F_G .

Výrobce implantátů je povinen provést v předklinické fázi řadu testů, z nichž únavová zkouška patří mezi nejvýznamnější. V případě PFC Sigma bylo celkové zatížení rozloženo do dvou sil, přičemž mediálně půso-

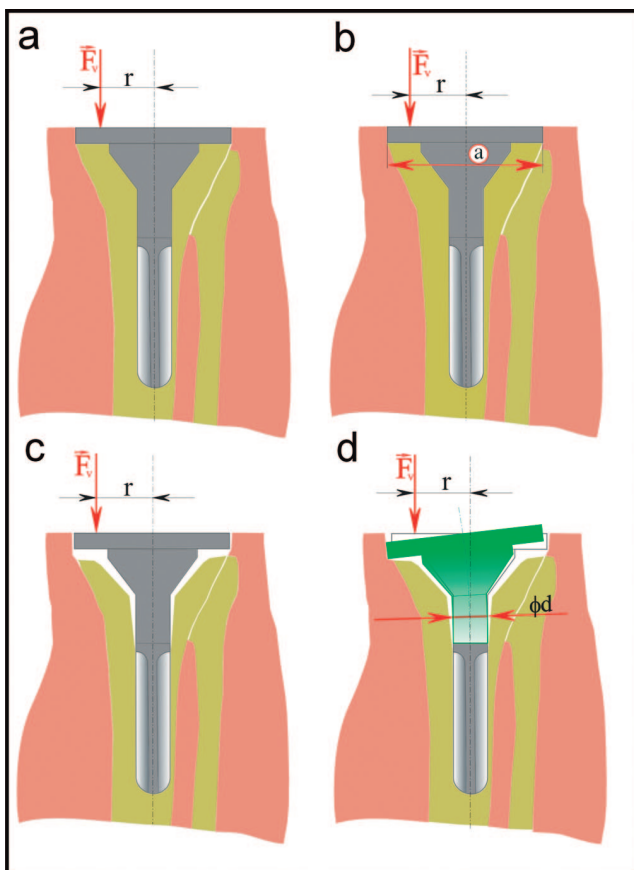


Obr. 7. Šňůrka olovence spuštěná z těžiště lidského těla umožňuje vytvořit si představu o okamžité poloze nositelky silové výslednice. Podle tohoto jednoduchého experimentu prochází nositelka silové výslednice (F_v) při stoji na jedné končetině více mediálně, nežli se předpokládá při únavové zkoušce.

bilo 80 % a laterálně 20 % z celkového zatížení 4116 N, což je přibližně šestinásobek tíhy člověka s tělesnou hmotností 70 kg (dle sdělení firmy). Nositelky obou sil byly svislé a posunuté o 1/4 šířky plata od vertikální osy endoprotézy. Při únavové zkoušce byl vzorek zatěžován sinusovým cyklem s frekvencí 10 Hz. K uvedenému modelu máme následující výhrady: Nahradíme-li uvedené dvě síly jedinou staticky ekvivalentní silou (F_v), pak její nositelka je posunutá mediálně od vertikální osy pouze o méně než 1/6 šířky tibiálního plata endoprotézy (obr. 6), což není v souladu s našimi předchozími zkušenostmi (obr. 7).

Výpočtové řešení

Vstupní údaje: hmotnost pacienta: $m = 80$ kg; výsledná tíhová síla $F_G = m \cdot g = 80 \cdot 9,81 = 785$ N; prů-



Obr. 8a-d: U TEP bez úbytku kosti dochází především k mechanické interakci mezi spodní částí tibiální komponenty a kostním podloží (a); v důsledku této interakce dochází k rozloženému silovému působení v soustavě kost–protéza (b); když dojde ke ztrátě mechanicky odolného podloží, nastává interakce pouze mezi spodní částí dříku a okolní kostí (c); v tomto případě dochází k podstatné změně namáhání z hlediska charakteru a intenzity, přitom vzniká v oblasti dříku tibiální komponenty nebezpečné místo z hlediska deformace a porušování (d)

měr dříku $\varnothing = 13$ mm; šířka plata $s = 71$ mm; rameno síly $r = s/2 = 35,5$ mm.

