

MOŽNOST VYUŽITÍ POČÍTAČOVÉHO MODELOVÁNÍ PŘI ANALÝZE SPECIFICKÝCH KOMPLIKACÍ METODY DHS

Maroš Hrubina^{1,2}, Zdeněk Horák³, Miroslav Skoták¹, Radek Bartoška⁴, Valér Džupa⁴

¹Ortopedické oddělení Nemocnice Pelhřimov, Pelhřimov

²Katedra lékařských a humanitních oborů, Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, Kladno

³Laboratoř biomechaniky člověka, Fakulta strojní, ČVUT v Praze, Praha

⁴Ortopedicko-traumatologická klinika 3. LF UK a FN KV v Praze, Praha

Souhrn

Cílem studie je definovat vztah mezi vznikem specifických komplikací dlahy se skluzným šroubem (DHS) a umístěním šroubu v krčku stehenní kosti s pomocí analýzy metodou konečných prvků. Specifické komplikace tohoto implantátu jsou různorodé. Autoři zhodnotili 336 osteosyntéz DHS u 324 pacientů se stabilní pertrochanterickou zlomeninou. K výpočtové analýze metodou konečných prvků byl použit program ABAQUS 6.9. Bylo analyzováno 5 modelových situací podle umístění šroubu v krčku femuru. Incidence komplikací v souboru pacientů celkově byla 10 %, incidence reoperací byla 4 %. Nejvyšší riziko selhání implantátu a osteosyntézy bylo při umístění šroubu v horní třetině krčku femuru. Analýza s pomocí metody konečných prvků potvrdila klinickou zkušenost, kdy nejvhodnější pozice pro šroub je ve střední třetině krčku femuru. Technická chyba operátora během osteosyntézy téměř vždy vede k selhání s nutností reoperace.

Klíčová slova

dynamický skluzný šroub, metoda konečných prvků, specifické komplikace

THE POSSIBILITY OF COMPUTATIONAL MODELING USAGE IN THE SPECIFIC DYNAMIC HIP SCREW COMPLICATIONS ANALYSIS

Abstract

The aim of the study was to determine the relationship between the specific complications and the dynamic hip screw (DHS) placement in the femoral neck with relation to finite element method analysis. The implant associated specific complications are very diverse. We evaluated 336 dynamic hip screw osteosyntheses for pertrochanteric fractures in 324 patients. The program ABAQUS 6.9 was utilized for the development of the finite element model of the femur. Analyses were performed in 5 modeled situations corresponding to the screw location. Complication rate within the group of patients was 10 % in general, with a reoperation rate of 4 %. The highest risk of for an implant failure was associated with a location of the screw in the upper third of the neck. The finite element model analysis confirms our clinical experiences, when the optimal placement for a dynamic hip screw is in the middle third of the femoral neck. The technical mistake during the operation almost always leads to the implant failure with the need for the reoperation.

Keywords

dynamic hip screw, finite element method, specific complications

Úvod

Zlomeniny proximálního femuru jsou závažným a zatím ne zcela vyřešeným medicínským a též sociálně-ekonomickým problémem, jehož důležitost narůstá spolu s postupně se prodlužujícím věkem populace. V literatuře je dostatečně rozebrána problematika jejich klasifikace a léčby [4,7,10,12]. Méně pozornosti je však věnováno specifickým

komplikacím léčby a analýze jejich příčin [8,15]. Na našem oddělení se této problematice věnujeme již více než 25 let, naše výsledky jsme několikrát publikovali [14,21]. Metodu Dynamic Hip Screw (DHS) – osteosyntézu s použitím dynamického skluzného šroubu (obr. 1) používáme 15 let k ošetření pertrochanterických zlomenin. Principem tohoto implantátu je možnost stabilní osteosyntézy (sešroubování stehenní kosti) se skluzným efektem a vzájemnou



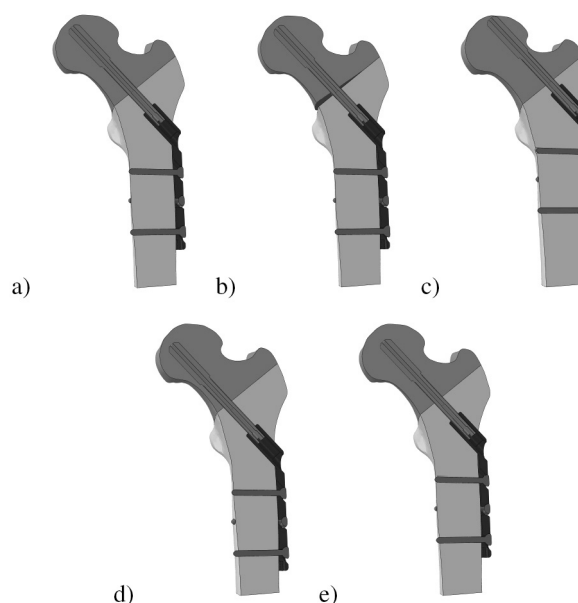
Obr. 1: Stav po osteosyntéze stabilní pertrochanterické zlomeniny horního konce stehenní kosti pomocí systému DHS s 3-otvorovou dlahou, 6 měsíců po operaci s dobrým postavením. Předozadní RTG projekce. Zlomenina zhojena.



