
Univerzita Karlova v Praze
3. lékařská fakulta

DIZERTAČNÍ PRÁCE

MUDr. Radek Bartoška

Praha 2015

Univerzita Karlova v Praze
3. lékařská fakulta

DIZERTAČNÍ PRÁCE

**Zlomeniny trochanterického masivu
– klinické, anatomické a biomechanické aspekty,
možnosti terapie, komplikace**

*Trochanteric fracture
- clinical, anatomical and biomechanical aspects,
therapy options, complications*

Školitel:
Doc. MUDr. Václav Báča, PhD.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze 30. 9. 2015

Radek Bartoška

Podpis

Identifikační záznam:

BARTOŠKA, Radek. *Zlomeniny trochanterického masivu – klinické, anatomické a biomechanické aspekty, možnosti terapie, komplikace* [Trochanteric fracture – clinical, anatomical and biomechanical aspects, therapy options, complications]. Praha: Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, 2015. Vedoucí práce Václav Báča.

Klíčová slova: (v ČJ a AJ)

zlomenina horního konce stehenní kosti – hip fracture

peretrochanterická zlomenina – peretrochanteric fracture

nitrodřeňový hřeb – intramedullary nail

biomechanická analýza – biomechanical test

komplikace – complication

Celá práce byla provedena v rámci zadání autorova studia v Postgraduálním doktorském studiu v biomedicině v Oborové radě „Experimentální chirurgie“.

Práce byla provedena na těchto pracovištích:

Ústav anatomie 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze

Ortopedicko-traumatologická klinika 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady v Praze

Radiodiagnostická klinika 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady v Praze

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

Obsah

1. Úvod	8
2. Hypotéza a cíle práce	12
2.1. Cíle práce:	12
3. Anatomie	13
3.1. Anatomie kyčelního kloubu	13
3.2. Acetabulum	13
3.3. Stehenní kost (femur)	14
3.3.1. Hlavice stehenní kosti (<i>caput femoris</i>)	14
3.3.2. Krček stehenní kosti (<i>collum femoris</i>)	15
3.3.3. Trochanterický masiv	16
3.3.4. <i>Trochanter major</i>	16
3.3.5. <i>Trochanter minor</i>	17
3.4. Zlomeniny proximálního femuru, anatomické rozdělení, morfologie	17
3.4.1. <i>Pertrochanterická zlomenina</i>	17
3.4.2. <i>Intertrochanterická zlomenina</i>	18
3.5. Mikroarchitektonika proximálního femuru	19
3.6. Kolemkloubní cévní, vazivový a svalový aparát	19
3.6.1. Cévní zásobení	19
3.6.2. Kloubní pouzdro	20
3.6.3. Kolemkloubní svaly	20
3.7. Vstupní bod pro zavedení intramedulárních implantátů	20
3.7.1. <i>Přístup z fossa trochanterica</i>	20
3.7.2. <i>Přístup z velkého trochanteru</i>	22
4. Přehled vývoje hřebování trochanterických zlomenin	23
4.1. Historie intramedulární fixace	23
4.2. Novodobá historie	31
4.2.1. <i>Gamma Nail – Howmedica, Stryker</i>	31
4.2.2. <i>Russelův-Taylorův hřeb, Trigen Intertan, Smith and Nephew</i>	33
4.2.3. <i>PFN-proximal femoral nail, PFN-A, TFN, Synthes</i>	33
4.2.4. <i>Targon PFT – Aesculap-BBraun</i>	34
4.2.5. <i>Krátký rekonstrukční hřeb PFN Medin</i>	35
4.3. Závěr	38

5. Významné klasifikace zlomenin trochanterické oblasti proximálního femuru	39
5.1. Počátky klasifikačních systémů	40
5.1.1. <i>A. Colles (1818)</i>	40
5.1.2. <i>A. P. Cooper (1819 a 1823)</i>	40
5.1.3. <i>R. Adams (1836–1839)</i>	41
5.1.4. <i>W. Stokes (1896)</i>	42
5.1.5. <i>T. Kocher (1896)</i>	42
5.1.6. <i>Faltin (1924), Anshütz & Portwich (1927)</i>	43
5.2. Moderní klasifikace trochanterických zlomenin horního konce stehenní kosti	43
5.2.1. <i>Boyd a Griffin (1949)</i>	43
5.2.2. <i>Evans (1949)</i>	44
5.2.3. <i>Hafner (1951)</i>	45
5.2.4. <i>Ramadier (1956)</i>	45
5.2.5. <i>Wade (1959)</i>	46
5.2.6. <i>Massie (1964)</i>	46
5.2.7. <i>Dimon a Hughston (1967)</i>	47
5.2.8. <i>Debbrunner-Čech (1969)</i>	47
5.2.9. <i>Ender (1970)</i>	49
5.2.10. <i>Tronzo (1973)</i>	49
5.2.11. <i>Kyle a spol. (1979)</i>	50
5.2.12. <i>Jensen a Michaelson (1980)</i>	51
5.2.13. <i>Briot (1980)</i>	52
5.2.14. <i>AO klasifikace (1988)</i>	52
5.3. Závěr	54
6. Biomechanika	55
6.1. Úvod	55
6.2. Materiál a metodika	56
6.2.1. <i>Výpočtové modely stehenní kosti</i>	56
6.2.2. <i>Okrajové podmínky a zatížení</i>	59
6.2.3. <i>Materiálové modely</i>	60
6.3. Výsledky numerických MKP analýz	61
6.3.1. <i>Nestabilní pertrochanterické zlomeniny</i>	61
6.3.2. <i>Stabilní pertrochanterické zlomeniny</i>	69
6.4. Diskuze	73
6.5. Závěr	77

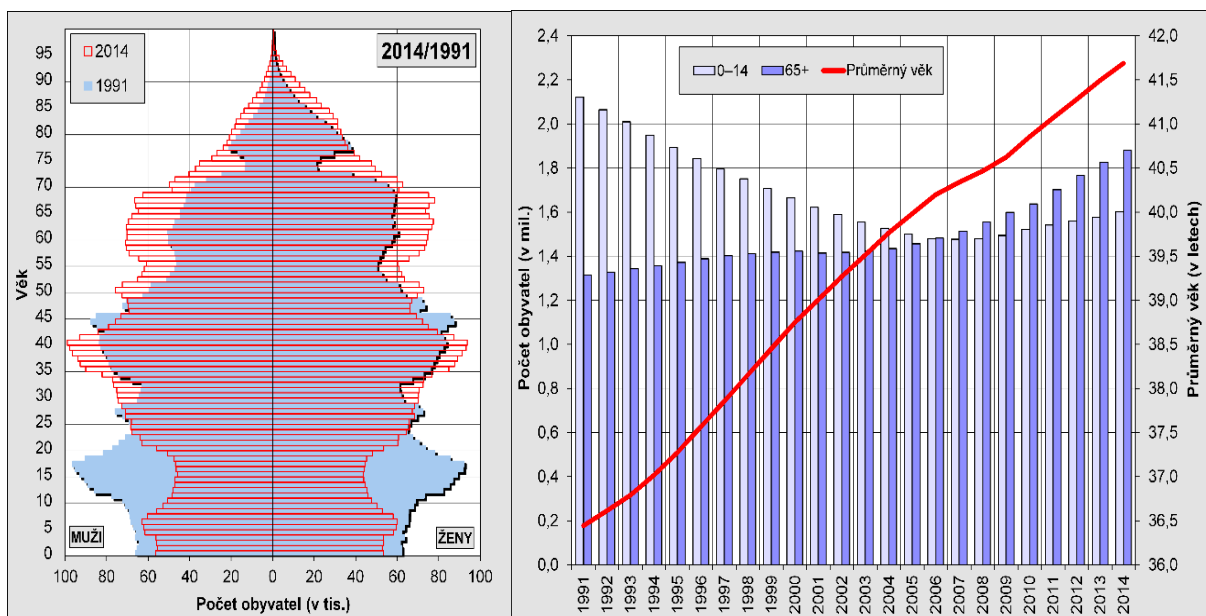
7. Makroskopická pitva trochanterické oblasti zaměřená na operační přístup a obvyklá místa zavedení intramedulárních implantátů	79
7.1. Úvod	79
7.2. Metodika	80
7.3. Výsledky	80
7.3.1. <i>Oblast trochanter major</i>	80
7.3.2. <i>Místo zavedení proximálních krčkových šroubů</i>	84
7.4. Diskuze	85
7.5. Závěr	86
8. Klinická část	87
8.1. Úvod	87
8.2. Soubor pacientů a metoda	87
8.2.1. <i>Vstupní RTG dokumentace</i>	88
8.2.2. <i>Hodnocení pooperačního RTG</i>	88
8.2.3. <i>Hodnocení RTG snímků ve sledovaném období</i>	89
8.3. Výsledky	89
8.3.1. <i>Věk</i>	90
8.3.2. <i>Sledované technické parametry osteosyntézy hřebem PFN Medin</i>	92
8.3.3. <i>Proximální dosednutí</i>	94
8.4. Komplikace	100
8.4.1. <i>Intraoperační komplikace</i>	101
8.4.2. <i>Komplikace operační rány</i>	101
8.4.3. <i>Komplikace s kostním hojením</i>	101
8.4.4. <i>Nekróza proximálního krčkového fragmentu</i>	104
8.4.5. <i>Medializace</i>	106
8.4.6. <i>Varizace</i>	106
8.4.7. <i>Prodloužené hojení</i>	107
8.4.8. <i>Periimplantační zlomeniny</i>	107
8.4.9. <i>Migrace osteosyntetického materiálu</i>	109
8.5. Diskuze	110
8.6. Závěr	116
9. Závěr	117
10. Poděkování	119
11. Publikační aktivita	120
11.1. <i>Publikace s IF:</i>	120
11.2. <i>Publikace bez IF:</i>	121
12. Literatura	123

1. Úvod

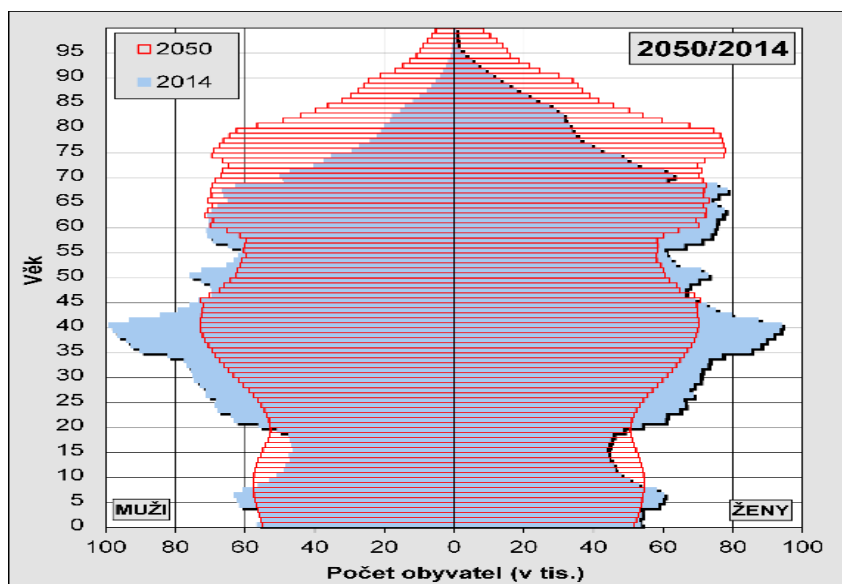
Diagnóza „zlomenina proximálního femuru“ je jeden z velmi četných závěrů, jenž v naší stárnoucí populaci slyší pacienti na traumatologických ambulancích. Často to znamená hospitalizaci, stres z operace, výrazné omezení dosavadního způsobu života a v neposlední řadě i riziko úmrtí. Jak lze však definovat rizikovou skupinu?

Na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV je již od roku 1997 veden registr pacientů se zlomeninou proximálního femuru. Do současné doby (1. 1. 1997–1. 12. 2014) je evidováno 6252 těchto zlomenin. Průměrný věk pacientů je 78,5 roku (u žen 80,8 roku a u mužů 72,7 roku). Pacienti s touto zlomeninou jsou ve více než 80 % starší 70 let. Z těchto údajů, jež korelují s publikovanými studiemi [110, 111, 174, 181], vyplývá, že se jedná dominantně o problematiku starší, tedy geriatrické populace. Jaké jsou tedy naše vyhlídky z hlediska zastoupení nejrizikovější části populace v České republice do budoucna?

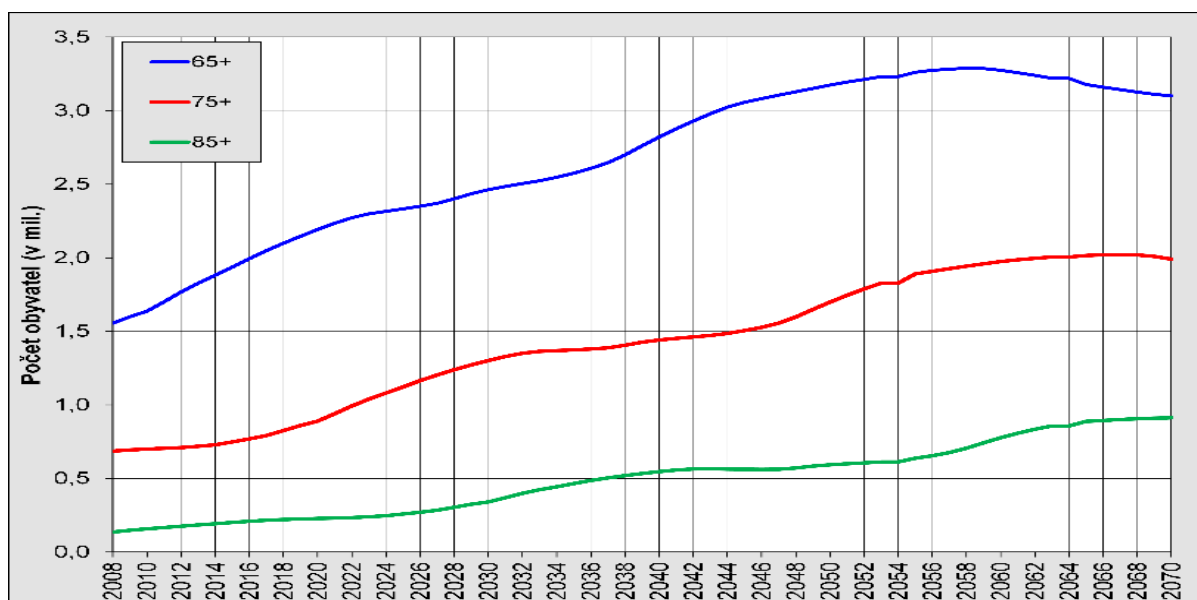
Pokud se podíváme na vývoj zastoupení jednotlivých věkových skupin, je jasné, že od roku 1991 ve srovnání s rokem 2014 dle Burcina a Kučery [43] dochází k plynulému nárůstu zastoupení nejrizikovější skupiny nad 70 let. Vzhledem k dalšímu predikovanému statistickému odhadu až do roku 2070 bude podíl populace nad 70 let v České republice nadále vzrůstat. Lze tedy předpokládat, že i incidence zlomenin proximálního femuru bude v následujících letech až desetiletích narůstat.



Graf 1. Změna zastoupení věkových skupin v České republice v roce 1991 a 2014 [43].

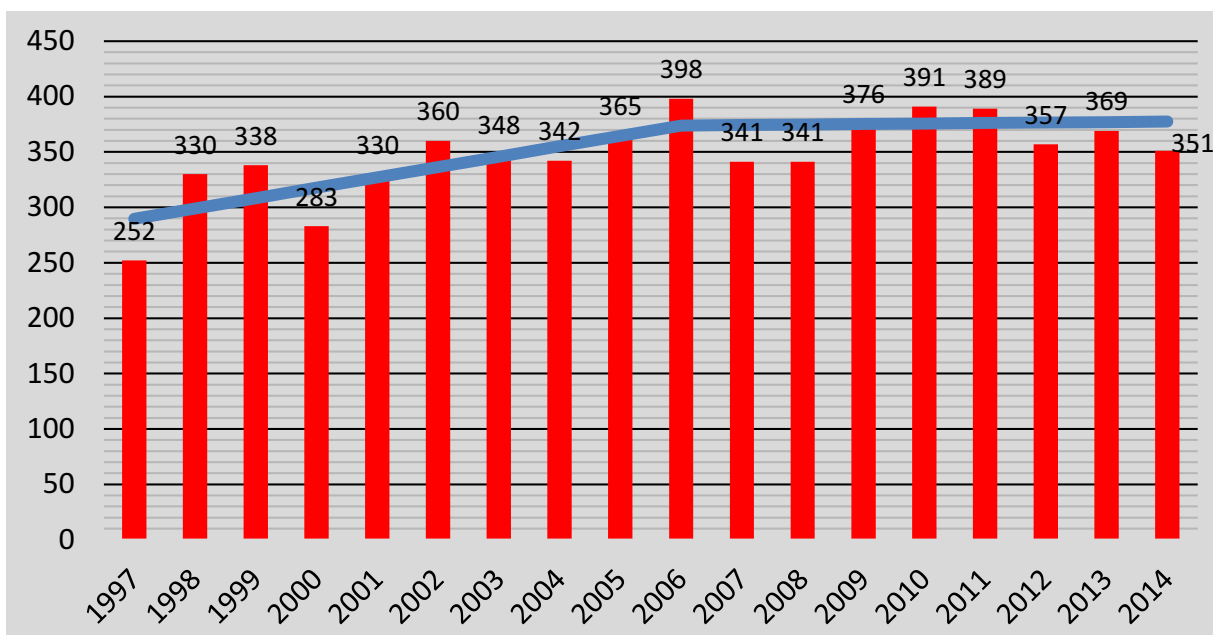


Graf 2. Předpokládaná změna věkové struktury obyvatelstva České republiky mezi roky 2014 a 2050 [43].



Graf 3. Předpokládaný vývoj zastoupení geriatrické populace v České republice od roku 2008 do roku 2070 [43].

Tyto prognózy naplňují i počty hospitalizovaných pacientů se zlomeninou proximálního femuru v České republice. Od roku 1981 do roku 2009 došlo ke zdvojnásobení počtu hospitalizovaných pacientů s výše uvedeným typem zlomeniny [178]. Poslední publikovaná data z roku 2009 ukazují, že incidence zlomenin proximálního femuru u mužů je 131 na 100 000 a u žen 271 na 100 000 obyvatel [178]. Tato čísla nás řadí mezi země s nejvyšším výskytem zlomenin proximálního femuru na světě [109] a plně korelují i s námi vedeným monocentrickým registrem zlomenin, z něhož je patrné, že od roku 1997 docházelo k plynulému meziročnímu nárůstu zlomenin o 3,7 %. Maxima dosáhl výskyt v roce 2006 a od té doby dochází ke stagnaci.