Uvážíme-li v literatuře doporučenou hodnotu dynamického účinku $3.F_G$, obdržíme hodnotu extrémního ohybového napětí 384 MPa (výpočet je k dispozici u autorů). Tato hodnota je již srovnatelná s hodnotou meze únavy titanových slitin $\sigma_c = 500$ MPa, avšak vzhledem k charakteru zátěžného cyklu by nevedla k porušení dříku.

Modelování klinické situace

Proto jsme se pokusili modelovat situaci s úbytkem kosti pod tibiální komponentou (obr. 8). Vyšli jsme přitom z faktu, že velikost deformace soustavy, napětí a pravděpodobnost porušování podstatně závisí na velikosti zatížení, tedy na F_v a r . U tibiální komponenty, která je souvisle podepřena cementovou vrstvou a kostí (případně augmentací), dochází k významné mechanické interakci mezi spodní plochou tibiální komponenty a podloží. V důsledku této vzájemné interakce dochází ke společné deformaci celé soustavy, přičemž celko-

vý rozsah deformace je malý, stejně jako hodnota extrémního napětí (obr. 8b). V případě, kdy je kostní opora narušená nebo dokonce ztracená (obr. 8c), nastává mechanická interakce pouze mezi spodní částí dříku a kostní tkání v jeho okolí. Za těchto okolností způsobuje zátěž deformaci tibiální komponenty (obr. 8d), která se progresivně propaguje na dřík, kde tak vzniká nebezpečné místo z hlediska mezních stavů deformace a porušování. Pro namáhání je pak podstatný průměr části dříku se závitem (odměřen na 8 mm), jehož hodnota průřezového modulu v ohybu je $W_o = 50,3$ mm³ a hodnota extrémního napětí dosáhne $\sigma_{o,ex} = M_o/W_o = 549$ MPa.

Protože je hodnocená oblast navíc místem s osazením dříku k vytvoření závitu, dojde ke vzniku koncentrátoru napětí. Průměrná hodnota součinitele koncentrace napětí je $\alpha = 3$. Extrémní napětí, bez zahrnutí dynamického účinku, dosáhne $\sigma_{max} = \alpha.M_o/W_o = 3.549 = 1647$ MPa, což je hodnota nejen podstatně vyšší než mez únavy titanových slitin $\sigma_c = 500$ MPa, ale přesahuje i mez kluzu $Re = 1000$ MPa. Z toho vyplývá, že i při monotónním zatížení budou v analyzovaném materiálu vznikat porušující (tj. plastické) deformace.

DISKUSE

Fraktura dříku tibiální komponenty je zcela raritním důvodem selhání revizní TEP kolenního kloubu, dílem i proto, že dříky jsou pevnostně předimenzovány. Teoreticky existuje několik důvodů, které by mohly vznik této komplikace vyvolat nebo usnadnit. Především je to nevhodný design implantátu, případně materiálové vady, jako například výrobní defekt ve struktuře kovu apod. Obě tyto varianty je možné u endoprotézy Sigma PS prakticky vyloučit, neboť o nich dosud nebylo referováno. Zbývá tedy biomechanické vysvětlení: K fraktuře dříku došlo v místě spoje s tibiální komponentou následkem mimořádné souhry okolností, které vyústily v nadměrné zatížení.

Z naší biomechanické analýzy vyplývá, že v souvislosti s rozvojem osteolýzy proximální tibie došlo k významné změně mechanické interakce mezi prvky soustavy kost–tibiální komponenta–dřík. V případě, kdy tibiální komponenta ztratí strukturální oporu proximálně, nastává mechanická interakce pouze mezi spodní částí dříku a sousední kostní tkání, případně kostním cementem. Za těchto okolností ovlivňuje deformace tibiální komponenty významně deformaci dříku, na kterém pak vznikají nebezpečná místa z hlediska mezních stavů deformace a porušování. Může přitom dojít ke vzniku rotační nestability a uvolnění spoje nebo k fraktuře dříku, a to bez ohledu na výchozí kvalitu titanové slitiny. Nejde tedy o důsledek materiálové vady, nýbrž o výjimečné vychýlení mechanických poměrů. Podobný případ týkající se tibiální komponenty jsme v literatuře nenašli.