Obr. 3: Pertrochanterická zlomenina horního konce stehenní kosti s dislokací fragmentů do varozity



Obr. 2: Stav 2 roky po osteosyntéze DHS u 91leté pacientky, pakloub v oblasti původní linie lomu s únavovou zlomeninou šroubu



Obr. 4: Jednotlivé modelové situace podle umístění šroubu DHS v krčku femuru v předozadní projekci

kompresí fragmentů během hojení při zátěži. Několikrát jsme pozorovali selhání materiálu (obr. 2), ale jen málokdy se jednalo o chybu implantátu. Proto jsme se rozhodli analyzovat specifické komplikace léčby stabilních pertrochanterických zlomenin metodou DHS u vlastního souboru pacientů a porovnat je s výsledky dosaženými na počítačovém modelu.

Metody

Sledovaný soubor tvořilo 324 pacientů starších 50 let, u kterých bylo provedeno 336 operací (12 pacientů bylo

operováno oboustranně). Ve všech případech se jednalo o ošetření stabilní pertrochanterické zlomeniny femuru pomocí 135° jednocoulové tříotvorové DHS (firma Medin, Česká republika) v období let 1997–2009. Doba sledování byla dva roky.

Diagnózu jsme stanovili standardně na základě zhodnocení předozadních RTG snímků pánve a poraněného kyčelního kloubu (obr. 3). Do souboru byli zařazeni pacienti se stabilní pertrochanterickou zlomeninou (31-A1.1, 31-A1.2 podle AO klasifikace). Operace byla provedena ve spinální anestézii standardním postupem s použitím kompletního firemního instrumentária dle doporučeného postupu



Obr. 5: Axiální RTG projekce po osteosyntéze DHS s ukotvením šroubu DHS centrálně v krčku femuru a hlavici

výrobce implantátu. Pooperačně byli pacienti ponecháni jeden až dva dny na jednotce intenzivní péče, další léčba pak probíhala na standardním ortopedickém oddělení. Vertikalizování o berlích byli pacienti 3. až 4. den po operaci. Celková doba hospitalizace byla 4 až 23 dní (průměrně 7 dní). Chůze o berlích s odlehčením operované končetiny byla doporučována minimálně do první RTG kontroly 6 týdnů po operaci, plná zátěž povolována při dobrém klinickém a RTG nálezů po 12 týdnech od operace. Další klinické a RTG kontroly probíhaly po 6, 12 a 24 měsících od operace.

Při hodnocení RTG snímků jsme sledovali známky hojení zlomeniny, kompresi fragmentů a dále specifické komplikace: změnu pozice či protruzi šroubu z hlavice femuru („cut-out“ fenomén), rozlomení osteosyntetického materiálu, rozvoj avaskulární nekrózy hlavice femuru a paklobu. RTG nálezy byly rozděleny do 5 skupin podle pozice krčkového šroubu v předozadní projekci. Těchto 5 variant (obr. 4) bylo použito při numerických simulacích metodou konečných prvků (MKP). Vedle RTG nálezů byl sledován též počet nutných reoperací. U selhaných a reoperovaných osteosyntéz byla zpětně analyzovaná RTG dokumentace. Následně byl podle nejčastějších RTG nálezů vypracován numerický MKP model se stanovením výchozích pozic:

- a – proximální femur s kolodiáfyzárním úhlem (CCD) 135° a anteverzí 15°,
- b – stabilní pertrochanterická zlomenina – linie lomu probíhá těsně nad malým trochanterem, ventrálně v oblasti *linea intertrochanterica*, dorsálně probíhá v oblasti *crista intertrochanterica*,
- c – možnost rozevření linie lomu mediálně v oblasti Adamsova oblouku o 4 mm (na základě pozorování vlastního souboru pacientů, kde bylo rozevření o 3–5 mm bylo u 20 pacientů),

d – umístění krčkového šroubu v axiální pozici bylo vždy v ose krčku a centrálně v hlavici (obr. 5).