Graf 4. Vývoj počtu zlomenin proximálního femuru léčených na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV v letech 1997–2014.

Pokud k tomuto trendu dále připočteme vzrůstající zastoupení seniorů v populaci a vyšší věk dožití, lze očekávat, že se s diagnózou MKN S7200 a S7210 budeme setkávat velmi často. Proto se domnívám, že studium zmíněného tématu je vysoce aktuální a potřebné. Problematiku zlomenin proximálního femuru však nelze vzhledem k jejich složitosti a různorodosti chápat jako uniformní skupinu. Pro korektní zhodnocení je třeba rozdělit zlomeniny proximálního femuru na několik skupin. Nejjednodušší a nejsrozumitelnější je rozdělení anatomické na **zlomeniny krčku** stehenní kosti a **zlomeniny trochanterického masivu**. Obě skupiny mají mezi sebou zásadní rozdíly, pro něž by spojení do jedné kategorie vedlo k nepřesným závěrům.

Cílem překládané práce je analýza zlomenin proximálního femuru v oblasti trochanterického masivu, přesněji analýza pertrochanterických zlomenin. **Petrochanterická zlomenina je definována** jako zlomenina, u níž hlavní lomná linie probíhá od *trochanter major* mediodistálně k *trochanter minor*. U části zlomenin může být navíc odlomen plochý dorzální fragment nesoucí zadní část *trochanter major* včetně *crista intertrochanterica* společně s *trochanter major*. Terapie pertrochanterických zlomenin je až na výjimky chirurgická. Konzervativní léčba je vyhrazena pouze pro pacienty, kteří jsou kontraindikováni k operaci, či pro pacienty s tzv. nekompletními zlomeninami (fisury), u nichž je nutná dobrá spolupráce (compliance) pacienta, kterou nelze vždy předpokládat. Konzervativně léčených pacientů je však obecně velmi málo. Historie ukázala, že **konzervativní léčba** dislokovaných pertrochanterických zlomenin přináší naprosto neuspokojivé výsledky. Neschopnost zátěže končetiny chůzí, téměř trvalá bolest, neuspokojivý zkrat končetiny nebo pakloub nás vedou k tomu, že prozatím jedinou možností uspokojivé terapie je chirurgický přístup, jenž i přes svoje nesporná rizika dává pacientovi šanci se funkčně zcela nebo alespoň částečně přiblížit zdravotnímu stavu před úrazem.



Obr. 1. Pertrochanterická zlomenina

Trochanterické zlomeniny jsou svou povahou a vlastnostmi ve většině případů indikovány k **osteosyntéze** nebo **náhradě kyčelního kloubu** (totální endoprotéza, hemiartroplastika). Moderní osteosyntéza je principiálně založena na použití dvou typů implantátů. V prvním případě se jedná o tzv. **extramedulární implantáty**, u nichž je část implantátu fixována ke stehenní kosti šrouby s dlahou. Představitelem je dynamický kyčelní šroub (DHS). Druhou skupinu tvoří **intramedulární implantáty**, u nichž je k fixaci zlomeniny využita dřeňová dutina stehenní kosti, do které je zaveden hřeb. U obou typů implantátů je proximální krčkový fragment fixován jedním nebo více fixačními prvky.

Osteosyntéza dynamickým kyčelním šroubem (DHS) byla ve své době velice populární a v podstatě jedinou alternativou, jež přinášela příznivé výsledky. Metoda DHS doznala širokého rozšíření v traumatologické praxi včetně indikačních mezí, a proto se začaly objevovat případy selhání DHS [97, 98, 103, 173], které ukázaly na limity ošetření, zejména u nestabilních pertrochanterických zlomenin. Ošetření nestabilních pertrochanterických zlomenin se stalo dalším problémem, který vedl k otázce srovnání obou systémů (DHS vs. hřeb) a jejich vzájemných výhod a nevýhod [31, 90, 152, 153]. Přes rozporuplné názory začínají v současné době převládat intramedulární systémy [7, 34, 163].

2. Hypotéza a cíle práce

Tato dizertační práce má ověřit hypotézu, zda je osteosyntéza hřebem PFN Medin vhodná k ošetření stabilních i nestabilních petrochanterických zlomenin. Zjistit, zda ovlivňuje způsob zavedení krčkových šroubů do proximálního fragmentu chování celého systému kost-implantát.

Proto jsme se rozhodli zhodnotit soubor pacientů operovaných na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV pro petrochanterickou zlomeninu a současně provést biomechanickou a anatomickou studii.

Práce je rozdělena na teoretickou, biomechanickou, anatomickou a klinickou část. Vzhledem ke struktuře práce budou v každé kapitole diskutovány výsledky práce zvlášť.

V klinické části je zhodnocen tříletý soubor pacientů s petrochanterickou zlomeninou ošetřených na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV v období 2009–2011 jedním typem implantátu (PFN Medin).

2.1. Cíle práce

- 1) na vytvořených MKP modelech stabilní a nestabilní petrochanterické zlomeniny modelovat možné způsoby zavedení nosných prvků systému PFN Medin do proximálního fragmentu a identifikovat rizikové pozice, které mohou vést k selhání osteosyntézy;
- 2) zhodnotit klinický soubor pacientů s petrochanterickou zlomeninou, ošetřených jedním typem implantátu – hřebem PFN Medin;
- 3) získat vlastní anatomické výsledky v oblasti makroskopické morfologie oblasti proximálního konce stehenní kosti zaměřené na typické místo zavedení intramedulárních implantátů trochanterickým masivem a struktury, které lze poranit při zavedení hřebu;

3. Anatomie

V traumatologii zaujímá poranění oblasti proximálního femuru jedno z nejdůležitějších míst. Základem ke správné léčbě a pochopení celé problematiky trochanterických zlomenin je znalost klinické a topografické anatomie kyčelního kloubu. Následující část bude věnována anatomii kyčelního kloubu s důrazem na poranění trochanterického masivu a možná rizika při užití intramedulárních implantátů, vlastní nálezy z morfologické studie budou uvedeny v kapitole 7.

3.1. Anatomie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je biomechanicky považován za jednoduchý omezený kulový kloub, též se nazývá ořechový (*articulatio cotylica*, dříve „enarthrosis“) [17]. Je tvořen kloubní jamkou pánevní kosti (*acetabulum*) a hlavicí stehenní kosti (*caput femoris*), která plynule navazuje na krček stehenní kosti (*collum femoris*), a trochanterickou oblast, která přechází do diafýzy stehenní kosti.

K základním hodnoceným parametrům patří zhodnocení tzv. CCD úhlu. CCD úhel – kapitokolodiafyzální úhel – svírá osa krčku a hlavice stehenní kosti s diafýzou stehenní kosti. Standardní hodnoty jsou v intervalu 116–138° [17]. Úhel antevertze je dán dlouhou osou krčku s rovinou, která je proložená kondyly stehenní kosti v intervalu 12–15°.

U zdravého mladého člověka je po ramenním kloubu kyčelní kloub druhým s největším rozsahem pohybu. Při fyziologických hodnotách umožňuje kyčelní kloub v sagitální rovině v krajní poloze flexi 120–140°, extenzi (dorzální flexi) 15°, abdukci 60°, addukci 30–45°. Vnější rotace je fyziologicky 40–55°, vnitřní rotace 35–45° [60]. Vlivem řady změn (např. úrazem, degenerací) se postupně rozsah pohybů snižuje.

3.2. Acetabulum

Acetabulum (kloubní jamka) má polokulovitý tvar, jehož průměr je přibližně 50 mm. Vzniká srůstem tří kostí tvořících pánevní kost, spojených za vývoje a v dětství prostřednictvím chrupavky (*cartilago ypsiloniformis*), mající tvar obráceného písmene ypsilon a osifikující mezi 14. a 16. rokem. Horní část (strop) tvoří *os ilium* (kyčelní kost), dolní zadní část *os ischii* (sedací kost) a dolní přední část tvoří *os pubis* (*stydka kost*). *Acetabulum* je ventrokaudálně přerušeno hlubokým zářezem – *incisura acetabuli*, která dosahuje až téměř na dno jamky. Vlastní kloubní plochu tvoří *facies lunata*, která nevyplňuje celé *acetabulum* a je krytá kloubní chrupavkou.

Facies lunata má tvar ventrokaudálně otevřené podkovy. Okraj *facies lunata* doplňuje zvýšený lem z vazivové chrupavky – *labrum acetabuli*, které plynule přechází do *ligamentum transversum acetabuli*. Centrální část acetabula tvoří *fossa acetabuli*, která je prohloubena o 3–5 mm a je vyplněna tukovým tělesem (*pulvinar acetabuli*). Samotná architektura acetabula je přizpůsobena přenosu sil dvěma kostními pilíři, které významně zesilují pevnost celého systému. Součástí zadního pilíře je dorzální polovina acetabula, přední pilíř zpevňuje ventrální polovinu acetabula. Při okraji acetabula začíná kloubní pouzdro, které se upíná na femur ventrálně až na *linea intertrochanterica*, dorzálně na *collum femoris*. *Crista intertrochanterica* zůstává vzadu zcela mimo kloub. Úpon kloubního pouzdra hraje významnou roli zejména při zlomeninách krčku stehenní kosti, které rozdělují na intrakapsulární a extrakapsulární. Toto rozdělení je platné již bezmála 200 let [46, 47].

3.3. Stehenní kost (*femur*)

Stehenní kost (*femur*) je nejdelší kostí v lidském těle. Z popisného hlediska je rozdělena na hlavici (*caput femoris*), krček (*collum femoris*), tělo (*corpus femoris*) a distální konec rozdělený na dva kondyly (*condyli femoris*) [37, 74, 196]. Tělo stehenní kosti můžeme dále rozdělit pro potřeby klinické na trochanterický masiv (*regio trochanterica*), diafýzu (*diaphysis femoris*), distální konec obdobně na dva kondyly.

3.3.1. Hlavice stehenní kosti (*caput femoris*)

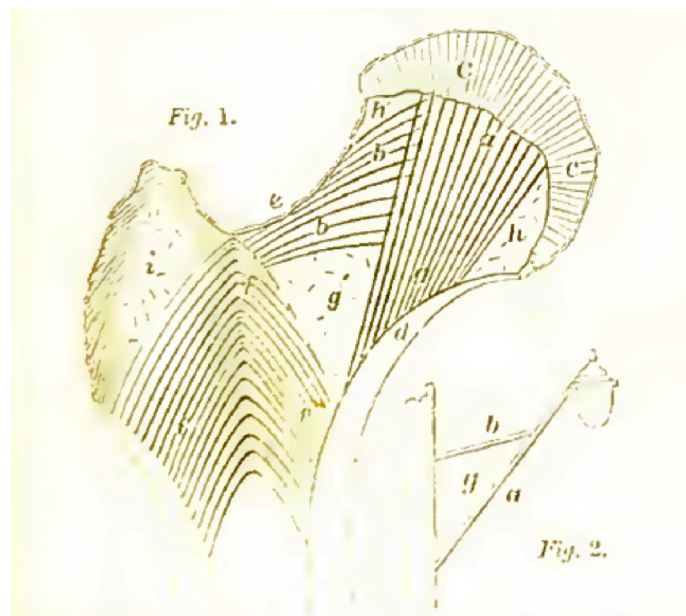
Hlavice stehenní kosti (*caput femoris*) je styčnou (artikulační) částí proximálního femuru. Hlavice přímo navazuje na krček stehenní kosti, podélná osa krčku prochází středem hlavice. V některých případech mohou nastat odlišnosti, které jsou označeny retroverzí či anteverzí hlavice [17, 196]. S těmito odlišnostmi je vhodné se seznámit v rámci předoperačního plánování. Průměr hlavice stehenní kosti je individuálně odlišný. Průměrná velikost hlavice u mužské populace je větší než u ženské. Černý antropometricky zhodnotil 341 mužských a 226 ženských kosterních pozůstatků z českých zemí. Průměrná velikost mužské hlavice stehenní kosti byla 48,6 mm, ženské 42,7 mm [51]. Další publikované studie se od těchto hodnot příliš neliší [17, 61, 154, 155, 193]. V naší studii byla průměrná velikost mužské hlavice 51,1 mm a ženské 46,3 mm [26]. Tvar hlavice tvoří 2/3 povrchu koule a je krytý kloubní chrupavkou. Na medio-distální části hlavice je trojúhelníkovitá jamka (*fovea capitis femoris*), která přibližně odpovídá obdobné acetabulární struktuře. Do jamky se upíná slabý vaz (*ligamentum capitis femoris*). Pod chrupavkou je uložena kortikální kost a hustá síť trabekul. Většina trabekul směřuje od povrchu do středu hlavice. Celý trabekulární systém hlavicí výrazně zpevňuje. Do subchondrální kosti jsou kotveny implantáty určené k ošetření trochanterických zlomenin, a to jak extramedulární, tak i intramedulární.

3.3.2. Krček stehenní kosti (*collum femoris*)

Krček stehenní kosti je na průřezu oválného tvaru, spojuje hlavici s trochanterickým masivem. Nejširší část krčku je při jeho bázi, nejužší je naopak ve střední části. V pevnosti a síle je kortikální kost krčku poměrně slabá. Nejslabší je kost na zadní ploše krčku, nejsilnější je mediálně. Zesílení mediální kortikalis krčku se nazývá Adamsův oblouk [22]. Adamsův oblouk tvoří významnou nosnou strukturu proximálního femuru. Ve střední části krčku se nachází biomechanicky oslabené místo, které je dáno přítomností malého množství kostních trámců (obr. 3). Prostor je vyplněn tukovou tkání. První tento prostor popsal Ward již v roce 1838 [192], a proto se nazývá Wardův trojúhelník. Zavedení implantátu, např. šroubu či nosné čepele, do Wardova trojúhelníku je velice rizikové (obr. 2).



Obr. 2. Zesílený oblouk mediální kortikalis proximálního femuru – Adamsův oblouk [50], RTG a MRI obraz Adamsova oblouku.

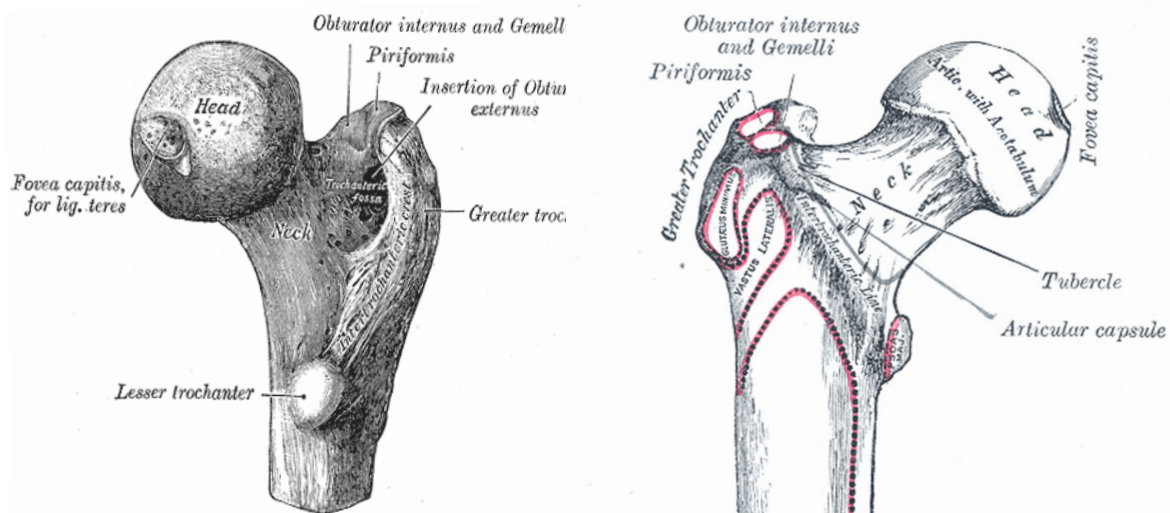


Obr. 3. Wardův trojúhelník - označen písmenem g, původní ilustrace [192].

3.3.3. Trochanterický masiv

Trochanterická oblast je vymezena laterálně velkým chocholíkem (*trochanter major*) a dorzo-mediálně malým chocholíkem (*trochanter minor*). Proximálně přechází v krček stehenní kosti, distálně do těla stehenní kosti (obr. 4.). Ventrálně mezi chocholíky probíhající intertrochanterická čára (*linea intertrochanterica*) odděluje krček stehenní kosti od trochanterického masivu a zároveň oba trochantery spojuje. Intertrochanterická čára je místem ventrálního úponu kloubního pouzdra a začátku *musculus vastus medialis*. Na dorzální straně je patrný mohutný intertrochanterický hřeben (*crista intertrochanterica*), který spojuje oba trochantery. Intertrochanterický hřeben je uložen extraartikulárně a je místem úponu *musculus quadratus femoris* (na *tuberculum quadratum*). Mediální plocha velkého trochanteru, zadní plocha krčku a *crista intertrochanterica* ohraničují útvar zvaný *fossa trochanterica*, do níž se upíná *musculus obturatorius externus*.

Zejména v ortopedické literatuře se setkáváme mylně s označením „fossa piriformis“. *Fossa trochanterica* je jedním ze vstupních míst (entry points) pro zavedení nitrodřeňových hřebů.



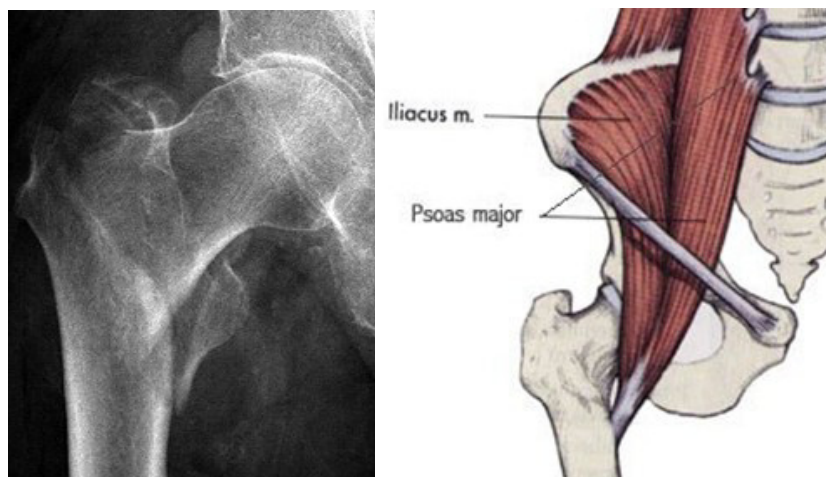
Obr. 4. Proximální femur: pohled na oblast fossa trochanterica (převzato z Gray's anatomy <http://www.bartleby.com/107/illus244.html>).