Za normálních okolností je tibiální komponenta podepřena kostním lůžkem proximálně a distálně zajištěna dříkem. Na přenosu sil se tedy nepodílí pouze plochy tibiální komponenty, ale také dřík. Obecně platí, čím

kvalitnější je struktura proximální tibie, tím menší část axiálních sil je přenášena kaudálně. Completo a spol. zjistili, že u revizní komponenty s cementovaným dřikem je 53 % zatížení přenášeno kortikálním prstencem proximální tibie, 23 % spongiózní kostí centrálně a jen 24 % axiální zátěže je přenášeno dřikem kaudálně (4). Námi prezentovaná situace s asymetrickou resorpcí podloží není v jejich studii vůbec zmíněná, přestože ke ztrátě opory může dojít také při kolapsu mediálního kondylu tibie. Brooks a spol. měřili ohybové napětí vznikající na dřiku tibiální komponenty za různých podmínek, včetně asymetrického přetěžování mediální části tibiální komponenty, avšak o možnosti únavového selhání dřiku se nezmiňují (3). Van Loon a spol. studovali chování femorálního dřiku při opakované (1 Hz) excentrické axiální zátěži (0 až 750 N), aplikované na mediální část femorální komponenty (16). V žádné z testovaných situací, včetně té s chybějícím kondylem femuru, však nedošlo k fraktuře dřiku. Automaticky se proto předpokládá, že pevnost dřiku je dostatečně předimenzovaná a že k jeho fraktuře by nemělo dojít ani za extrémních podmínek. U našeho pacienta se zátěž dřiku zvyšovala v závislosti na rychlosti a lokalizaci úbytku kosti pod tibiální komponentou. Místo maximálního zatížení se postupně přesunulo do oblasti přechodu mezi „volnou“ a „zacementovanou“ částí implantátu, což po určitém čase vedlo k únavovému selhání. Důležitou roli sehrálo také to, že šlo o oblast závitového spoje (koncentrátor napětí). Podobné případy selhání dřiku na femorální straně popsali Issack a spol. u endoprotézy Optetrak (Exactech, Gainesville, Florida), (9). Pozorovali, stejně jako my, nejprve periprotetickou osteolýzu následovanou aseptickým uvolněním femorální komponenty a únavovou frakturou v místě spoje komponenty s femorálním dřikem.

Z biomechanické části naší studie vyplývá také zásadní požadavek na kvalitní sanaci kostních defektů (12). Brooks a spol. testovali několik variant ošetření defektů proximální tibie a zjistili, že mechanicky nejvýhodnější je „custom-made“ ošetření defektů následované kovovými augmentačními bločky (3). U našeho pacienta jsme tibiální komponentu pouze podcementovali, což se následně ukázalo jako nedostatečné řešení, přestože vrstva cementu byla silná (1). O významu kvalitního podloží pro tibiální komponentu svědčí také to, že revizní endoprotézy bez dřiku nebo po velmi časně disociaci dřiku od tibiální komponenty nemají horší přežívání oproti endoprotézám, které jsou zajištěny dřikem permanentně (8, 13).

Aktuálně jsou na pracovišti autorů podporovány všechny revizní tibiální komponenty dřikem, protože u většiny revizních operací je kost proximální tibie kompromitovaná a použití implantátu bez dřiku se nám opakovaně neosvědčilo. Obecně je nezbytné mít dřík u větších kostních defektů (kavitárních i segmentálních), kde jsou implantovány augmentační moduly nebo kostní štěpy. Jednoznačně preferujeme necementované dříky, ačkoliv v literatuře jsou publikovány dobré výsledky také s cementovanými dříky (7). Jejich délku volíme intuitivně v závislosti na stavu podloží tibiální komponenty.

Závěrem lze konstatovat, že fraktura dřiku revizní tibiální komponenty je raritní komplikací, k níž může dojít v souvislosti s hodnotami extrémního napětí v místě spoje mezi tibiální komponentou a dřikem. Ty mohou být vyvolány například progresivní osteolýzou proximální tibie. Pacienti s tímto nálezem by proto měli být častěji kontrolováni.