Geometrický model proximálního femuru byl vytvořen ze série CT snímků zdravého femuru. Snímky byly pořízeny v rozlišení 512×512 pixelů, velikost pixelu byla 0,412 mm a vzdálenost jednotlivých řezů byla 0,5 mm. CT snímky byly importovány ve formátu *.DICOM do programu Mimics 12 (Materialise, Belgie), ve kterém byla provedena 3D rekonstrukce fragmentů stehenní kosti. Geometrický model byl vytvořen pomocí povrchové trojúhelníkové sítě, která byla importována do výpočtového programu ABAQUS 6.9. ve formátu *.inp. V tomto programu byla následně z povrchové sítě automaticky vygenerována objemová konečněprvková síť. Jednotlivé části zlomené stehenní kosti, DHS a kortikálních šroubů byly vysíťovány objemovými lineárními čtyřstěnnými elementy C3D4. Pro zhodnocení deformační a napěťové odezvy kostní tkáně na modelové zatížení byla použita metoda konečných prvků. V provedených výpočtových analýzách byla hodnocena odezva kostní tkáně na rozdílné umístění DHS.

Jako hraniční stav, kdy dojde k selhání fixačního prvku nebo selhání jeho uchycení v kosti, bylo považováno takové zatížení, při kterém vznikla napětí překračující mez kluzu (σ_k) nebo mez pevnosti (R_m) v kterékoliv části modelovaného systému DHS-šrouby-kost.

Model DHS byl poskytnut firmou MEDIN, a.s. ve formátu *.SAT, který byl importován do výpočtového programu ABAQUS 6.9 (Simulia, Francie). S ohledem na náročnost výpočtů bylo provedeno zjednodušení - na žádné části modelu nebyl modelován detailní profil závitů. Závitů na krčkovém šroubu a šroubech v dlaze byly nahrazeny hladkou plochou, jejíž rozměr odpovídal střednímu průměru daného závitů. Ve všech provedených numerických MKP analýzách byla nerezová ocel použitá pro výrobu DHS modelována jako homogenní izotropní elasto-plastický materiál, jehož materiálové charakteristiky jsou následovné: modul pružnosti $E=210\,000$ MPa, Poissonovo číslo $\mu=0,3$, mez pevnosti $R_m=860$ MPa a mez kluzu $\sigma_k=690$ MPa.

Kostní tkáň byla ve všech provedených analýzách modelována jako nehomogenní, izotropní a elasto-plastický materiál. Materiálové vlastnosti byly pro každý element stanoveny v závislosti na hustotě kostní tkáně ρ [g/cm³]. Tato hustota byla určena v závislosti na stupni šedé barvy u CT snímků proximálního konce stehenní kosti podle vztahu [1]

$$\rho = 1,54 \cdot \rho_{CT} + 0,0784, \quad (1)$$

kde ρ [g/cm³] je hustota kalibračního vzorku [2]. Elastické moduly pružnosti E [MPa] byly pro oba typy kostní tkáně (kompaktní a spongiózní) určeny pomocí vztahů [3-4]

$$\begin{aligned} E^k &= 2065 \cdot \rho^{3,09}, & \mu^k &= 0,3 \\ E^s &= 1904 \cdot \rho^{1,64}, & \mu^s &= 0,3. \end{aligned} \quad (2)$$

Stejným způsobem byla stanovena hodnota meze kluzu σ_k [MPa] jako funkce závislá na hodnotě hustoty kostní tkáně podle

$$\begin{aligned} \sigma_k^k &= 57,75 \cdot \rho^{1,73} & \text{pro } \rho \geq 0,945 \\ \sigma_k^s &= 76,5 \cdot \rho^{6,7} & \text{pro } \rho < 0,945. \end{aligned} \quad (3)$$

Ve výpočtových analýzách byla kostní tkáň modelována také jako materiál, u kterého dojde po překročení mezního zatížení k degradaci jeho mechanických vlastností. Tuto vlastnost lze v jistém přeneseném smyslu chápat jako „porušení“ kostní tkáně.