3.3.4. Trochanter major

Velký trochanter tvoří mohutnou kostní strukturu, která je velice dobře hmatná. Je přímým pokračováním těla stehenní kosti. Vrchol velkého trochanteru leží přibližně na úrovni středu hlavičky stehenní kosti [17]. Na vrcholu velkého trochanteru je dále možné nalézt ploché místo, do nějž se upíná šlacha *musculus piriformis*. Klinicky velice významnou orientační strukturou je na vnější ploše velkého trochanteru uložený hrbolek (*tuberculum vastoadductorium*, dříve též „*tuberculum innominatum*“, který je místem začátku *musculus vastus lateralis* a úponem pro *musculus gluteus medius*.

3.3.5. Trochanter minor

Malý trochanter je svojí oválnou bází pokračováním dorzomediální části těla stehenní kosti. Na *trochanter minor* se upíná jediný, ale silný sval – *musculus iliopsoas*. Tahem *musculus iliopsoas* dochází k typické dislokaci malého trochanteru při pertrochanterické zlomenině (obr. 5).



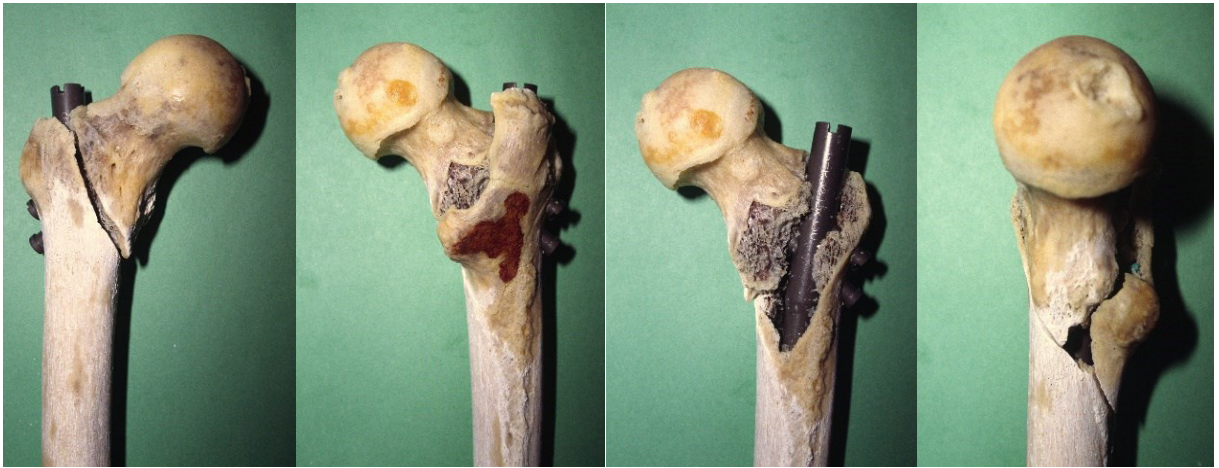
Obr. 5. RTG obraz pertrochanterické zlomeniny s typickou dislokací malého trochanteru tahem *musculus iliopsoas*, zobrazení úponu *musculus iliopsoas* na *trochanter minor* (převzato z <http://www.somatics.com/psoas.html>).

3.4. Zlomeniny proximálního femuru, anatomické rozdělení, morfologie

Zlomeniny proximálního femuru z popisného i klinického hlediska rozdělujeme na zlomeniny krčku stehenní kosti a zlomeniny trochanterického masivu. Zlomeniny krčku femuru dále ve vztahu ke kloubnímu pouzdru dělíme na intrakapsulární a extrakapsulární, vzhledem k tématu práce nebudou dále rozvedeny. Zlomeniny trochanterického masivu rozdělujeme na zlomeniny pertrochanterické a intertrochanterické. Zejména v anglo-americké literatuře se setkáváme s termínem intertrochanterické zlomeniny, označujícím obě skupiny. Mezi oběma skupinami jsou významné anatomické a zejména biomechanické rozdíly, které jsou dány průběhem lomných linií a úpony svalů. Hodnotit obě skupiny současně vede k zavádějícím výsledkům.

3.4.1. Pertrochanterická zlomenina

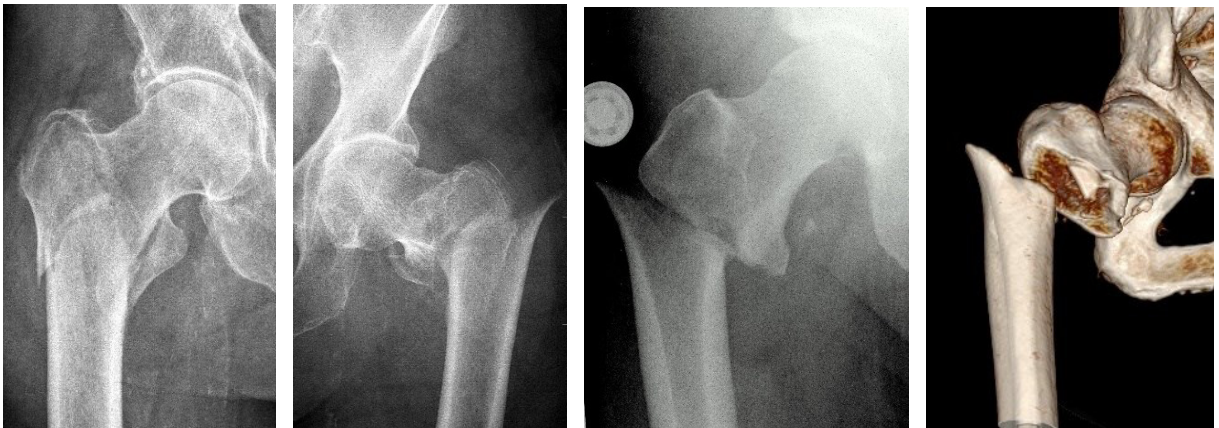
Tato zlomenina je typická průběhem hlavní lomné linie, která probíhá od *trochanter major* dorzomediálně k malému trochanteru. U části zlomenin je navíc odlomen plochý dorzální fragment nesoucí zadní část velkého trochanteru a intertrochanterickou hranu a s malým trochanterem (obr. 6).



Obr. 6. *Petrochanterická zlomenina se zavedeným implantátem PFN Medin[16].*

3.4.2. Intertrochanterická zlomenina

Hlavní lomná linie vychází od báze velkého trochanteru směrem proximomediálně (obr. 7). Proximální fragment je tvořen hlavicí, krčkem s velkým trochanterem včetně *tuberculum vastoadductorium*. Zachovány zůstávají úpony *musculus gluteus medius*, *musculus gluteus minimus*, *musculus vastus lateralis* a někdy i *musculus iliopsoas*. Tím je dána typická dislokace fragmentů [16]. Na základě výrazně odlišných anatomických a biomechanických vlastností obou typů budou dále v práci hodnoceny pouze zlomeniny petrochanterické.



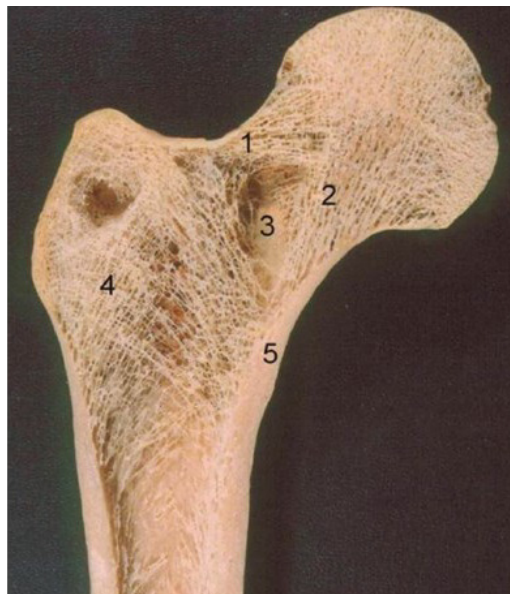
Obr. 7. *Intertrochanterické zlomeniny proximálního femuru na RTG, CT 3D rekonstrukce.*

3.5. Mikroarchitektonika proximálního femuru

Názory na uspořádání vnitřní kostní mikrostruktury proximálního femuru se postupně vyvíjely. Dnešní pohled na architekturu spongiózní kosti uznává mediální, laterální, tlakový trochanterický a tahový systém velkého trochanteru (obr. 8) [17, 92].

Trabekuly **mediálního systému** směřují ze středu hlavice distálně jen mírně laterálně a postupně končí v silné mediální kortikalis v úrovni malého trochanteru.

Laterální systém vysílá trámce od středu hlavice směrem laterálně a distálně pod bázi velkého trochanteru a vějířovitě končí v kompaktní kosti pod velkým trochanterem. Trámce tlakového trochanterického systému slouží k přenosu tlaku z trochanterické oblasti distálně. Trámce směřují od velkého trochanteru obloukovitě do Adamsova oblouku. Trámce tahového systému velkého trochanteru probíhají pod povrchem velkého trochanteru. Velmi sofistikované uspořádání tohoto systému při relativně malém objemu kostní hmoty umožňuje vysokou pevnost celého proximálního femuru.



Obr. 8. Uspořádání vnitřní kostní mikrostruktury proximálního femuru:
 1 – laterální systém,
 2 – mediální systém,
 3 – Wardův trojúhelník,
 4 – spongiózní trámce velkého trochanteru,
 5 – Adamsův oblouk, [17].

3.6. Kolemkloubní cévní, vazivový a svalový aparát

3.6.1. Cévní zásobení

Cévní zásobení kyčelního kloubu vychází z *arteria profunda femoris* a jejích větví: *arteria circumflexa femoris medialis* a *arteria circumflexa femoris lateralis*. Trochanterická oblast je díky množství svalových začátků, úponů a vnitřní stavbě trochanterického masivu velmi dobře prokrvena. Cévní zásobení hlavice a krčku stehenní kosti zde nebude vzhledem k tématu práce rozvedeno.

3.6.2. Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro (*capsula articularis*) se upíná po obvodu acetabula a přechází k bázi krčku femuru. Ventrálně se upíná podél *linea intertrochanterica*, mediálně je úpon těsně nad malým trochanterem. Dorzálně probíhá středem krčku, takže laterální a zadní část krčku je uložena extrakapsulárně. Kloubní pouzdro je významně zesíleno trojicí mohutných vazů – *ligamentum iliofemorale* (nejsilnější vaz lidského těla), *ligamentum pubofemorale* a *ligamentum ischiofemorale*. V nejužší části krčku je dále zesíleno pomocí *zona orbicularis* (prstencový vaz), která svým subsynoviálním průběhem zanechává otisk na krčku stehenní kosti.

3.6.3. Kolemkloubní svaly

Svalový aparát v oblasti kyčelního kloubu tvoří celkem 20 svalů. Dělí se podle funkce na **flexory** (*musculus iliopsoas*, *musculus rectus femoris*, *musculus sartorius*, *musculus iliocapsularis*), **extenzory** (*musculus semitendinosus*, *musculus semimembranosus* a *musculus biceps femoris*), **krátké vnější rotátory** (*musculus piriformis*, *musculus gemellus superior*, *musculus gemellus inferior*, *obturatorius internus*), **adduktory** (*musculus obturatorius externus*, *musculus pectineus*, *musculus gracilis*), **abduktory** (*musculus gluteus minimus*, *musculus gluteus medius*, *musculus gluteus maximus*, *musculus tensor fasciae latae*). Z hlediska operačního přístupu při hřebování trochanterických zlomenin jsou významné zejména svaly, které se upínají do oblasti velkého trochanteru a do *fossa trochanterica*. Na velký trochanter se upínají všechny tři hýžd'ové svaly, na malou fasetu nad *fossa trochanterica* jsou to *musculus gemellus superior*, *musculus obturatorius internus* a *musculus gemellus superior* (klinicky nazývaný „*musculus triceps coxae*“), a do *fossa trochanterica* *musculus obturatorius externus*.

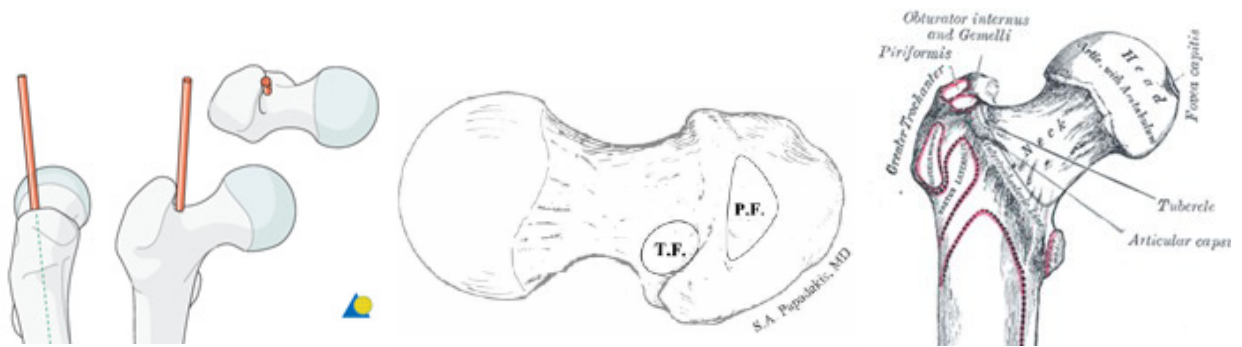
3.7. Vstupní bod pro zavedení intramedulárních implantátů

Antegrádní nitrodřeňové hřeby užívané k léčení zlomenin proximální i diafyzární části stehenní kosti jsou zavedeny z určitého místa – vstupního bodu (entry point). Během vývoje nitrodřeňových implantátů postupně vykristalizovaly dvě nejuvhodnější lokality. První je *fossa trochanterica*, druhou je oblast velkého trochanteru. Volba vstupního bodu není samoučelná, ale musí odpovídat i zvolenému typu implantátu.

3.7.1. Přístup z *fossa trochanterica*

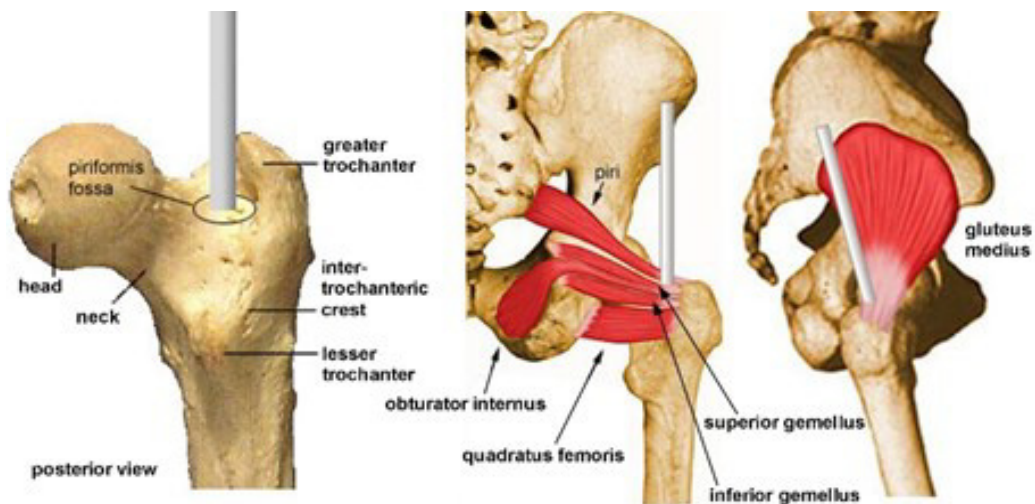
Fossa trochanterica je místo, které je anatomicky ohraničené mediální plochou velkého trochanteru, zadní plochou krčku a intertrochanterickou hranou. Do trochanterické jamky se upíná *musculus obturatorius externus*.

V dostupné ortopedické literatuře však nepanuje zcela shoda v používané terminologii. Proto se můžeme setkat v řadě publikací s termínem „*fossa piriformis*“ jako místem pro zavedení hřebu. *Fossa piriformis* ale označuje místo úponu *musculus piriformis* a to je posunuto laterálně na hrot velkého trochanteru [9, 145, 151, 197](obr. 9). V některých publikacích je tato nepřesnost vysvětlena [8, 130].

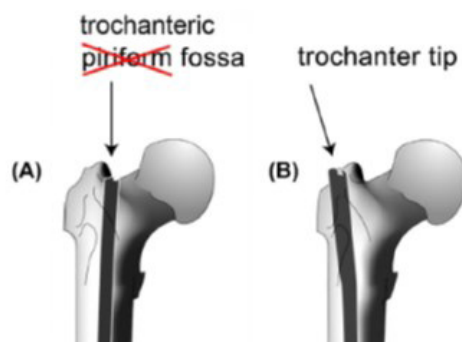


Obr. 9. Vstupní bod (entry point) pro AO hřeb z fossa piriformis (převzato z www.aosurgeryreference.com), anatomická lokalizace fossa trochanterica vs. fossa piriformis [152], místo úponu musculus piriformis [197].

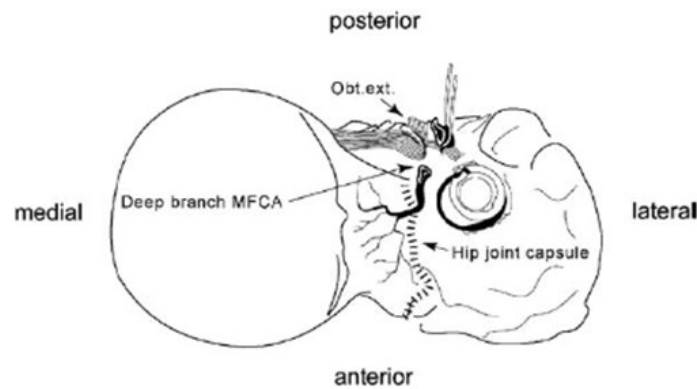
Výhody i nevýhody tohoto vstupu do stehenní kosti byly opakovaně referovány v řadě studií [8, 9, 58, 177, 161]. Nebylo prokázáno ani zhoršené hojení, ani delší operační čas a ani větší krevní ztráty v porovnání s druhým přístupem přes velký trochanter. Dora a spol. a Moein a spol. [9, 58] poukázali na větší poškození svalového komplexu abduktorů a krátkých vnějších rotátorů při zavádění hřebu ve *fossa trochanterica* (obr. 10, 11). Další nevýhodou toho přístupu je možné poškození větve vycházející z *arteria circumflexa femoris medialis* a riziko následné avaskulární nekrózy hlavičky kosti stehenní.