Literatura

1. BERT, J. M., McSHANE, M.: Is it necessary to cement the tibial stem in cemented total knee arthroplasty? Clin. Orthop., 356: 73–8, 1998.
2. BOURNE, R. B., FINLAY, J. B.: The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. An in vitro study. Clin. Orthop., 208: 95–99, 1986.
3. BROOKS, P. J., WALKER, P. S., SCOTT, R. D.: Tibial component fixation in deficient tibial bone stock. Clin. Orthop., 184: 302–308, 1984.
4. COMPLETEO, A., SIMOES, J. A., FONSECA, F., OLIVEIRA, M.: The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement-bone interface in revision TKA. Knee, 15: 227–232, 2008.
5. D'LIMA, D. D., PATIL, S., STEKLOV, N., CHIEN, S., COLWELL, C. W., Jr.: In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. J. Biomech., 40 (Suppl. 1): S11–17, 2007.
6. FEHRING, T. K., ODUM, S., GRIFFIN, W. L., MASON, J. B., NADAUD, M.: Early failures in total knee arthroplasty. Clin. Orthop., 392: 315–318, 2001.
7. FEHRING, T. K., ODUM, S., OLEKSON, C., GRIFFIN, W. L., MASON, J. B., MCCOY, T. H.: Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis. Clin. Orthop., 416: 217–224, 2003.
8. HAKKALAMANI, S., PRASANNA, V. K., WOOD, E. V., ACHARYA, A., PARKINSON, R. W.: Tibial-stem dissociation in a modular revision total knee arthroplasty system: a comparative clinical outcome study. J. Arthroplasty, 23: 1140–1145, 2008.
9. ISSACK, P. S., COTTRELL, J. M., DELGADO, S., WRIGHT, T. M., SCULCO, T. P., SU, E. P.: Failure at the taper lock of a modular stemmed femoral implant in revision knee arthroplasty. A report of two cases and a retrieval analysis. J. Bone Jt Surg., 89-A: 2271–2274, 2007.

10. JAHODA, D., NYČ, O., ŠIMSA, J., KUČERA, E., HANEK, P., CHRZ, P., POKORNÝ, D., TAWA, N., LANDOR, I., SOSNA, A.: Pozdní hematogenní infekce kloubních náhrad. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 75: 88–92, 2008.
11. JAZRAWI, L. M., BAI, B., KUMMER, F. J., HIEBERT, R., STUCHIN, S. A.: The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. J. Arthroplasty, 16: 759–767, 2001.
12. JIRMAN, R., VAVŘÍK, P., HORÁK, Z.: Individuální 3D tibiální augmentace pro náhrady kolenního kloubu. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 76: 60–64, 2009.
13. NAZARIAN, D. G., MEHTA, S., BOOTH, R. E., Jr.: A comparison of stemmed and unstemmed components in revision knee arthroplasty. Clin. Orthop., 404: 256–262, 2002.
14. ROZKYDAL, Z., JANÍK, P., JANÍČEK, P., KUNOVSKÝ, R.: Revizní náhrada kolena po aseptickém uvolnění. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 74: 5–13, 2007.
15. STERN, S. H., WILLS, R. D., GILBERT, J. L.: The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. Clin. Orthop., 345: 44–52, 1997.
16. VAN LOON, C. J., KYRIAZOPOULOS, A., VERDONSCHOT, N., De WAAL MALEFIJT, M. C., HUISKES, R., BUMA, P.: The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. Clin. Orthop., 378: 282–289, 2000.
17. VAVŘÍK, P., LANDOR, I., DENK, F.: Klinické zhodnocení použití keramické femorální komponenty v konstrukci náhrady kolenního kloubu. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 75: 436–442, 2008.
18. VESSELY, M. B., WHALEY, A. L., HARMSSEN, W. S., SCHLECK, C. D., BERRY, D. J.: The Chitranjan Ranawat Award: Long-term survivorship and failure modes of 1000 cemented condylar total knee arthroplasties. Clin. Orthop., 452: 28–34, 2006.

Doc. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.,
Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc,
I. P. Pavlova 6,
775 20 Olomouc
E-mail: jiri.gallo@volny.cz

Studie byla podpořena výzkumným záměrem MŠM
č. 6198959223.