Jednotlivé hodnoty jednoznačně popisující chování materiálového modelu při překročení σ_k byly stanoveny opět v závislosti na hustotě kostní tkáně ρ podle vztahů

$$\begin{aligned} \sigma_{min} &= 8,5 \cdot \rho^{3,68} & \varepsilon_{ab} &= 0,258 \cdot \rho - 0,04 \\ E_p &= -244 \cdot \rho^{2,2} & \varepsilon_{bc} &= \left| \frac{\sigma_k - \sigma_{min}}{E_p} + \varepsilon_{ab} \right|. \end{aligned} \quad (4)$$

Pro vlastní zhodnocení počítačového modelu ve vztahu ke klinickému souboru jsme simulovali těchto 5 situací (pozice – umístění implantátu v praxi, model – simulace):

Pozice 1 (Model IIa) – umístění šroubu v ose krčku femuru, proximálně v horní třetině krčku s ukotvením subchondrálně (obr. 4c).

Pozice 2 (Model 0) – umístění šroubu ve střední třetině krčku femuru s ukotvením subchondrálně – optimální situace (obr. 4a).

Pozice 3 (Model IIb) – umístění šroubu v distální třetině krčku femuru s ukotvením subchondrálně (obr. 4d).

Pozice 4 (Model I) – umístění šroubu v střední třetině krčku femuru s ukotvením subchondrálně a rozevřením linie lomu distálně a mediálně o 4 mm (obr. 4b).

Pozice 5 (Model III) – umístění šroubu v střední třetině krčku femuru s ukotvením v centru rotace hlavičky (obr. 4e).

Předmětem zájmu provedených analýz bylo určení odezvy kostní tkáně při zatížení modelu horního konce stehenní kosti v závislosti na místě implantace DHS. Proto bylo možné volit zjednodušený způsob uložení stehenní kosti na jejím proximálním konci jako nepohyblivé.

Zatížení bylo realizováno zavedením vnějších osamělých sil, působících od svalů *m. iliopsoas*, *mm. glutei* a výsledné reakce působící v kyčelním kloubu. Pro zavedení vnějších sil do výpočtových MKP modelů byla použita vazba DISTRIBUTED COUPLING, pomocí které byly osamělé síly působící v referenčním uzlu rovnoměrně distribuovány na kostní tkáň v místě svalových úponů a kontaktu hlavičky stehenní kosti s kloubní jamkou. Při provedených analýzách byl model zatížen osamělými silami $F_{glut} = 642,3$ N, $F_{ilop} = 376,4$ N a $F_{reac} = 1000$ N, které působí na kyčelní kloub při chůzi bez opory u člověka s hmotností 80 kg.

Mezi fragmenty stehenní kosti byl modelován normálový kontakt typu „HARD“ s koeficientem tření $f=0,3$. Tato vazba simulovala reálnou situaci, kdy nemůže dojít k vzájemnému proniknutí jednotlivých částí, ale je přípustné jejich vzájemné odlehnutí. Stejným způsobem byly modelovány i kontaktní vazby mezi krčkovým šroubem a kostí ($f=0,3$), mezi krčkovým šroubem a dlahou ($f=0,15$) a mezi dlahou a kostí ($f=0,3$). Spojení kosti s fixačními šrouby, spojení fixačních šroubů s DHS dlahou a spojení krčkového šroubu s kostí bylo s ohledem na rychlost a stabilitu výpočtů modelováno pomocí vazby TIE. Tento specifický typ kontaktu představuje pevné spojení dvou částí, přičemž tato vazba přenáší stejnou hodnotu velikosti posuvů z řídicí kontaktní plochy na podřízenou kontaktní plochu. Tuto vazbu lze zjednodušeně chápat jako „lepený“ spoj dvou dílů.

Výsledky

Věk pacientů sledovaného souboru byl v rozmezí 50–102 let s průměrem 83,6 let. Pacientů starších 70 let bylo 288 (89%). Žen bylo 240 (74%) a mužů 84 (26%), ženy tedy převažovaly nad muži v poměru 3:1. Stranové postižení bylo téměř vyrovnané (167krát vpravo, 169krát vlevo). Oboustranně byla osteosyntéza DHS provedena u 12 pacientů s odstupem 4–42 měsíců, průměrně po 15 měsících.

Z 336 provedených a sledovaných osteosyntéz bylo zaznamenáno celkem 33 specifických komplikací (10%). Celkem 13 pacientů (4%) bylo pro specifické komplikace reoperováno. Přehled komplikací vzniklých při 5 sledova-

Tab. 1: Přehled pacientů sledovaného souboru rozdělených podle umístění šroubu DHS, které byly předmětem analýzy počítačového modelu.

	Počet osteosyntéz DHS	Počet specifických komplikací	Reoperace
Pozice 1 – Model IIa	3	3 (100 %)	3 (100 %)
Pozice 2 – Model 0	161	14 (9 %)	5 (3 %)
Pozice 3 – Model IIb	142	13 (9 %)	4 (3 %)
Pozice 4 – Model I	20	1 (5 %)	0 (0 %)
Pozice 5 – Model III	10	2 (20 %)	1 (10 %)
Celkem	336	33 (10 %)	13 (4 %)

Tab. 2: Tabulka výsledných hodnot redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] na jednotlivých částech výpočtového modelu MKP horního konce stehenní kosti a DHS systému.