Obr. 10. Vstupní bod v oblasti fossa trochanterica, pohled do fossa trochanterica shora (převzato z <http://resurfacingscan.be/term/termer.html>).



Obr. 11. Rozdílná místa pro zavedení intramedulárních implantátů [9].

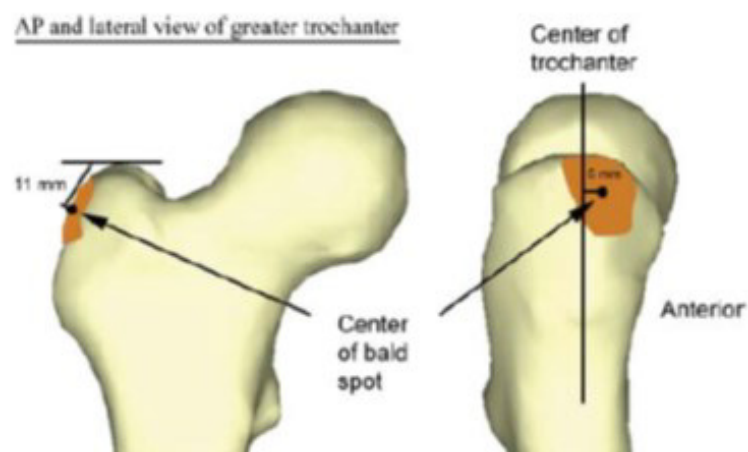


Obr. 12. Pohled do fossa trochanterica [8].

3.7.2. Přístup z velkého trochanteru

Velký trochanter je mohutná struktura, která nasedá na diafýzu stehenní kosti. Hrot (apex) velkého trochanteru je dalším místem, jímž jsou zaváděny hřeby do dutiny stehenní kosti (obr. 12). Vzhledem ke svému povrchovému uložení a snadné identifikaci je v současnosti používán u řady implantátů (PFN Medin, Gamma, Trigen Intertan, PFT) jako vstupní bod. Gardner a spol. identifikovali plochu na hrotu velkého trochanteru tzv. bald spot (obr. 13), kde je minimální riziko poškození svalových vláken [78]. U některých implantátů, které lze označit jako tzv. laterální hřeby (Synthes-Expert lateral nail), je vstupní bod posunut laterodistálně.

Mezi výhody přístupu trochanterem patří jeho technická nenáročnost, snadná orientace a minimální riziko poškození cévních a nervových struktur [145, 177]. Jako nevýhody jsou uváděny asymetrické zavedení hřebu do dutiny, možnost destrukce mediální kortikalis femuru při zavádění hřebu či rozlomení velkého trochanteru. Detailněji bude probráno v kapitole 7.



Obr. 13. Rozdílná místa pro zavedení intramedulárních implantátů – bald spot [77].

4. Přehled vývoje hřebování trochanterických zlomenin

4.1. Historie intramedulární fixace

Využití dřevěné dutiny k fixaci zlomenin není vůbec nová myšlenka. První záznamy jsou spojovány s Aztéky. Cortézovy výpravy do Mexika v 16. století se účastnil františkánský mnich Bernardo de Sahagún (1499–1590) (obr. 14). Jako misionář byl v úzkém kontaktu s aztéckou populací, hodně cestoval a naučil se jazyku místních obyvatel. Z této doby pochází řada záznamů, které popisují vysokou úroveň aztécké medicíny. Mimo jiné de Sahagún popsal užití dřevěných tyčí, které byly zaváděny do dutiny dlouhých kostí ke zhojení pakloubu dlouhých kostí. Pravděpodobně se jedná o první popis užití intramedulární fixace vůbec [36, 53, 73, 187].



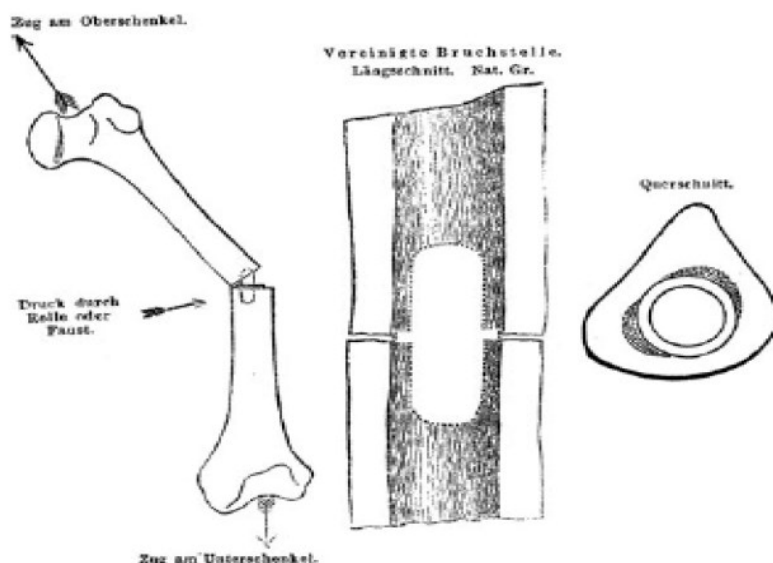
Obr. 14. Bernardo de Sahagún (převzato z: <http://www.elmundo.es/ladh/numero14/sahagun.html>).



Obr. 15. Prof. Johann Friedrich Dieffenbach (1792-1847) [41].

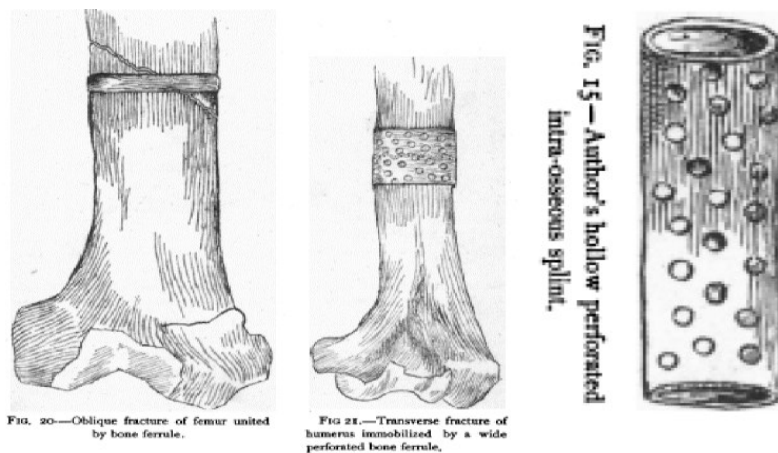
Během 19. století postupně narůstal zájem o studium a léčbu zlomenin. Dokladují to první publikované práce Coopera (více v kapitole Klasifikace trochanterických zlomenin). Léčba zlomenin v této době byla především konzervativní. Přesto vznikly první práce, ve kterých je využita dřevěná dutina k léčbě především následků po zlomeninách, tedy pakloubů. Do dřevěné dutiny byl vsouván převážně biologický materiál ve tvaru kolíku (peg). Nejčastěji byly používány kolíky ze slonovinové kosti (ivory pegs). Mezi prvními v Evropě v roce 1841 Dieffenbach (obr. 15) opakovaně navrtal pakloub a do otvorů pro zvýšení stability vložil kolíky ze slonovinové kosti [41].

V roce 1861 stejný postup pro pakloub tibie zopakoval Billroth. Podobný způsob využil a publikoval v roce 1870 Bérenger [30]. Prvním, jenž navrhl použití kolíků ze slonoviny k léčení zlomenin, a nikoli jen pakloubů, byl Heinrich Bircher (1850–1923) [20, 32]. Ve své práci v roce 1887 doporučil léčit diafyzární zlomeniny femuru a tibie právě kolíky ze slonoviny (obr. 16).



Obr. 16. Řešení zlomeniny diafýzy stehenní kosti vložení kolíku ze slonovinové kosti dle Birchera [32].

V USA v roce 1893 Nicholas Senn (1844–1908), původem Švýcar, publikoval práci, ve které citoval původní myšlenky Birchera [167]. Rozpracoval je a navrhl užití perforované allogenní dlahy, vytvořené z hovězího dobytka (vola-ox splint), již vložil do dutiny kosti (obr. 17). Další původní myšlenkou Senna pro léčení šikmých zlomenin byly kostní objímky (bone ferrule), kterými extramedulárně překrýval lomnou linii (obr. 17). Technika zavedení nitrodřeňové vložky (inlay) se postupně stala standardní metodou, zejména při léčbě pakloubů. Zkoumaly se i možnosti jiných materiálů (stříbro, ocel), např. ocelové kolíky potažené stříbrem [20, 83]. Problémem však byla asepsa a reakce organismu na materiál, z něhož byl kolík vyroben. Vložený cizorodý materiál vyvolal zánětlivou reakci a ta společně se vzniklou hyperémií vedla ke zhojení pakloubu. Při neznalosti asepsy byla častým problémem infekce, a proto odstranění vložených materiálů bylo téměř pravidlem. Vložení slonoviny nepřinášelo stabilitu, nutnou k léčbě zlomenin.

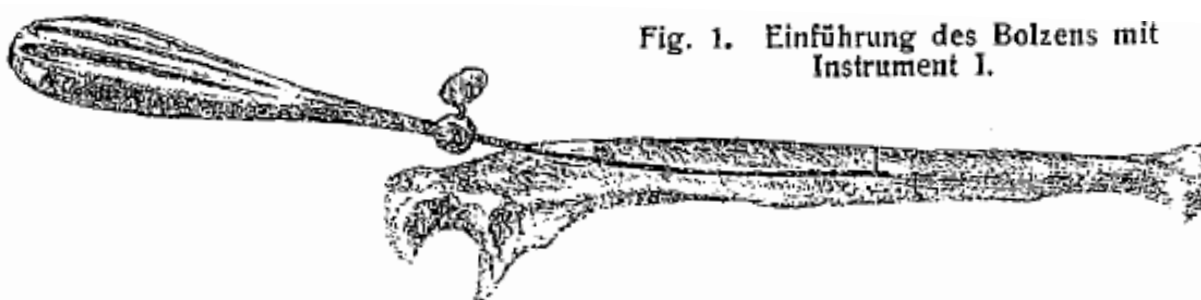


Obr. 17. Sennovy nitrodřeňové perforované dlahy a kostní objímky [167].

Klíčovou událost v rozvoji operačních metod sehrál Ignaz Philipp Semmelweis (1818–1865), gynekolog praktikující ve Vídni, který prokázal souvislost mezi horečkou omladnic a přenosem infekce prostřednictvím zdravotnického personálu. Semmelweis položil základy pro vznik asepse, tolik potřebné pro chirurgickou terapii.

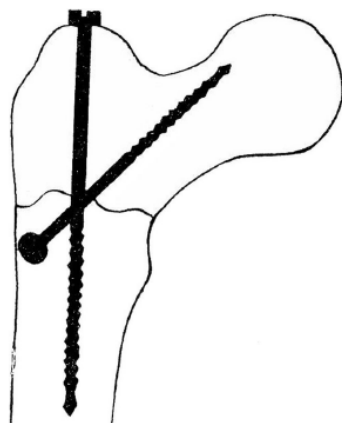
Joseph Lister (1827–1912) z Glasgowa ve svých pracích od roku 1863–1873 v Lancetu odstartoval objevem fenolu, účinného antiseptického prostředku, antiseptickou éru (antiseptic age) a prakticky tím umožnil rozvoj chirurgických metod [117].

V podstatě prvním, jenž provedl fixaci kosti nitrodřeňovým implantátem, byl Langenbeck v roce 1858 [20]. Niehans v roce 1904 popsal soubor 6 případů suprakondylární zlomeniny pažní kosti ošetřených nitrodřeňovým implantátem s otevřenou repozicí a odtětím olekranu [20]. Významný krok směrem k zavedení implantátu z minimální incize mimo lomnou linii udělal Schöne, který perkutánně pod kontrolou rentgenu zavedl stříbrné pruty (pin) do předloktí (obr. 18) [168].



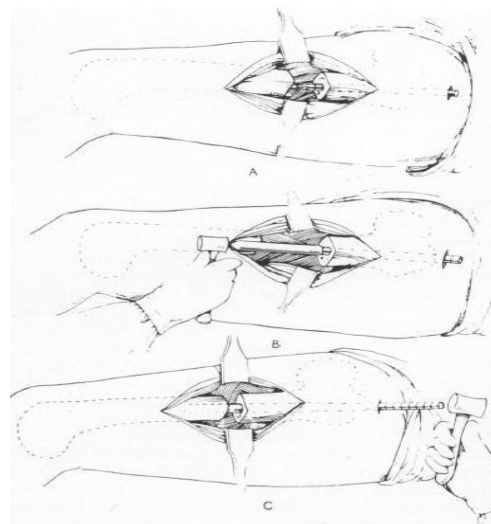
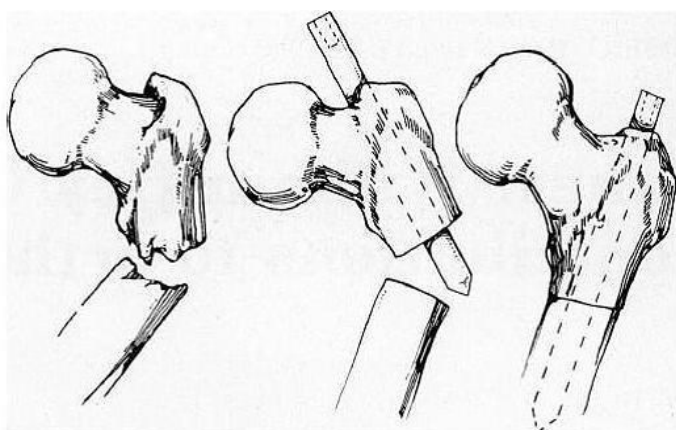
Obr. 18. Schöneho perkutánní zavedení stříbrného prutu do předloktí [168].

V roce 1913 Lambotte poprvé užil při léčení zlomeniny trochanterické oblasti dva dlouhé šrouby zavedené z vrcholu velkého trochanteru (obr. 19), dle Bartoníčka byl právě tento způsob ošetření inspirací pro Ernsta Pohla a Gerharda Künstschera při konstrukci „Y“ hřebu [18]. Lambotte dále rovněž fixoval zlomeninu klíční kosti drátem zavedeným do dřeňové dutiny [117].

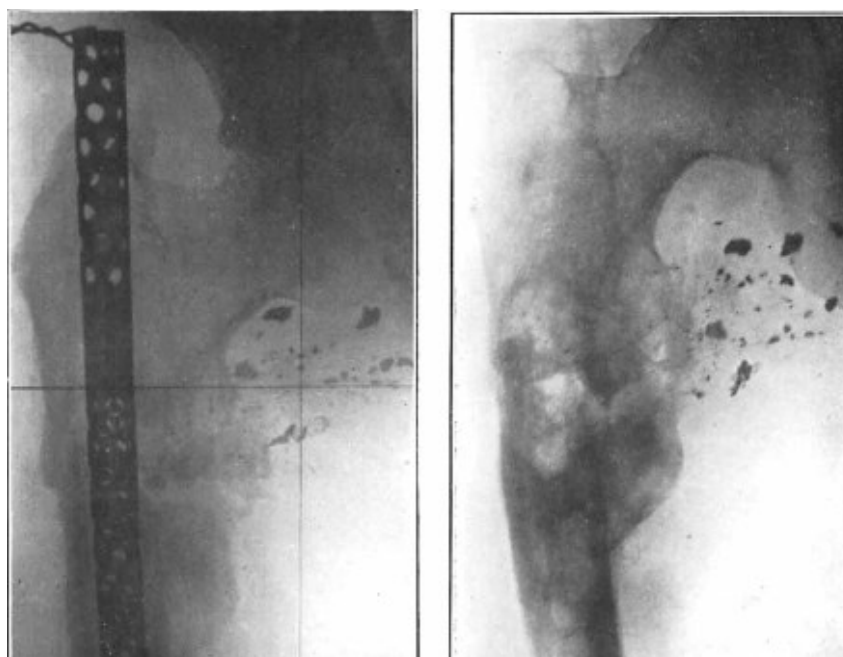


Obr. 19. Lambotteova metoda ošetření zlomeniny proximálního femuru dvěma šrouby [18].

Další významnou osobností byl Ernest William Hey Groves (1872–1944). Nejprve zjednodušil a upravil metodu zavedení slonovinových kolíků do dutiny dlouhých kostí při řešení paklobů (obr. 20). Experimentoval na zvířatech s hojením kostí a propagoval hojení defektů kosti za pomoci vlastních kostních štěpů. Vytvořil náhradu hlavice stehenní kosti ze slonoviny, předchůdce povrchových náhrad [160]. Upravoval vzhled nitrodřeňových hřebů a také experimentoval s obměnami materiálů (kost, slonovina, kov). V roce 1918 léčil dva pakloby proximálního femuru ocelovým hřebem zavedeným z oblasti velkého trochanteru (obr. 21).

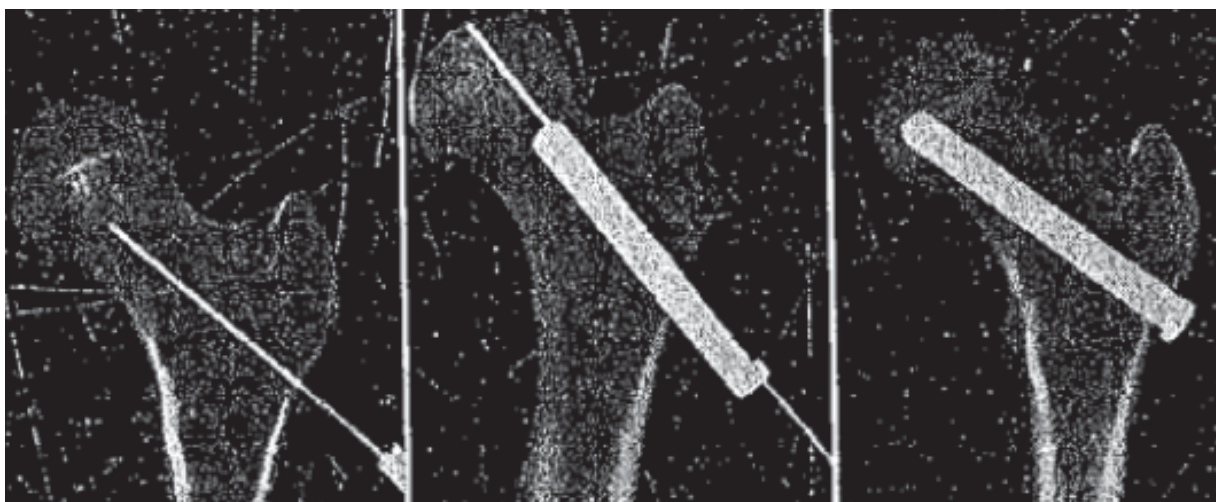


Obr. 20. Hey Grovesův způsob zavedení „kostěného kolíku do subtrochanterické zlomeniny, hřebování zlomeniny diafýzy stehenní kosti [93].



Obr. 21. Hey Grovesův způsob zavedení hřebu velkým trochanterem z roku 1918 [94].

Dalším významným krokem v léčbě zlomenin proximálního femuru byl rok 1925, v němž Smith-Petersen v Bostonu použil svůj třílamelový ocelový hřeb [176]. Smith-Petersenův hřeb zajišťoval rotační stabilitu a byl používán k osteosyntéze krčku a trochanterické oblasti. Principiálně nebyl zaváděn do dřevné dutiny, tudíž nelze hovořit o nitrodřevové fixaci. Do té doby byly operace prováděny extenzivními operačními přístupy, včetně artrotomie, které zvyšovaly riziko infekce a zhoršovaly hojení. V roce 1932 Jerusalem [106] a v roce 1934 Johansson [106] nezávisle na sobě navrhli šetrnější způsob ošetření zlomeniny zavřenou metodou (closed technique) bez do té doby běžně prováděné artrotomie. K fixaci používali Smith-Petersenův hřeb, který zaváděli cílicím zařízením po vodícím drátu distálně od lomné linie (obr. 22).



Obr. 22. Zavedení Smith Petersenova hřebu dle Jerusalema [106].



Obr. 23. Cílicí zařízení pro zavřené zavedení Smith-Petersenova hřebu dle Jerusalema[106].

Smith-Petersenův hřeb v roce 1937 modifikovali McLaughlin přidáním dlahy (obr. 24), kterou fixovali k diafýze femuru [143, 183, 77].



Obr. 24. Smith-Petersenův hřeb v modifikace McLaughlin, Thorton [77].

V roce 1936 byla v USA bratry Rushovými fixována zlomenina proximální třetiny předloktí pinem zavedeným z olekanu. Výsledky však autoři publikovali s odstupem tří let [164, 165, 166]. Později rozšířili indikace o zlomeniny proximálního femuru. Zejména ve své práci z roku 1949 se vracejí k popisu vývoje svých elastických hřebů a možným indikacím [166]. Myšlenkami bratří Rushů se později inspirovali Ender s Weidnerem [67].

Za zakladatele a historicky nejznámější osobnost spojenou s rozvojem intramedulárních technik lze jednoznačně označit Gerharda Küntschera (1900–1972) (obr. 25). Küntscher již v roce 1940 zavedl nitrodřeňové hřebování diafyzárních zlomenin [124]. Při vývoji a zlepšování implantátů a instrumentarií spolupracoval od roku 1930 s Ernstem Pohlem. Na základě této spolupráce technika s lékařem vznikl také Y hřeb (Y nagel). Küntscher ve svých publikacích vždy význam Ernsta Pohla zdůrazňoval. Během druhé světové války byl Küntscher ve Finsku a v armádní nemocnici léčil zlomeniny dlouhých kostí implantací hřebu z malé incize nad velkým trochanterem. V USA byl do této doby tento způsob ošetřování zlomenin neznámou věcí. K popularizaci této metody paradoxně přispěl až populární časopis Time. V roce 1945 v něm vyšel článek s názvem „Amazing thighbone“ (obr. 26) [5]. Na základě této krátké zprávy došlo k výrazné popularizaci a vzestupu zájmu o nitrodřeňovou osteosyntézu v USA.



Obr. 25. Gerhard Küntscher

MEDICINE

Amazing Thighbone

At England General Hospital in Atlantic City last week was a wounded soldier with a strangely mended femur (thighbone). The man had been treated by the Germans, his captors.

When the broken bone failed to heal, after weeks of conventional treatment, the soldier was operated on. He was mystified to find that his only new wound was a 2½-inch incision above the hipbone. Two days later, the German surgeons told him to move his leg; a few days after that, they told him to walk. He did. He has walked ever since.

After his exchange, U.S. Army doctors X-rayed the soldier's leg. They were amazed at what they saw: a half-inch metal rod of some kind had been rammed down the thighbone through the marrow for three-quarters of the bone's length, thus supplying a permanent, internal splint.

Mechanically, the surgeons agree, there is no reason such a splint should not work if the lower end of the rod were firmly wedged in hard tissue. But in the past, use of internal splints has been restricted to slim wire to align broken bones in fingers, toes and arms. In such cases, outside splinting is also used and the mended bones are not required to withstand any end-to-end pressure. They call the rod technique "a daring operation" and wonder how their German colleagues insert it without dangerously cutting down blood

68

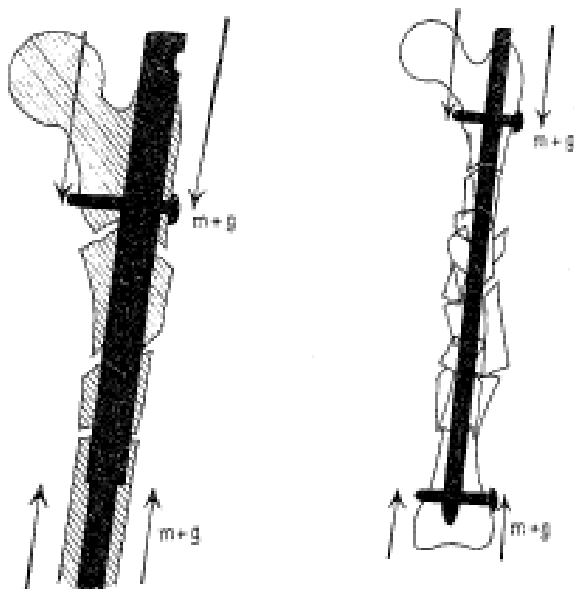
supply and without introducing infection. Surgeons at the hospital cautiously say they "have no opinion one way or another about this case." But they add that they are not quite satisfied with the way the bone is mending around the metal crutch, possibly because of impaired circulation.



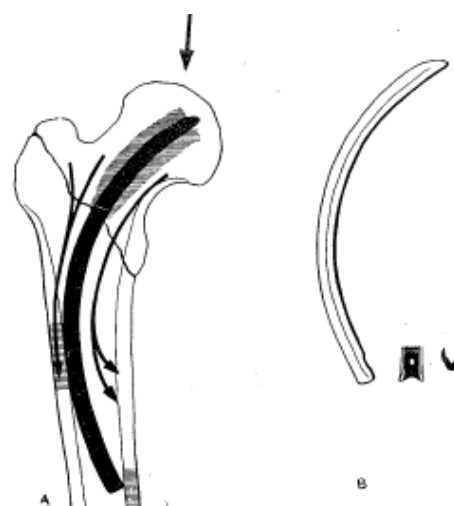
ROD IN FEMUR (TWO VIEWS)
Ingenious. Satisfactory?

Obr. 26. Přetisk originálního článku z časopisu Time z roku 1945 [5].

Küntscher pro vysoké subtrochanterické zlomeniny vyvinul kónický hřeb, který se zaváděl z vrcholu velkého trochanteru. Znamější Y hřeb vznikl ve stejné době. Y hřeb se skládal ze dvou částí. První část hřebu měla profil písmene U v délce 32 cm a byla zaváděna do dřevné dutiny z vrcholu velkého trochanteru. V její proximální třetině (8 cm od horního pólu) byl otvor, kterým se pod úhlem 135° zaváděl cíličem kratší hřeb profilu dvojitého písmene I a délky 11,5 cm do proximálního fragmentu. Později, v roce 1962, Küntscher svůj koncept změnil [126]. Jako první zaváděl příčný hřeb do proximálního fragmentu, jeho laterální část měla otvor, jímž se zaváděl z vrcholu velkého trochanteru samotný hřeb do dutiny stehenní kosti. V roce 1966, inspirován prací Lezia, ošetřoval trochanterické zlomeniny 9 mm silným hřebem zavedeným z mediálního kondylu femuru [133]. Dva roky před smrtí, v roce 1968, Küntscher vytvořil tzv. „Detensionnagel“, zajištěný hřeb pro tříštivé diafyzární zlomeniny (obr. 27). Küntscherův přínos pro léčení nejen trochanterických, ale zejména diafyzárních zlomenin intramedulárními implantáty je nedocenitelný [123, 125, 127].



Obr. 27. Detensor hřeb (Detensionnagel) dle Küntschera [123].



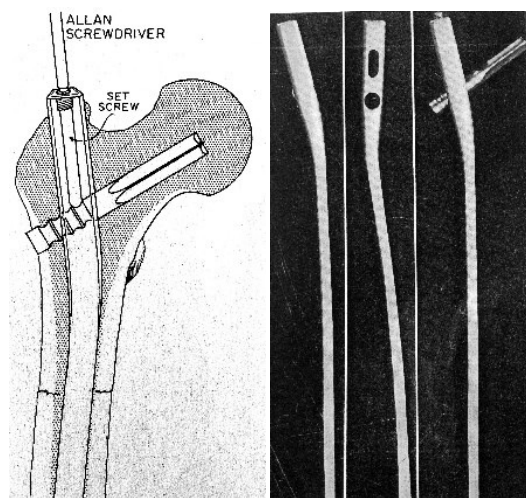
Obr. 28. Hřeb dle Leziuse zaváděný z mediální strany femuru [133].

Mezitím v roce 1942 Fischer vyzdvihl význam předvrtání dřevné dutiny s cílem zvýšit kontakt hřebu s kostí a zvýšit stabilitu zlomeniny [75].

Lezius v roce 1950 používal zahnutý hřeb, který zaváděl z mediální strany stehenní kosti přibližně 10–12 cm pod úroveň malého trochanteru skrz trochanterickou oblast do proximálního krčkového fragmentu [133]. Výhodou této metody byla stabilita, ale zavedení z mediální strany stehenní kosti bylo rizikové (obr. 28). Hřeb měl délku 15–17 cm s úhlem 125°. Hřeb byl užíván až do 80. let minulého století [55].

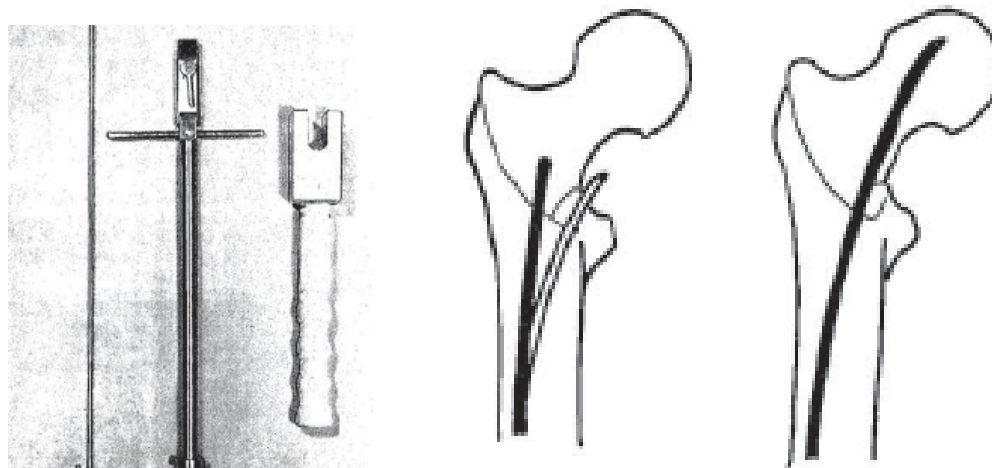
Hackethal v roce 1961 popsal nitrodřeňovou osteosyntézu svazkem Kirschnerových drátů (K. drátů) [85]. Hackethal vyplnil K. dráty celou dřeňovou dutinu a špičky drátů zaváděl tak, aby se vějířovitě rozprostřely v protilehlé epifýze. Tato metoda byla používána zejména pro ošetření diafyzárních zlomenin pažní kosti a je používána dodnes, i když ne tak často, jako v době své největší popularity.

Zickel v roce 1967 popsal nitrodřeňový hřeb, kterým ošetřoval subtrochanterické zlomeniny [201]. Zickel se patrně inspiroval Küntscherovým hřebem. Zicklerův hřeb kopíroval dřeňovou dutinu, respektoval přirozenou valgozitu i antekurvaci femuru (obr. 29). V proximální části hřebu byl otvor, kterým se po cíliči a předvrtání zaváděl do proximálního krčkového fragmentu třílamelový hřeb pod úhlem 125°. Po zavedení byla tato část hřebu fixována šroubem z vrcholu diafyzární části hřebu.



Obr. 29. Schéma o foto Zicklerova hřebu s jedním proximálním fixačním prvkem [201].

Ender a Weidner na základě syntézy několika metod, zejména elastického hřebu bratrů Rushů, Hackethalovy myšlenky vyplnění celého objemu dřeňové dutiny svazkem K-drátů a myšlenek Küntschera, v roce 1970 popsalí léčení pertrochanterické zlomeniny svazkem elastických hřebů zavedených z mediálního kondylu stehenní kosti vějířovitě do hlavice stehenní kosti (obr. 30) [67]. Metoda se velice rychle rozšířila a postupně se rozšířily i indikace o zlomeniny diafýzy femuru, zlomeniny celého proximálního femuru. Enderovo hřebování bylo postupně nahrazeno modernějšími metodami.

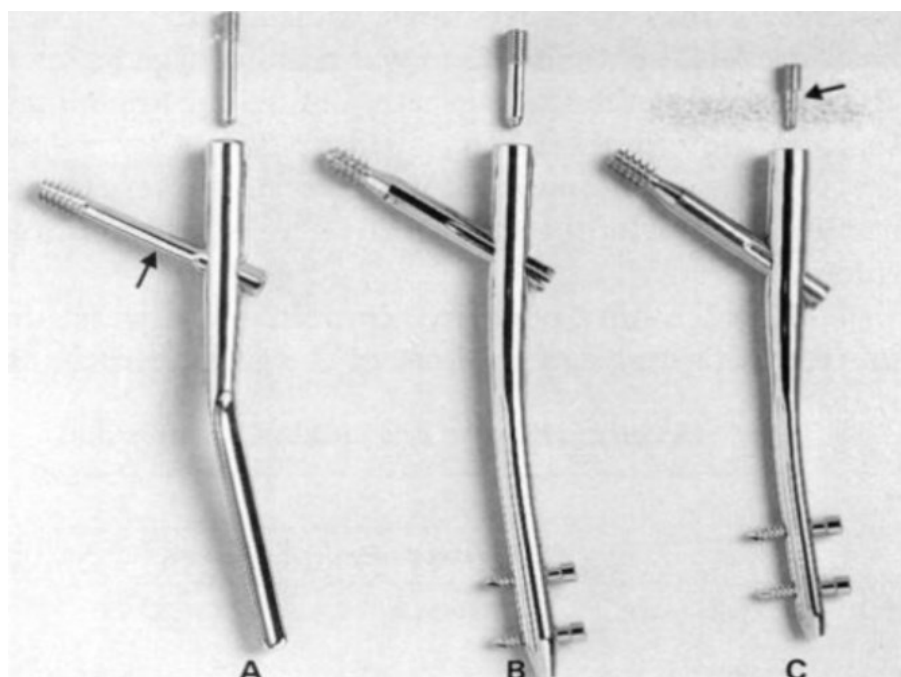


Obr. 30. Instrumentárium k zavedení Enderových prutů, způsob zavedení do proximálního fragmentu [67].

4.2. Novodobá historie

Od 80. let 20. století dochází k výraznému zrychlení vývoje intramedulárních implantátů. Ve vývoji však dochází k určitým změnám. Nové implantáty jsou vyvíjeny pod křídly komerčních firem, které vývoj financují a posléze je uvádějí na medicinský trh. Individuální vývoj, jak je znám u Lambotta, Hey Grovese, Smith-Petersena, tak končí. Objevují se jména firem Howmedica, Stryker, Synthes, BBraun, Smith-Nephew, Medin a mnoho dalších. Vyjmenovat všechny implantáty-hřeby určené pro ošetření trochanterických zlomenin proto prakticky nelze a v další části budou zevrubně zmíněny jen nejvýznamnější hřeby dostupné v České republice.

Mnoho tzv. hřebů nové generace vychází a navazuje na historické principy. Využití principu skluzného šroubu je původně myšlenkou Ernsta Pohla [125, 127]. Pohl rovněž navrhl zavedení dvou šroubů do krčkového fragmentu, jednoho nosného a druhého antirotačního. Tuto myšlenku dále popularizoval ve své práci Schumpelick [169]. Zavedení fixačního prvku do proximálního fragmentu po vodícím drátu je myšlenkou Jerusalema a Johansona [106, 107].



Obr. 31. Vývoj Gamma hřebu první generace [88].

4.2.1. Gamma Nail – Howmedica, Stryker

V roce 1980 začal vývoj nového intramedulárního implantátu, na kterém s firmou Howmedica (později Stryker) spolupracovali dvě skupiny. První skupinu tvořili Kempf, Grosse a Tanglang ze Štrasburgu (Francie) a druhou Gill a Halder z Halifaxu (Velká Británie). První implantace Gamma hřebu byla v roce 1986. Při vývoji hřebu došlo před uvedením na trh k několika konstrukčním změnám, zejména v zakřivení diafyzární části hřebu, možnosti zajištění hřebu, proximální část hřebu byla rozšířena na 17–18 mm, hřeb byl zkrácen na délku 200 mm (obr. 31).

Od roku 1988 byl hřeb pod názvem Gamma Nail uveden oficiálně na trh, později byla tato generace hřebu označena jako SGN – Standard Gamma Nail. Hřeb byl určen pro ošetření zlomenin trochanterické oblasti. Zásadní výhodou hřebu byla možnost dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafyzární části. V roce 1992 Halder [88] a 1993 Kempf [114] publikovali své první zkušenosti s Gamma hřebem. První Gamma hřeb v České republice byl použit na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV v Praze. V české literatuře první zkušenosti publikovali již za dva roky po Kempfovi v roce 1995 Šimko a Buchinge [182]. Další publikace následovaly v rychlém sledu [24]. V roce 1993 byla uvedena do praxe prodloužená verze Gamma hřebu k ošetření subtrochanterických a ipsilaterálních zlomenin (LGN – Long Gamma Nail). Hřeb Gamma se rychle rozšířil po celém světě. Později následovaly další konstrukční změny, které vedly k druhé generaci standardního Gamma hřebu (SGN – Standard Gamma Nail), upravena byla distální část hřebu (problematiky koncentrace napětí, tip effect, fissury a zlomeniny diafýzy). U poslední, třetí generace Gamma hřebu (obr. 32), zůstal zachován jeden skluzný krčkový fixační prvek. Hřeb byl zkrácen na délku 180 mm, proximální část hřebu byla zúžena na 15,5 mm a distální část hřebu je široká 10,5 mm. Krčkový šroub lze dle volby hřebu zavést pod úhlem 120, 125, 130°. Distální jištění hřebu je jedním šroubem v oválném otvoru, který umožňuje dosednutí.