	Proximální fragment	Distální fragment	Kyčelní dlahu	Dynamický skluzný šroub (DHS)	Kortikální šrouby kotvící dlahu k femuru
	ρ_{HMH}	ρ_{HMH}	ρ_{HMH}	ρ_{HMH}	ρ_{HMH}
	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
Model 0	170.6	192.9	436.5	435.3	693.1
Model I	83.1	168.5	703.8	716.6	695.5
Model IIa	106.7	192.9	729.8	713.8	706.6
Model IIb	123.9	192.9	717.3	698.1	698.2
Model III	165	164.2	699.5	691.6	698.4

ných pozicích šroubů je uveden v tabulce 1. Z ní je patrné, že nejzávažnějším problémem bylo umístění krčkového šroubu do pozice 1 (obr. 4c), která si vyžádala reoperaci ve 100 % případech, a do pozice 5, kdy jsme museli reoperovat 10 % případů.

Všechny provedené výpočtové analýzy byly modelovány jako kontaktní, nelineární a statické úlohy, při kterých byla zjišťována odezva celého systému na aplikované zatížení. Z výsledků MKP simulací uvedených v tabulce 2 je patrné, že napjatost v celém modelu stehenní kosti a DHS dlahy je při uvažovaném zatížení dost značná. Kostní tkáň stehenní kosti (distální fragment) je u všech modelů zatížena nejvíce v oblasti nejspodnějšího kortikálního šroubu, který fixuje dlahu ke kosti. V této části stehenní kosti se vyskytují maximální hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} v rozsahu 164,2 MPa (Model III) až 192,9 MPa (Model IIa). V této části modelu také dochází k porušení kostní tkáně v těsném okolí roviny zlomeniny a otvoru, kterým prochází krčkový šroub. Kostní tkáň stehenní kosti (proximálního fragmentu) je u všech modelů kromě Modelu I zatížena nejvíce v oblasti dolní hrany krčku stehenní kosti v místě roviny zlomeniny. V tomto místě dochází k opření proximálního fragmentu o distální. Maximální hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} jsou zde v rozsahu 106,7 MPa (Model IIa) až 165,0 MPa (Model III). Naproti tomu u Modelu I dochází k maximálnímu zatížení kostní tkáně v místě otvoru, ve kterém je umístěn krčkový šroub, blízko roviny zlomeniny. Z pohledu úspěchu implantace DHS dlahy je důležité rovnoměrné rozložení napětí v celém objemu hlavičky stehenní kosti. Optimální stav je patrný na obr. 4a, kdy krček femuru je zatížen rovnoměrně v jeho horní i dolní polovině. K přenosu zatížení z krčkového šroubu na hlavičku stehenní kosti dochází spíše na úrovni rozhraní hlavičky a krčku. Oproti tomu u Modelu IIa a Modelu IIb je patrné přemístění zatížení k hornímu resp. k dolnímu okraji krčku stehenní kosti v závislosti na umístění krčkového šroubu. Podobná je situace i u Modelu I, kde je klínová drážka v místě zlomeniny. Napjatost (zatížení) je přemístěna k hornímu okraji krčku stehenní kosti, zatímco dolní okraj přenáší zatížení jen minimální. Současně je patrné zvýšení napjatosti v oblasti

hlavičky stehenní kosti v místě závitů krčkového šroubu.

Výstupem provedených numerických MKP analýz je také hodnocení napjatosti DHS. Výsledné hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} jsou uvedeny v tabulce 2. Z uvedených výsledků je patrné, že zatížení DHS je při uvažovaném zatížení dost značné a dokonce přesahuje velikost hodnoty meze kluzu σ_k . Zatímco hodnoty redukovaných napětí na dlahy a fixačních šroubech jsou sice blízké mezi kluzu, ale jejich velikost je ovlivněna použitou vazbou TIE pro spojení fixačního šroubu s dlahou. Maximální velikosti σ_{HMH} jsou u dlahy v rozsahu 436,5 MPa (Model 0) až 717,3 MPa (Model IIb) a u dolního kortikálního šroubu v rozsahu 693,1 MPa (Model 0) až 706,6 MPa (Model IIa). Oproti tomu odlišná situace je u krčkového šroubu, jehož napjatost není ovlivněna žádnými vazbami a přesto je σ_{HMH} vyšší než σ_k . Hodnota maximální velikosti σ_{HMH} byla zjištěna v rozsahu 435,3 MPa (Model 0) až 716,6 MPa (Model I).