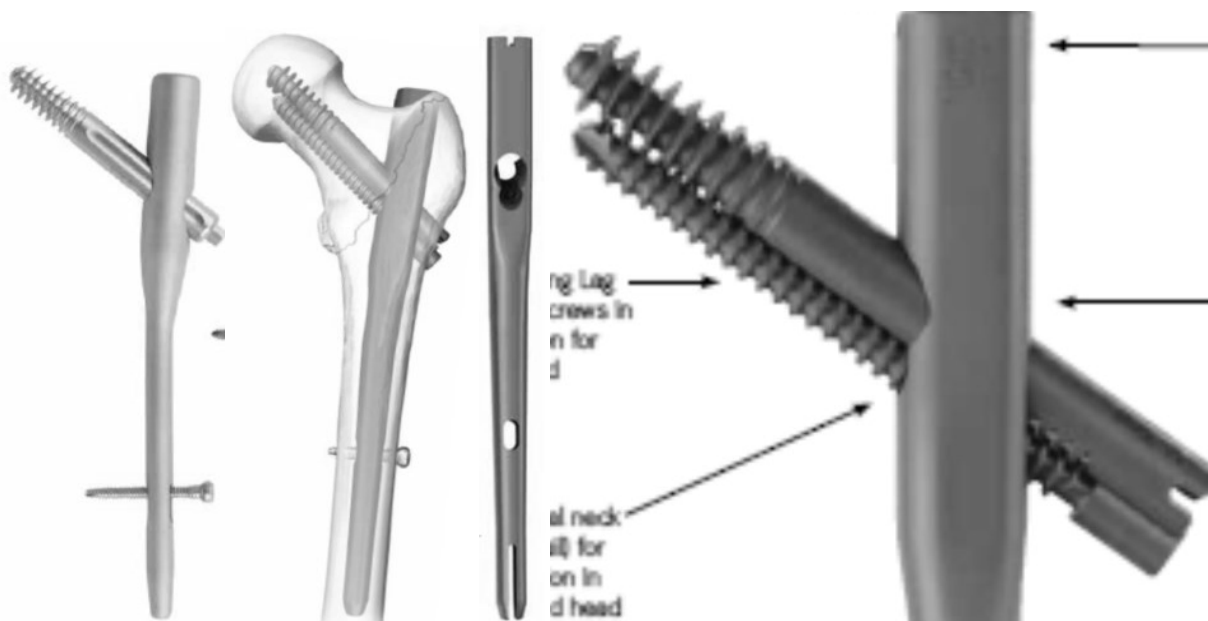


Obr. 32. Gamma hřeb třetí generace.

(převzato http://www.stryker.com/stellent/groups/public/documents/web_prod/024344.pdf)

4.2.2. *Russelův-Taylorův hřeb, Trigen Intertan, Smith and Nephew*

V roce 1986 vznikl spoluprací firmy Smith and Nephew s Russellem a Taylorem z Memphisu (USA) dlouhý předvrtaný femorální hřeb. Hřeb byl v proximální části 15 mm široký, distálně zajištěný. Z proximální části hřebu směřovaly v úhlu 135 stupňů dva spongiózní šrouby do krčkového fragmentu (obr. 33). Modifikací dlouhé varianty vznikla krátká varianta určená pro trochanterické zlomeniny – krátký rekonstrukční hřeb. Pozdějšími modifikacemi vznikl nitrodřeňový skluzný šroub (IMHS – IntraMedullary Hip Screw). Smith and Nephew pokračoval i nadále ve vývoji intramedulárních systémů. Nejnovějším hřebem této firmy pro trochanterickou oblast je hřeb Trigen Intertan (obr. 33). Hřeb je dostupný v délce 180 mm či 200 mm. Šířka hřebu je díky svému atypickému tvaru proximálně 16,25 x 15,25 mm. Do krčkového fragmentu jsou pod úhlem 125° nebo 130° zavedeny dva fixační prvky. Výhodou tohoto systému je intraoperační řízená komprese proximálního fragmentu k diafýze až v rozsahu 10 mm, umožněná speciální konstrukcí dvou šroubů zavedených do krčku. Distálně do diafýzy se hřeb zužuje a je dodáván ve třech velikostech (10 mm, 11,5 mm a 13 mm). Distální konec hřebu je rovněž odlišný od většiny dostupných hřebů. Hřeb je v dlouhé ose 15 mm rozříznut. Tato odlišnost má vést ke snížení tuhosti distálního konce hřebu a redukci napětí mezi kostí a hřebem (tip effect). Distálně je hřeb zajištěn jedním šroubem.



Obr. 33. IMHS – IntraMedullary Hip Screw, Trigen Intertan, detail skluzného mechanismu hřebu Trigen Intertan. (převzato z <http://www.smith-nephew.com>).

4.2.3. *PFN-proximal femoral nail, PFN-A, TFN, Synthes*

V roce 1995 přišla firma Synthes s hřebem PFN (Proximal Femoral Nail) (obr. 34). Konstrukčně byl hřeb distálně nepředvrtaný. Do krčkového fragmentu byl zaváděn jeden silný skluzný nosný šroub a jeden slabší antirotační šroub. Nitrodřeňový hřeb byl délky 240 mm, 110 mm pod vrcholem hřebu byl sklon v 6° valgozitě.



Obr. 34. Hřeb PFN, PFN-A, TFN, perforovaná helikální čepel hřebu PFN-A umožňující augmentaci cementem do proximálního krčkového fragmentu (převzato z www.synthes.com).

Hřeb byl proximálně zesílen na 17 mm, distální 2/3 hřebu byly v šířce 10 mm, 11 mm či 12 mm. Hřeby bylo možno distálně dynamicky i staticky zajistit. Hřeb byl posléze modifikován (důvodem byl mimo jiné Z-efekt). Oba šrouby byly nahrazeny u hřebu PFN-A jednou helikální čepelí (obr. 34), která měla přinést větší pevnost a menší kostní ztráty při zavádění do krčkového fragmentu [172]. Helikální čepel byla posléze konstrukčně pozměněna. Distální část čepel byla opatřena několika malými otvory, kterými lze během operace aplikovat cement. Cement pronikne otvory v šroubu do hlavice, a tím výrazně zvýší pevnost celého systému (augmentace). Augmentace je jednou z možností zejména u osteoporotických zlomenin. Poslední modifikací hřebu určeného pro trochanterické zlomeniny firmy Synthes je TFN – Titanium Trochanteric Fixation Nail. TFN využívá možnost helikální čepel, ale umožňuje ji i nahradit jedním nosným šroubem.

4.2.4. Targon PFT – Aesculap-BBraun

Dalším hřebem tzv. nové generace je hřeb firmy Aesculap Targon PFT (obr. 35). Hřeb prošel řadou modifikací. Targon PFT je distálně nepředvrtaný, dostupný je ve standardní délce 220 mm, proximální rozšířená část je široká 16,5 mm, distální průměr hřebu je 10 mm nebo 12 mm. Hřeb je možno zajistit distálně dynamicky i staticky. Do krčkového fragmentu jsou pod volitelnými úhly 125, 130 nebo 135° zaváděny dva fixační prvky. Hlavní odlišností hřebu PFT Targon je „telescrew“. Telescrew je nosný skluzný šroub, který kombinuje vlastnosti DHS (Dynamic Hip Screw) s hřebem. Dosednutí proximálního fragmentu je umožněno skluzem šroubu v rukávci, který je fixován do těla hřebu. Nad nosný šroub se zavádí antirotační pin, který je rovněž fixován do těla hřebu.

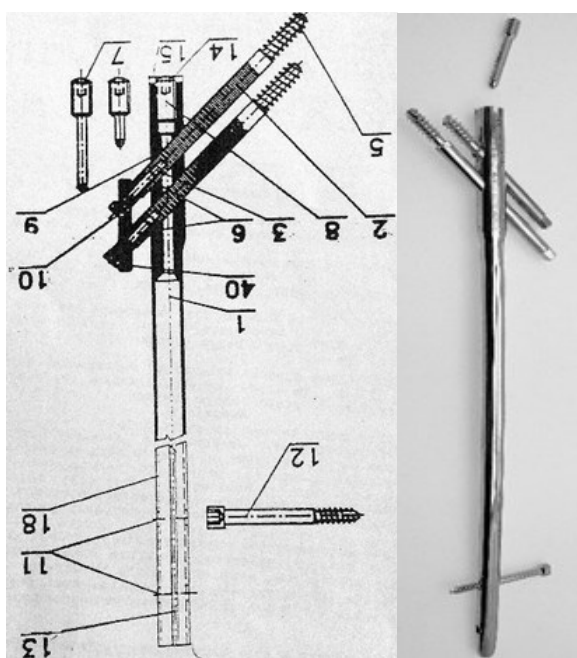


Obr. 35. Hřeb Targon PFT, detail nosného sklzného šroubu – telescrew.
(převzato z <http://www.bbraun.com/cps/rde/xchg/bbraun-com/hs.xml/products.html?prid=PRID00005391>).

4.2.5. Krátký rekonstrukční hřeb PFN Medin

Vzhledem k tématu práce je v následující části věnována větší pozornost vývoji krátkého rekonstrukčního hřebu Medin.

Vývoj a výroba krátkého rekonstrukčního hřebu PFN Medin je spojena s Novým Městem na Moravě. Koncem 80. let minulého století došlo v tehdejší firmě Chirana Nové Město k obnovení vývoje a výroby implantátů pro kostní chirurgii. Zpočátku byly vyráběny pouze dlahy a šrouby. Prvním uceleným programem k ošetření zlomenin horního konce stehenní kosti byl vývoj sklzného kyčelního šroubu (SKŠ) založeného na Pohlových principech známého pod zkratkou DHS (Dynamic Hip Screw) [18]. Druhá část vývoje byla zaměřena na vývoj dlouhého rekonstrukčního hřebu (obr. 36). Samotný vývoj krátkého rekonstrukčního hřebu přišel později.



Obr. 36. Užité vzor nitrodřeňového hřebu, původní instrumentárium, dlouhý rekonstrukční hřeb Medin 1994
(snímky použity se svolením firmy Medin a.s.).

Nástupnickou firmou po Chiraně je firma Medin, která ve vývoji dále pokračovala. První studie dlouhého rekonstrukčního hřebu vznikly na základě spolupráce s Úrazovou nemocnicí v Brně, jež získala grant MZ ČR (IGA MZ ČR grant 0837-3) s názvem Nový implantát k syntéze současných zlomenin těla a krčku kosti stehenní. Grant byl řešen v letech 1992–1994 (hlavním řešitelem byl Jiří Palarčík). Konstrukční vývoj v začátku vycházel z myšlenky použití jednoděrové dlahy a skluzného šroubu z implantátu DHS s kombinací s nitrodřeňovým hřebem. Řešení mělo několik nedostatků a z důvodu robustnosti nebylo realizováno. Následné řešení spočívalo v použití dvou samostatných šroubů do krčku, které bylo možno jistit dlahou se dvěma šrouby. Výpočty MKP, testování a preklinického hodnocení bylo provedeno Janíčkem a Floriánem na VUT-FSI v Brně.



Obr. 37. Zlomený krátký rekonstrukční hřeb během cyklických zkoušek (snímek použit se svolením firmy Medin a.s.).

Vývoj krátkého rekonstrukčního hřebu (PFN-Medin) začal oproti dlouhému rekonstrukčnímu hřebu později (obr. 37). Koncepce hřebu vyšla z konstrukce dlouhého rekonstrukčního hřebu se dvěma šrouby do krčku. U šroubů byla upravena hlava, takže se nemusely používat podložky nebo dlahy s kompresními šrouby. Krátký rekonstrukční hřeb se vyrábí ve dvou průměrech 11 mm a 13 mm a se třemi úhly sklonu krčkových šroubů (125°, 130°, 135°). Instrumentárium umožňuje intraoperační kompresi proximálního krčkového fragmentu přiložením podložky, která se vkládá pod hlavy šroubů. Po dotažení šroubu dojde ke kompresi krčkového hlavního fragmentu k diafýze, potažmo k tělu hřebu. V roce 2001 a 2002 proběhla inovace dlouhých rekonstrukčních hřebů. Proximální část hřebu byla valgizována. Tím došlo k sjednocení s krátkými rekonstrukčními hřeby. Hřeb byl doplněn o anteverzi a o drážky do kříže pro uchycení cíliče (obr. 38). Provedla se úprava závitu u šroubů do krčku (obr. 39). Práce probíhaly společně s Ortopedicko-traumatologickou klinikou 3. LF UK a FNKV v Praze. Cyklické zkoušky rekonstrukčních hřebů ocelových a z titánové slitiny byly zabezpečeny na Ústavu fyziky materiálu Akademie věd ČR v Brně.

Poslední zásadní inovace proběhla v roce 2009 až 2010. Upraven byl RTG cílič a způsob zavádění šroubů. Inovace byla realizována ve spolupráci s Úrazovou nemocnicí v Brně a nemocnicí Nové Město na Moravě.



Obr. 38. Původní cílič krátkého rekonstrukčního hřebu, současný cílič, původní a moderní instrumentárium (snímek použit se svolením firmy Medin a.s.).



Obr. 39. Krátký rekonstrukční hřeb-PFN Medin (snímek použit se svolením firmy Medin a.s.).

Technologicky byly provedeny během posledních dvaceti let změny technologie výroby z konvenčních technologií na high-tech technologie. Využívány jsou technologie pětiosého CNC frézování a dlouhotočného soustružení. Povrchové zpracování je zabezpečeno leštěním, pasivací a u titanového provedení keramickou vrstvou vytvořenou anodizací.

V současnosti je krátký rekonstrukční hřeb Medin k dispozici v délce 200 mm, se třemi úhly sklonu krčkových šroubů 125°, 130°, 135° stupňů. Proximálně je hřeb 15 mm široký. Distálně je hřeb nepředvrtaný, ve dvou průměrech 11 mm a 13 mm.

4.3. Závěr

Zlomeniny proximálního femuru jsou jednou z velmi častých zlomenin, se kterými se setkáváme a budeme setkávat i nadále. Léčba trochanterických zlomenin intramedulárními implantáty prodělala v minulosti výrazné změny. Tento vývoj nelze chápat jako souvislý proud od čistě konzervativní léčby z dob Coopera přes slonovinové kolíky Berengera, Rushovy pruty, Y hřeb Künstchera, elastické hřeby Endera až k dnešním rekonstrukčním hřebům. Vlivem omezené migrace, omezenou výměnou vědeckých informací, malým počtem odborných fór, která byla limitována dobou, se vývoj intramedulárních implantátů rozvíjel v různých geografických oblastech jinak. Odlišnosti jsou patrné zejména mezi Evropou a Amerikou. V některých případech sehrála v popularizaci metody i náhoda. Nebýt např. článku v populárním časopise Time v roce 1945, Künstcherova metoda hřebování by do USA prorazila mnohem později.

Pokud zhodnotíme jednotlivé postupy, je možné vysledovat v podstatě několik odlišných proudů. Jeden je založen na počátcích zavádění kovových prutů do dřevové dutiny bratry Rushovými. Tyto metody jistě mohly být inspirací pro Hackethala a následně pro Lezia a v neposlední řadě při ošetřování zlomenin proximálního femuru i pro Endera s Weidnerem. V současné době je však aplikace elastických hřebů při léčení zlomenin trochanterické oblasti nahrazena jinými metodami.

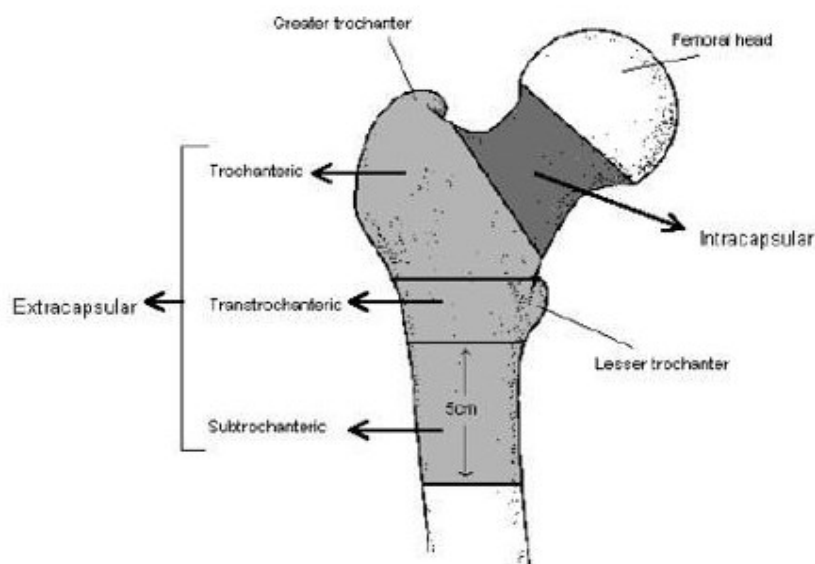
Při pohledu na první použití dvou šroubů při léčení zlomeniny proximálního femuru u Lambotta v roce 1913 lze dle Bartoníčka vysledovat inspiraci u Pohla s Künstcherem při konstrukci Y hřebu. Nelze však rovněž vyloučit možnou inspiraci Küntschera pracemi Hey Grovese, který použil při léčbě ocelový hřeb zavedený z trochanterické oblasti. Küntscher svým Y hřebem položil základy moderních intramedulárních implantátů, a to nejen pro trochanterickou oblast. Postupně přicházely novější a inovativnější intramedulární implantáty (Zicklerův hřeb, Gamma hřeb, PFN), došlo k mnoha konstrukčním změnám (např. ke zkrácení hřebu, zakřivení proximální části hřebu), měnil se počet a tvar krčkových fixačních elementů, měnily se i materiály. Dnes jsou běžně k dispozici titanové implantáty. Ale principy stále navazují na základy dané Gerhardem Künstcherem a Ernestem Pohlem.

5. Významné klasifikace zlomenin trochanterické oblasti proximálního femuru

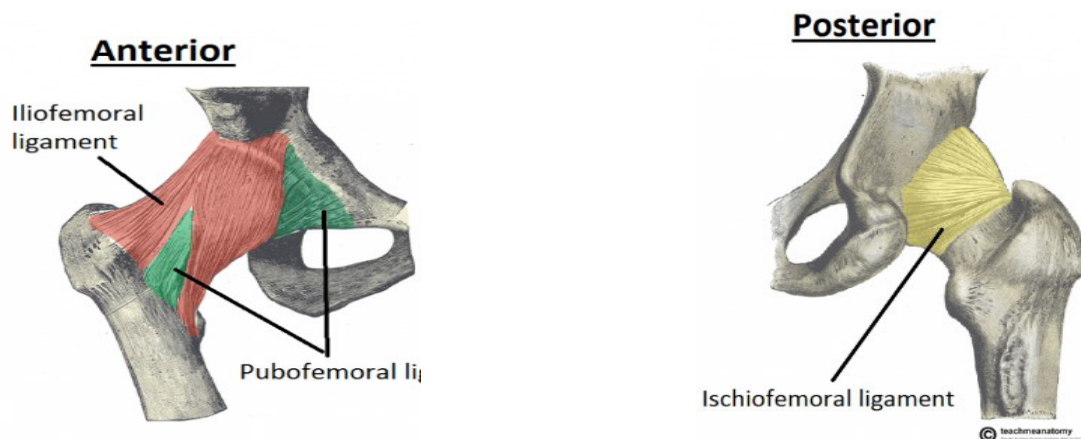
„A classification is useful only if it considers the severity of the bone lesion and serves as a basis for treatment and for evaluation of the results.”

Maurice E Müller

Zlomeniny proximálního femuru lze anatomicky rozdělit na zlomeniny hlavičky, krčku (intra a extraartikulární) a trochanterického masivu (obr. 40, 41). Vzhledem k tématu práce budou dále rozpracovány pouze klasifikace, které se zabývají zlomeninami v oblasti trochanterického masivu.



Obr. 40. Rozdělení zlomenin horního konce stehenní kosti
(převzato z <http://www.rcemlearning.co.uk/references/fractured-neck-of-femur/>).



Obr. 41. Pohled na úpon kloubního pouzdra a zesilujících vazů kyčelního kloubu
(<http://www.enlightenme.org/knowledge-bank/cempaedia/fractured-neck-femur>).

Klasifikace zlomenin proximálního femuru prodělaly během historie rozsáhlé změny. Žádná z nich však nebyla všeobecně přijata bez výhrad. První čistě popisné nálezy byly založeny na anatomických preparátech. Přelomem v chápání zlomenin proximálního femuru bylo zavedení rentgenu do medicíny. První klasifikace, které využívaly rentgenových snímků, byly opět pouze popisné, ale s rozvojem znalostí došlo k razantním změnám v pohledu na trochanterické zlomeniny. Postupně se začaly objevovat klasifikace, které rozdělily zlomeniny trochanterického masivu dle dislokace a dle mechanismu vzniku. Klíčovou roli začalo hrát rozdělení na stabilní a nestabilní zlomeniny. Popisné klasifikace postupně ztrácely praktické využití a byly postupně nahrazeny klasifikacemi, které zároveň dokázaly zhodnotit stabilitu či nestabilitu zlomeniny vzhledem ke zvolené metodě ošetření. Cílem této části práce není vypsát všechny publikované klasifikace, ale poukázat na to, jak šel vývoj v porozumění trochanterickým zlomeninám.

5.1. Počátky klasifikačních systémů

5.1.1. A. Colles (1818)

Z historického pohledu nelze nezačít prvním literárně dochovaným popisem zlomeniny trochanterické masivu. Sir Abraham Colles (1773–1843) (obr. 42) v roce 1818 publikoval práci, ve které podrobně popsal 11 pitevních nálezů zlomeniny proximálního femuru [44]. Většinu z nich tvořily zlomeniny krčku stehenní kosti. V jednom případě při provedené pitvě u 80leté ženy popsal zlomeninu, u níž lomná linie zasahovala mimo kloubní pouzdro a probíhala skrz oba trochantery. Jednalo se tedy patrně o první dochovaný literární popis pertrochanterické zlomeniny.

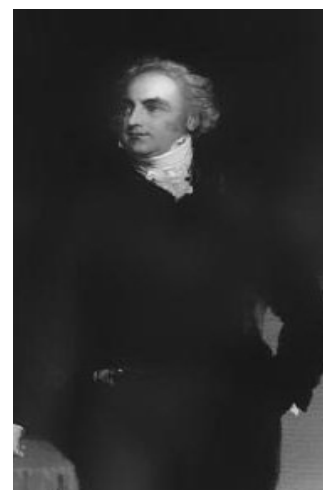
Obr. 42. Sir Abraham Colles

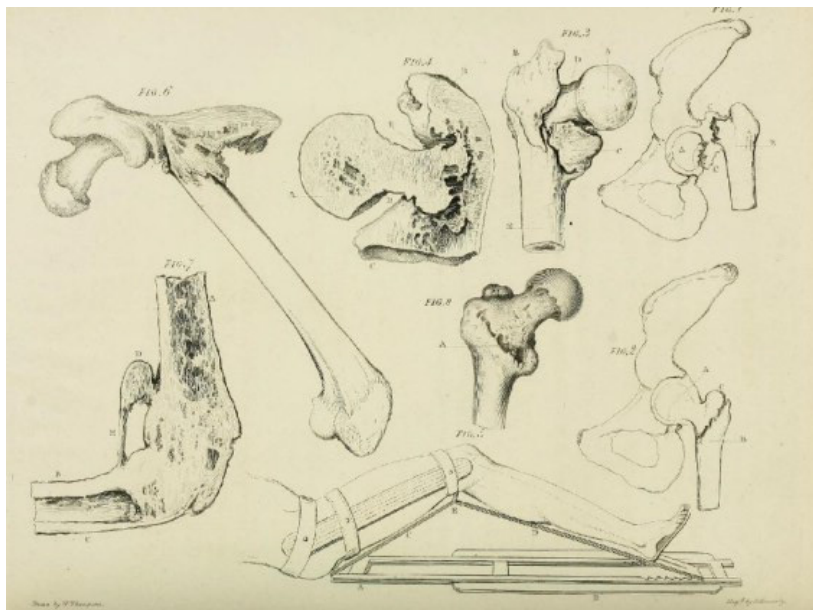


5.1.2. A. P. Cooper (1819 a 1823)

Rok 1819 může být označen jako rok, v němž publikoval první klasifikace zlomenin krčku stehenní kosti sir *Astley Paston Cooper* (1768–1841) (obr. 44) [47]. Klasifikace byla uveřejněna jako součást díla „Surgical Essays“. Souhrnně byla však klasifikace vydána Cooperem až v roce 1823 [46]. Cooperovo rozdělení na zlomeniny intrakapsulární a extrakapsulární (obsahuje i trochanterické zlomeniny) se používá v klinické praxi do současnosti (obr. 43).

Obr. 43. Sir Astley Paston Cooper

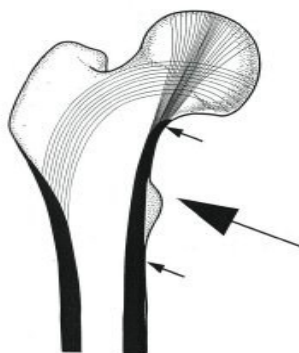




Obr. 43. Původní ilustrace z knihy A. P. Coopera
(převzato z <https://archive.org/stream/treatiseondisloc00coop#page/n611/mode/2up>).

5.1.3. R. Adams (1836–1839)

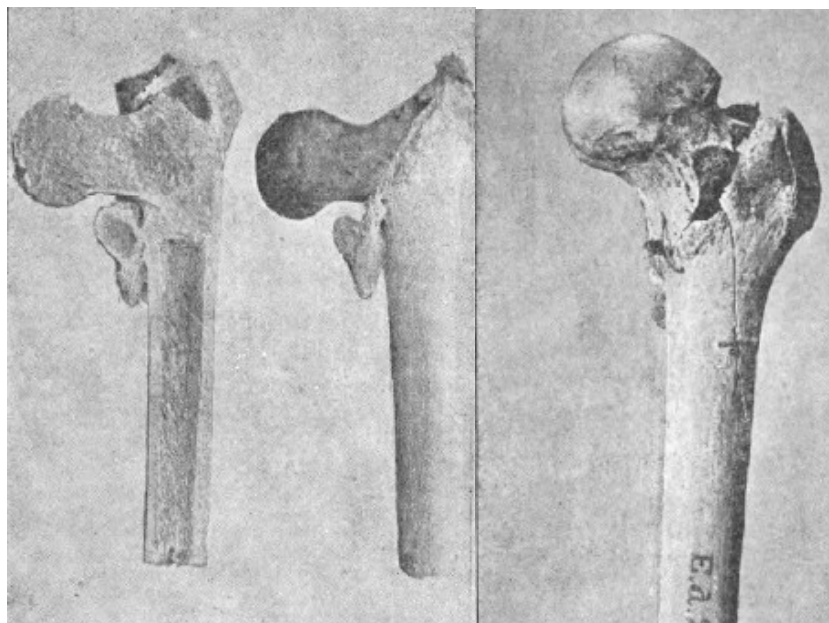
Dalším významným autorem, který se zabýval studiem proximálního femuru, byl sir **Robert Adams**. (1791–1875). Tento irský anatom a chirurg popsal v letech 1836–1839 v díle R. B. Todda *The cyclopaedia of Anatomy and Physiology of Man: Vol. II.* zesílený oblouk mediální kortikalis proximálního femuru (obr. 45) a upozornil na význam této struktury pro stabilitu zlomenin [2]. Od roku 1883 je tento oblouk označován jako Adamsův oblouk (Adams' arch). Nesprávným přepisem bylo toto označení připsáno anglickému chirurgovi W. Adamovi („Adam's arch“), tuto nesrovnalost objasnil v roce 2002 Bartoníček [22]. Terminologicky se můžeme setkat v anglosaské literatuře s označením *calcar femorale*, v německé literatuře vlivem výše uvedené transkripční chyby s termínem *Adam Bogen* [21]. Význam Adamsova oblouku pro stabilitu zlomenin dosud platí.



Obr. 44. Zesílený oblouk mediální kortikalis proximálního femuru – Adamsův oblouk [50].

5.1.4. W. Stokes (1896)

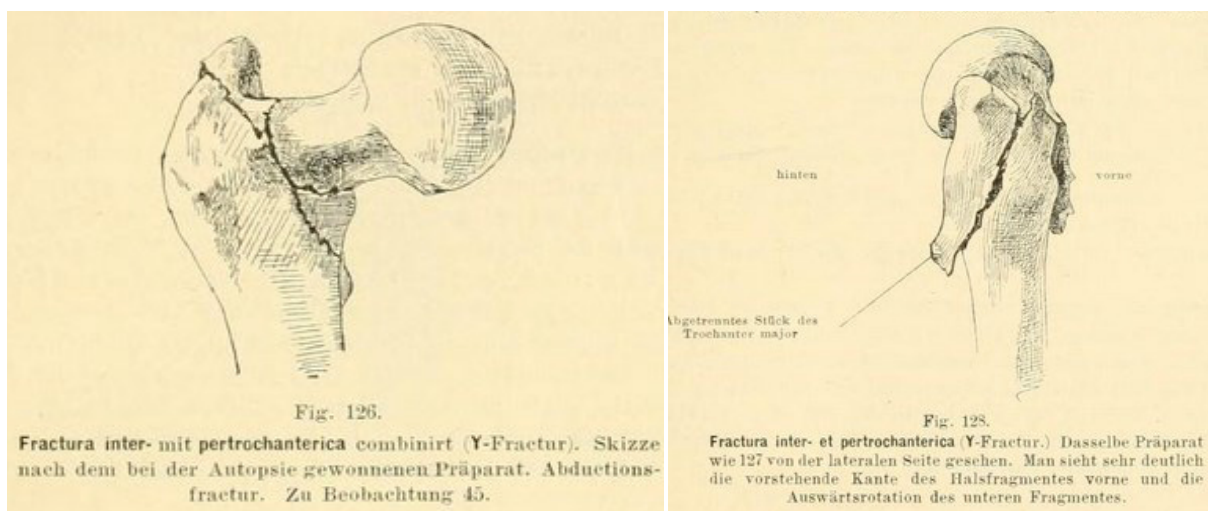
V roce 1896 sir **William Stokes (1838–1900)** podrobněji rozpracoval původní Cooperovu klasifikaci, která byla velice podrobná (obr. 46) a obsahovala téměř všechny typy zlomenin proximálního femuru [179].



Obr. 46. Původní ilustrace zlomenin trochanterické masivu W. Stokes 1896 [179].

5.1.5. T. Kocher (1896)

Emil Theodor Kocher (1841–1917), mimo jiné nositel Nobelovy ceny za výzkum štítné žlázy, v roce 1896 rozdělil zlomeniny proximálního femuru na petrochanterické, intertrochanterické a subtrochanterické [118]. Rozdělení, které je terminologicky používáno dosud (obr. 47).



Obr.47. Originální ilustrace petrochanterické zlomeniny z knihy T. Kochera. [118].

5.1.6. *Faltin (1924), Anshütz & Portwich (1927)*

V roce 1924 *Faltin* a v roce 1927 *Anshütz a Portwich* použili termín "subcapital fracture", který označuje zlomeniny s linií lomu v oblasti krčku, a termín „most lateral fracture“, který označuje zlomeniny krčku a zlomeniny zasahující do trochanterického masivu [10, 72, 146].

5.2. Moderní klasifikace trochanterických zlomenin horního konce stehenní kosti

Po roce 1945 byla publikována celá řada klasifikací, které již ve velké většině respektovaly rozdělení extrakapsulárních zlomenin na bazicervikální a trochanterické. Některé se vžily do praxe, ostatní skončily v propadlišti dějin.

5.2.1. *Boyd a Griffin (1949)*

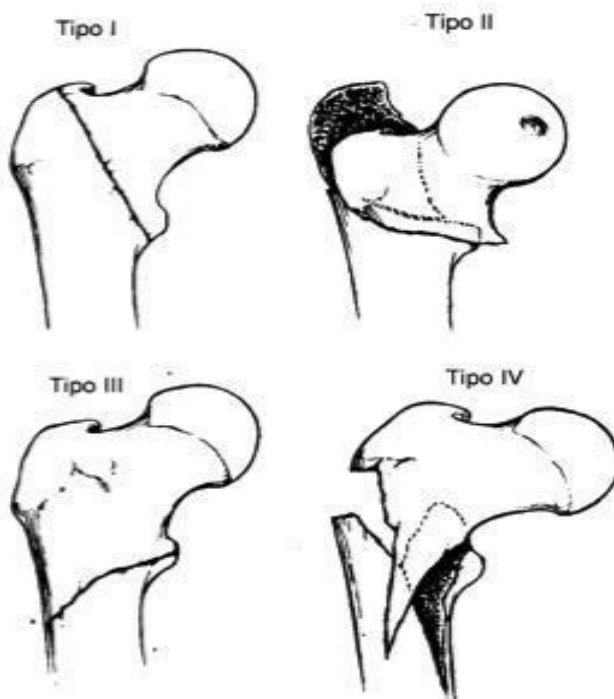
Boyd a Griffin [38] se v roce 1949 patrně jako první věnovali stabilitě zlomeniny. Rozdělili trochanterické zlomeniny do čtyř skupin na základě mechanismu vzniku a stability zlomeniny (obr. 48):

Typ 1 – jednoduché nedislokované zlomeniny s pertrochanterickou linií (stabilní);

Typ 2 – dislokované zlomeniny s kominutivní zónou;

Typ 3 – zlomeniny v úrovni malého trochanteru s variabilní kominucí, které mohou extendovat až subtrochantericky (reverzní);

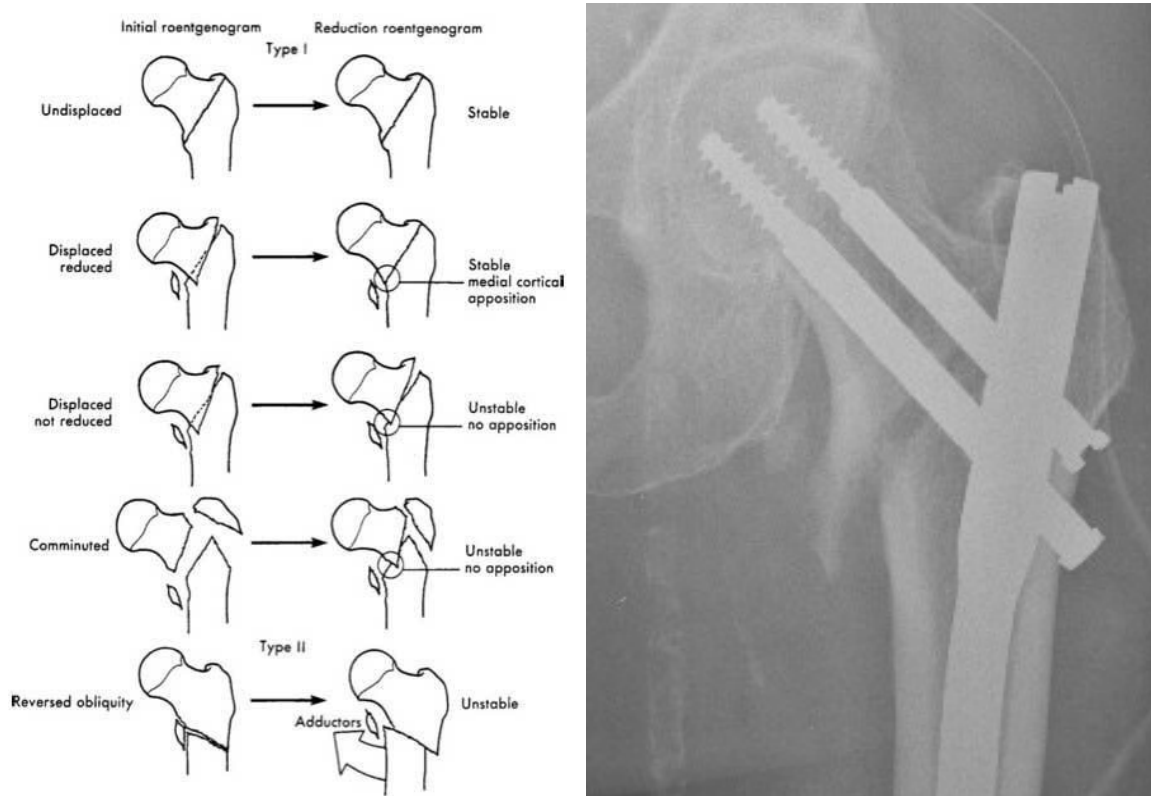
Typ 4 – trochanterické zlomeniny s linií lomu zasahující nejméně ve dvou projekcích do proximální diafýzy.