Diskuze

Podle literárních údajů je incidence trochanterických zlomenin přibližně 55 % ze všech zlomenin horní části stehenní kosti [20]. U pacientů ošetřených DHS byl zaznamenán 11% výskyt komplikací celkově [13]; v podskupině pertrochanterických zlomenin jsme zaznamenali 10% specifických komplikací. Na nespecifické komplikace jsme se v této studii nezaměřili [1]. Zjištěné specifické komplikace byly natolik různorodé, že při jejich rozřazení do jednotlivých typů není možné jejich statistické vyhodnocení s ohledem na jejich relativně malý počet. Proto byly pomocí numerických MPK simulací sledovány jednotlivé modelové situace na základě pozic krčkového šroubu ve femuru. Domníváme se, že takto zvolená metoda porovnání klinicky získaných informací a modelových situací umožní prokázat, že z klinické praxe vytušené chyby při operačním postupu osteosyntézy jsou skutečně významně rizikové ze vzniku specifických komplikací [15]. Z pohledu věku a pohlaví se náš sledovaný soubor podobal souborům jiných autorů [11,18]. Náš soubor pacientů z pohledu výskytu komplikací byl vyhodnocen poprvé v roce 2009 [13]. Bylo zjištěno

39 komplikací, tedy 11% výskyt komplikací s nutností reoperace ve 4% celkově. Jednoznačná souvislost s následnou komplikací s nutností reoperace byla zjištěna při šroubu umístěném v horní polovině krčku, což vedlo k proříznutí („cut-out“ fenoménu) mimo hlavici femuru u 3 našich pacientů. U všech byla následně nutná reoperace. Klinickým sledováním byly pravidelně zjištěny nejlepší výsledky v situacích, kdy byla provedena anatomická reopozice femuru (i v případě rozevření mediálně 3–5 mm, které umožňuje kontrolovanou kompresi zlomeniny skluzným efektem implantátu), dále s umístěním šroubu ve středu krčku nebo v jeho dolní polovině s ukotvením v hlavici subchondrálně (pozice 2–4). U pacientů v těchto skupinách je procento reoperací mezi od 0 do 3%, což považujeme za údaj srovnatelný s dalšími publikovanými studiemi [6]. Nesprávné umístění šroubu v krčku femuru v axiální projekci též vede k selhání osteosyntézy [19], ale tuto situaci jsme nezkoumali, protože jsme ji v našem souboru nezaznamenali. Ukotvení šroubu v centru hlavičky (nikoli subchondrálně) má sice 10% riziko reoperací, ale jedná se o malý počet pacientů. Tyto poznatky jsou ve shodě s výsledky provedených numerických MKP simulací. Nicméně je třeba brát v úvahu, že v provedených výpočtových analýzách byla použita určitá zjednodušení a nebyla posuzována kvalita kosti [16]. Především šroubové spoje byly realizovány pomocí vazby TIE, která neumožňuje odlehnutí kontaktních povrchů. Pro potřeby této srovnávací analýzy je ovšem podle našeho názoru toto zjednodušení zanedbatelné a nesnižuje vypovídací hodnotu získaných výsledků a vyslovených závěrů. Druhým významným faktorem, který výrazným způsobem ovlivňuje interpretaci získaných výsledků, 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 DHS a kostní tkáň namáhány opakujícím se zatížením, které navíc nemá konstantní velikost [2,3,5,9]. Právě tento způsob zatížení ovšem může zapříčinit postupné vylomení – „cut-out“ fenomén šroubu z hlavičky femuru. Z prezentovaných výsledků provedených numerických MKP simulací lze, podle našeho názoru, vyslovit několik závěrů a doporučení. Všechny získané výsledky ukazují, že z pohledu biomechaniky je velmi důležité optimální umístění DHS při operaci [17]. Umístění DHS přímo ovlivňuje nejen velikost a způsob zatížení kostní tkáň stehenní kosti, ale i napjatost přímo DHS. Na tomto místě je nutné zdůraznit, že pokud není DHS umístěna optimálně, může její zatížení způsobit překročení povolených hodnot napětí a hrozí její úplné selhání. Z výsledků MKP analýz uvedených v tabulce 2 je patrné, že napjatost krčkového šroubu překračovala hodnoty meze kluzu σ_k . Hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} na konci krčkového šroubu v místě kontaktu s dlahou lze označit za parazitická napětí vzniklá z kontaktu šroubu s dlahou na velmi malé ploše (což je jistý druh nepřesnosti použité metody konečných prvků). Ovšem překročení hodnot meze kluzu σ_k v krčku nitrokostního hřebu nebylo

ovlivněno žádnou použitou vazbou nebo zjednodušením. Riziko selhání DHS je dále výrazně zvýšeno cyklickým charakterem zatížení stehenní kosti (což ovšem nebylo v provedených analýzách uvažováno).

Na základě provedených MKP analýz a jejich výsledků je také patrné, že u obou fragmentů stehenní kosti v místě otvoru pro krčkový šroub a roviny zlomeniny dochází k trvalé degradaci kostní tkáň. Tento stav je způsoben tím, že se krčkový šroub poměrně značně ohýbá a tlačí do kostní tkáň. Pro dlouhodobé přežití DHS je důležité rovnoměrné rozložení napjatosti (zatížení) v okolní kostní tkáni. Jakékoliv odchýlení od optimální polohy (viz Model 0) má značný vliv na napjatost celého systému kost – DHS a rapidně narůstá riziko jeho selhání.

Z klinického pozorování jsme zjistili ze specifických komplikací nejen rozlomení kovů, ale též proříznutí šroubu z hlavičky femuru. Při retrospektivní analýze RTG dokumentace jsme pravidelně pozorovali chyby techniky operace, tedy ne problémy implantátu konstrukční, ale chyby lidského faktoru. Tyto chyby jsou i podle provedené analýzy MPK naprogramovaným problémem vedoucím k následnému selhání osteosyntézy, kdy nejméně vhodné je umístění šroubu v horní části krčku femuru. Zajímavé je vedlejší zjištění, že šroub DHS vydrží přibližně 10 000 zátěžových cyklů, tedy při nezhojení kosti v této časové jednotce lze očekávat jeho rozlomení. Toto můžeme potvrdit z praxe. U dvou pacientů při rozvoji pakloubu v oblasti proximálního femuru nepřevzala kost zátěž a s odstupem 11 a 24 měsíců (obr. 2) byla zjištěna tato komplikace. Naštěstí u většiny pacientů se jedná o seniory, jejichž menší pohybové nároky umožní dřívější zhojení kosti než dojde k únavové zlomenině materiálu.

Závěr

Osteosyntézu metodou DHS považujeme za optimální volbu při ošetření stabilních pertrochanterických zlomenin. Pro dobrý výsledek a minimalizaci komplikací považujeme za zásadní správnou indikaci a samozřejmě bezchybné technické provedení osteosyntézy. Z provedených numerických MKP simulací vyplývá, že nejvýhodnější je umístění šroubu DHS ve středu krčku nebo distálně od středu s ukotvením subchondrálně, kdy úhel šroubu koresponduje s kolodiazárním úhlem femuru. Případné rozevření linie lomu mediálně za dodržení výše uvedených pravidel nezvyšuje riziko komplikací vzhledem ke skluznému efektu implantátu. Výrazně rizikové je umístění šroubu v proximální části krčku femuru. U nedostatečně subchondrálně ukotvených šroubů je vyšší riziko „cut-out“ fenoménu během hojení, ale naštěstí tato technická chyba nebývá častá. Operační technika i implantát můžou selhat, ale většinou tehdy, když se jedná primárně o technickou chybu operátora při provedení osteosyntézy.

Poděkování

Tato práce vznikla za podpory MŠMT ČR v rámci projektu MSM 6840770012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II“.

Literatura

1. Amrichová, J., Hrubina, M., Pangrác, J.: Permanentní močový katétr jako rizikový faktor vzniku urologických komplikací po TEP kyčelního kloubu – retrospektivní analýza. *Urol. Praxi*, 12 (2011), pp. 315–318.
2. Báča, V., Horák, Z.: Comparison of Isotropic and Orthotropic Material Property Assignments on Femoral Finite Element Models under Two Loading Conditions. *Med Eng Phys.*, 29 (2007), pp. 935.
3. Báča, V., Horák, Z., Mikulenka, P., Džupa, V.: Comparison of an Inhomogeneous Orthotropic and Isotropic Material Models used for FE Analyses. *Med Eng Phys.*, 30 (2008), pp. 924–930.
4. Báča, V., Kachlík, D.: Muskulo-ligamentózní aparát proximálního femuru v kontextu pertrochanterických zlomenin – anatomická studie. In Polák, Š., Pospíšilová, V., Varga I. (Eds): *Morfológia v súčasnosti*. Bratislava, Univerzita Komenského, 2007, pp.108–114.
5. Báča, V., Kachlík, D., Horák, Z., Stingl, J.: The Course of Osteons in the Compact Bone of the Human Proximal Femur with Clinical and Biomechanical Significance. *Surg Radiol Anat.*, 29 (2007), pp. 201–207.
6. Barton, T.M., Gleeson, R., Topliss, C., Greenwood, R., Harries, W.J., Chesser, T.S.J.: A Comparison of the Long Gama Nail with the Sliding Hip Screw for the Treatment of AO/OTA 31-A2 Fractures of the Proximal Part of the Femur. *J Bone Jt. Surg.*, 92A (2010), pp. 792–798.
7. Bartoníček, J., Douša, P., Skála-Rosenbaum, J., Košťál, R.: Trochanterické zlomeniny – souborný referát. *Úraz. Chir.*, 10 (2002), pp. 13–24.
8. Baumgaertner, M.R., Curtin, S.L., Lindsog, D.M., Keggi, J.M.: The Value of the Tip-Apex Distance in Predicting Failure of Fixation of Peritrochanteric Fractures of the Hip. *J Bone Jt. Surg.*, 77A (1995), pp. 1058–1064.
9. Birnbaum, K., Parndorf, T.: Finite Element Model of the Proximal Femur under Consideration of the Hip Centralizing Forces of the Iliotibial Tract. *Clin. Biomech.*, 26 (2011), pp. 58–64.
10. Bonnaire, F., Lein, T., Bula, P.: Trochanteric Femoral Fractures: Anatomy, Biomechanics and Choice of Implant. *Unfallchirurg*. 114 (2011), pp. 491–500.
11. Džupa, V., Bartoníček, J., Skála-Rosenbaum, J., Příkazský, J.: Úmrtí pacientů se zlomeninou proximálního femuru v průběhu prvního roku po úrazu. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.*, 69 (2002), pp. 39–44.
12. Hoffmann, R., Haas, N.P., Femur, Proximal. In: Rüedi, T.P., Buckley, R.E., Moran, C.G. (Eds): *AO Principles of Fracture Management*. New York, Thieme 2007, pp. 751–765.
13. Hrubina, M., Skoták, M., Běhounek, J.: Komplikace operační léčby zlomenin proximálního femuru metodou DHS. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.*, 77 (2010), pp. 395–401.
14. Hrubina, M., Skoták, M., Běhounek, J.: Komplikace osteosyn tézy zlomenin proximálního femuru DHS dlahou. Sborník přednášek a posterů, XII. Národní kongres ČSOT 2008, Praha, Galén 2008, pp. 122.
15. Hsueh, K.K., Fang, C.K., Chen, C.M., Su, Y.P., Wu, H.F., Chiu, F.Y.: Risk Factors in Cutout of Sliding Hip Screw in Intertrochanteric Fractures: an Evaluation of 937 Patients. *Int Orthop.*, 34 (2010), pp. 1273–1276.
16. Ito, M., Nakata, T., Nishida, A., Uetani, M.: Age-related Changes in Bone Density, Geometry and Biomechanical Properties of the Proximal Femur: CT-based 3D Hip Structure Analysis in Normal Postmenopausal Women. *Bone.*, 48 (2011), pp. 627–630.
17. Krischak, G., Dürselen, L., Röderer, G.: Treatment of Peritrochanteric Fractures. Biomechanical Considerations. *Unfallchirurg*, 114 (2011), pp. 485–490.
18. Oestern, H.J., Gänsslen, A.: The Use of Blade Plate and Dynamic Screw Plate Osteosynthesis. *Orthopäde.*, 39 (2010), pp. 160–170.
19. Pervez, H., Parker, M.J.: Dynamic Hip Screw: does Side make a Difference? Effects of Clockwise Torque on the Right and Left DHS. *Injury*, 31 (2000), pp. 697–699.
20. Skála-Rosenbaum, J., Bartoníček, J., Říha, D., Waldauf, P., Džupa, V.: Single-Centre Study of Hip Fractures in Prague, Czech Republic, 1997–2007. *Int Orthop.*, 35 (2011), pp. 587–593.
21. Skoták, M., Běhounek, J., Krumpl, O.: Řešení pertrochanterických zlomenin proximálního femuru 130 st. dlahou – dlouhodobé výsledky. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.*, 66 (1999), pp. 336–341.

MUDr. Maroš Hrubina
Ortopedické oddělení Nemocnice Pelhřimov
Ul. Slovanského bratrství 710
393 01 Pelhřimov
Tel.: +420 565 355 305
E-mail: mhrubina@gmail.com