Obr. 48. Klasifikace dle Boyda a Griffina (1949)
(převzato z http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/ttc_i.html)

5.2.2. Evans (1949)

V roce 1949 v Birminghamu *Evans* publikoval zcela zásadní a do dnešní doby velmi často citovanou a používanou klasifikaci [70]. Rozděлил trochanterické zlomeniny na dva základní typy dle průběhu hlavní lomné linie (obr. 49):



Obr. 49. Evansova Klasifikace (1949), mediální překryv kortikalis (převzato z http://www.achot.cz/dwnld/achot_2013_1_15_26.pdf).

Typ 1 – primární lomná linie směřuje vzhůru a laterálně od malého trochanteru (vzhůru a ven – upwards and outwards).

Typ 1 zahrnuje celkem čtyři subtypy, které jsou rozděleny na základě stability po repozici. V dnešní terminologii se jedná o pertrochanterické zlomeniny.

Subtyp 1 – nedislokovaná zlomenina – jednoduchá dvoufragmentová zlomenina s linií mezi velkým a malým trochanterem, bez dislokace, stabilní, zhojí se v anatomickém postavení.

Subtyp 2 – dislokovaná, ale reponovatelná zlomenina – dvoufragmentová zlomenina s linií mezi malým a velkým trochanterem, která je po repozici stabilní, díky jednoduchému mediálnímu překryvu (medial cortical opposition).

Subtyp 3 – dislokovaná nereponibilní zlomenina – třífragmentová zlomenina, charakteristická je ztráta opory mediálního pilíře (medial cortical opposition – Adamsův oblouk), a proto očekávatelná varózní deformace.

Subtyp 4 – kominutivní zlomenina – čtyřfragmentová zlomenina, bez dorzolaterální i mediální opory, nestabilní.

Typ 2 – reverzní šikmá zlomenina.

Druhý typ zlomenin, u nichž primární lomná linie probíhá opačně (reverzně), tedy z mediální strany šikmo dolů a laterálně. Jde tedy z pohledu dnešní terminologie o zlomeninu intertrochanterickou. Tento typ zlomeniny má vyšší tendenci k medializaci diafyzárního fragmentu.

Subtyp 1 a 2 byl Evansem označen jako stabilní zlomenina, subtyp 3, 4 a Typ 2 (reverzní) byl označen jako nestabilní zlomenina.

Zásadním přínosem Evansovy klasifikace je nejen velmi přesný popis charakteru zlomeniny, ale rozdělení na stabilní a nestabilní zlomeniny. Evans viděl repozici jako zcela zásadní pro dosažení stability. Cílem je maximální obnova mediálního pilíře jako klíče ke stabilitě zlomeniny (inner cortical buttress), s vytvořením mediálního překryvu (medial cortical opposition). Pokud po repozici nedojde k obnovení mediálního pilíře, není vytvořen mediální překryv a jedná se o zlomeninu nestabilní. Toto zjištění je platné do dnešní doby (obr. 50).

5.2.3. Hafner (1951)

Hafner v roce 1951 rozdělil zlomeniny trochanterického masivu do tří skupin dle závažnosti [87]:

Typ 1 – s minimální dislokací;

Typ 2 – dislokované vícefragmentové zlomeniny;

Typ 3 – „významně“ kominutivní zlomeniny.

V klinické praxi se tato klasifikace příliš neujala.

5.2.4. Ramadier (1956)

Ramadier na základě rozboru 167 zlomenin (149 chirurgicky léčeno) rozdělil v roce 1956 zlomeniny dle RTG nálezu a operačního nálezu na čtyři typy (obr. 50) [159]:

Typ I – cerviko-trochanterické zlomeniny – typickým znakem je vnější rotace periferního fragmentu a varózní postavení proximálního fragmentu. Linie lomu probíhá mezi oběma trochantery. Repozice je jednoduchá, stabilní.

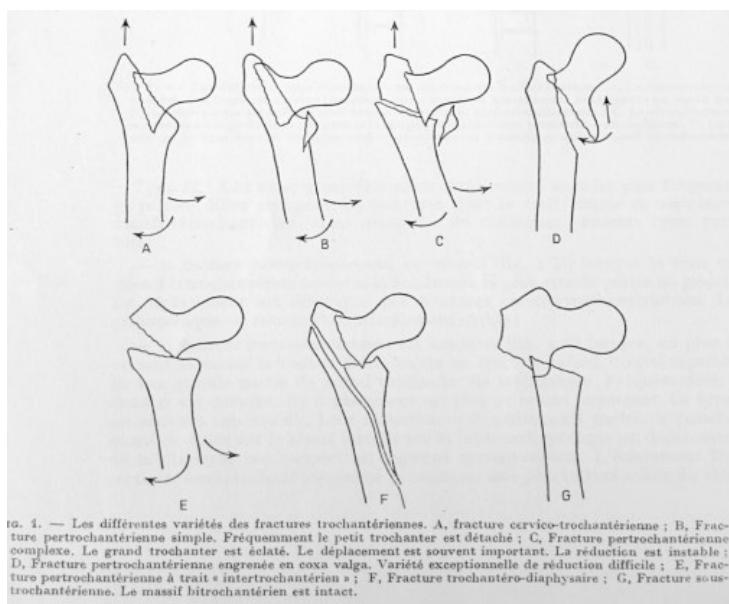


Fig. 1. — Les différentes variétés des fractures trochantériennes. A, fracture cervico-trochantérienne ; B, Fracture pertrochantérienne simple. Fréquemment le petit trochanter est détaché ; C, Fracture pertrochantérienne complexe. Le grand trochanter est éclaté. Le déplacement est souvent important. La réduction est instable ; D, Fracture pertrochantérienne engraissée en coxa valga. Variété exceptionnelle de réduction difficile ; E, Fracture pertrochantérienne à trait « intertrochantérien » ; F, Fracture trochantéro-diaphysaire ; G, Fracture sous-trochantérienne. Le massif bitrochantérien est intact.

Obr. 50. Ramadierova klasifikace [159].

Typ II – pertrochanterické zlomeniny – má čtyři 4 podskupiny a jedná se o nejčastější typ.

Subtyp a – pertrochanterické jednoduché zlomeniny – postavení fragmentů odpovídá cerviko-trochanterickému typu, odlomený malý trochanter, repozice je jednoduchá a zlomenina obvykle stabilní.

Subtyp b – pertrochanterické komplexní zlomeniny – kromě pertrochanterické linie je zde ještě linie ve frontální rovině, která odděluje velký trochanter nebo jeho velkou část od diafýzy. Často je odtržen *trochanter minor* a rovněž často je diafýza posunuta dorzálně oproti proximálnímu fragmentu. Repozice je někdy nemožná. Zlomenina je nestabilní.

Subtyp c – pertrochanterické zlomeniny s valgózním postavením – byla zaznamenána pouze ve dvou případech, linie lomu probíhá velkým trochanterem a dosahuje až k mediální kortikalis pod malým trochanterem. Proximální fragment je posunut dopředu a v zevně rotačním postavení tahem *musculus iliopsoas*. Diafýza stehenní kosti je v abdukci a vnější rotaci. Repozice je velmi obtížná a v jednom případě bylo nutné provést otevřenou repozici pod kontrolou zraku.

Subtyp d – nízká pertrochanterická zlomenina – linie lomu probíhá na úrovni intertrochanterické osteotomie, jedná se o přechodný typ mezi pertrochanterickou a subtrochanterickou zlomeninou.

Typ III – trochantericko-diafyzární zlomeniny – jsou charakterizovány linií procházející trochanterickým masivem a pokračující spirálovitě do diafýzy, v níž může být oddělen ještě další fragment.

Typ IV – zlomeniny subtrochanterické hlavní linie – probíhá pod oběma trochantery, autor doporučuje ošetření Küntscherovým hřebem zavedeným trochanterem.

Ramadierova klasifikace se v našich zeměpisných šířkách příliš nerozšířila, ale je často používána a citována ve frankofonní zóně. Později byla revidována dalšími autory (Decoulx-Lavarde, Briot).

5.2.5. *Wade (1959)*

Wade rozdělil v roce 1959 trochanterické zlomeniny pouze na dvě skupiny dle dislokace (nedislokované, dislokované) [191]. Wadeova klasifikace však nedoznala všeobecného použití.

5.2.6. *Massie (1964)*

Massie v roce 1964 vydal vlastní rozdělení zlomenin proximálního femuru [139]. Autor rozdělil extrakapsulární zlomeniny dle dislokace a stability do tří skupin. V každé skupině dále rozděloval zlomeniny na trochanterické, intertrochanterické, spirální a kominutivní.

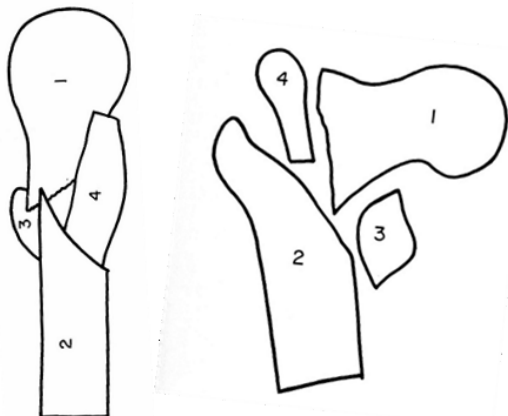
Extrakapsulární zlomeniny dělí do tří skupin:

- I. nedislokované zlomeniny;
- II. dislokované stabilní zlomeniny;
- III. dislokované nestabilní zlomeniny.

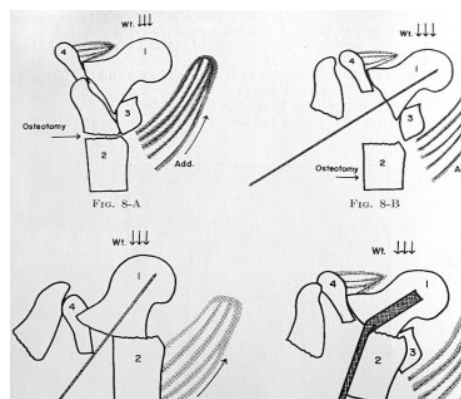
Tato klasifikace se do klinické praxe rovněž nerozšířila.

5.2.7. Dimon a Hughston (1967)

V roce 1967 Dimon a Hughston publikovali práci, ve které rozdělili zlomeniny na stabilní a nestabilní [56]. Hlavním přínosem je však koncepce čtyř hlavních fragmentů (obr. 51) u nestabilní trochanterické zlomeniny (v práci je zlomenina nazývána intertrochanterickou), s níž autoři přišli jako první. Fragmety tvoří hlavice s krčkem, malý trochanter, velký trochanter a diafýza. K jejich ošetření navrhli originální způsob řešení (obr. 52).



Obr. 51. Koncepce čtyř hlavních fragmentů dle Dimona-Hughstona [56].



Obr. 52. Dimonova-Hughstonova metoda ošetření čtyřfragmentové zlomeniny [56].

5.2.8. Debbrunner–Čech (1969)

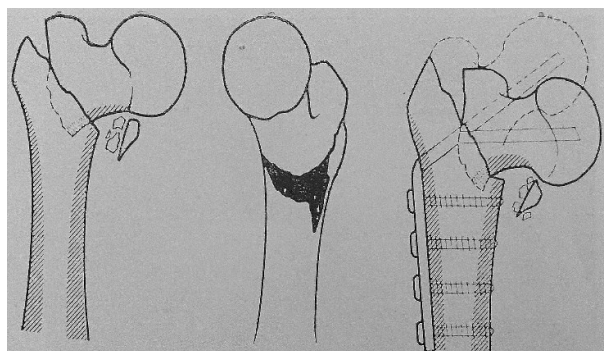
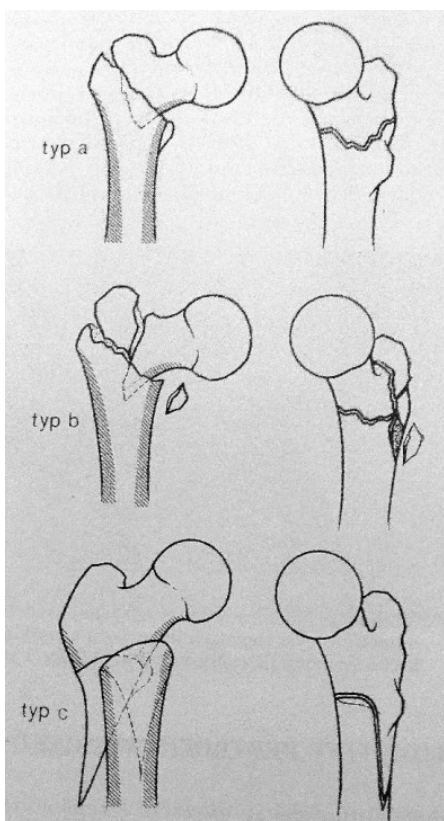
Debbrunner–Čech ve své terapeutické klasifikaci z roku 1969 rozdělili zlomeniny trochanterického masivu na dvě skupiny dle stability na stabilní a nestabilní [49, 50, 54]. Dodnes je toto rozdělení platné a používané v klinické praxi. Oldřich Čech (obr. 53) je emeritním profesorem Ortopedicko-traumatologické kliniky 3. LF UK a FNKV.



Obr. 53. Prof. Oldřich Čech

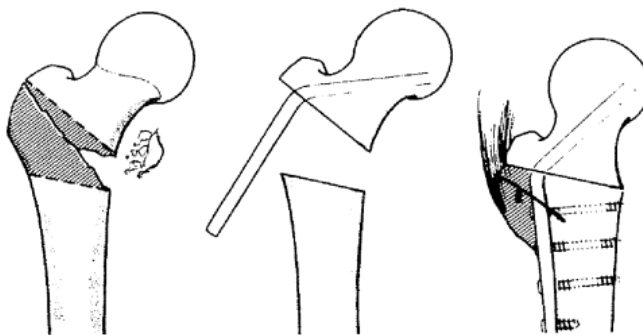
Stabilní zlomeniny (obr. 54) – je možná anatomická rekonstrukce, tedy obnova Adamsova oblouku. Mezi tyto zlomeniny jsou zařazeny jednoduché pertrochanterické zlomeniny u starých pacientů, popř. izolované odlomení velkého či malého trochanteru. Dále mezi stabilní zlomeniny řadí autoři jednoduché subtrochanterické zlomeniny zasahující do Adamsova oblouku a jednoduché pertrochanterické zlomeniny u mladých pacientů s neporušenou spongiózou v krčku a hlavici stehenní kosti.

Nestabilní zlomeniny (obr. 54) – jsou dle Debbrunnera a Čecha definovány jako zlomeniny, u nichž po repozici přetrvává defekt v Adamsově oblouku. K této skupině jsou zařazeny i zlomeniny intertrochanterické.



Obr. 54. Debbrunnerova-Čechova klasifikace – stabilní zlomeniny (vlevo), nestabilní zlomeniny (vpravo) [49].

K řešení nestabilních zlomenin autoři navrhli tzv. neanatomickou rekonstrukci. Principem neanatomické rekonstrukce je obnovení mediálního nosného Adamsova oblouku a valgózní postavení proximálního úločku 160° , které vede k příznivějšímu biomechanickému přenosu sil při zátěži (obr. 55). K fixaci zlomeniny autoři používali 130° dlahy. Velký trochanter byl fixován tahovou cerkláží.



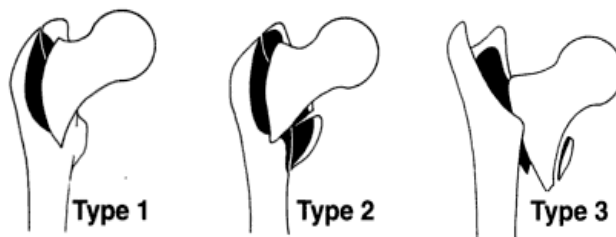
Obr. 55. Princip neanatomické rekonstrukce dle Debbrunnera a Čecha [49].

5.2.9. Ender (1970)

Ender ve své klasifikaci rozdělil zlomeniny dle mechanismu úrazu (obr. 56) [67, 68]. Do první skupiny zařadil zlomeniny everzní, s typickým varózním postavením krčkového fragmentu, v postavení ve vnější rotaci. Druhou skupinu tvořily inverzní zlomeniny v postavení ve vnitřní rotaci s valgózním postavením fragmentů. Do této skupiny byly zařazeny i intertrochanterické zlomeniny. Poslední skupinou byly zlomeniny subtrochanterické. Klasifikace nebyla klinicky používána.

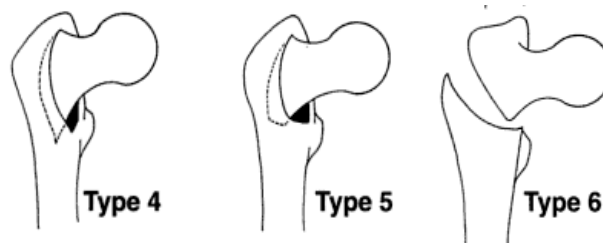
Everzní pertrochanterické zlomeniny:

1. Jednoduchá pertrochanterická zlomenina;
2. Zlomenina s dorzálním fragmentem;
3. Zlomenina s laterální a proximální dislokací – nestabilní, typická je výrazná vnější rotace a proximalizace diafýzy.



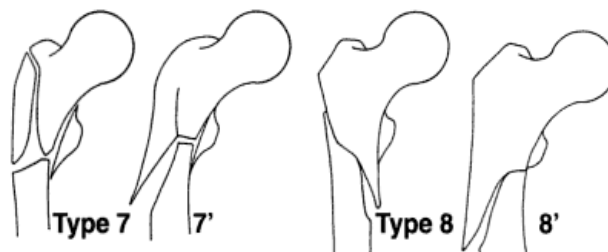
Inverzní pertrochanterické zlomeniny:

4. Zaklíněná zlomenina s ostrým proximálním fragmentem;
5. Zaklíněná zlomenina s oblým proximálním fragmentem;
6. Intertrochanterické zlomeniny.



Subtrochanterické zlomeniny:

7. Šikmé subtrochanterické zlomeniny;
8. Sspirální intertrochanterické zlomeniny.



Obr. 56. Enderova klasifikace [68].

5.2.10. Tronzo (1973)

Tronzo ve své klasifikaci rozpracoval původní závěry Boyda a Griffina a vzal v úvahu dorzolaterální i mediální nestabilitu [185]. Klasifikace se vzhledem ke své složitosti nedočkala širšího rozšíření. Zlomeniny jsou rozděleny do pěti typů (obr. 57):

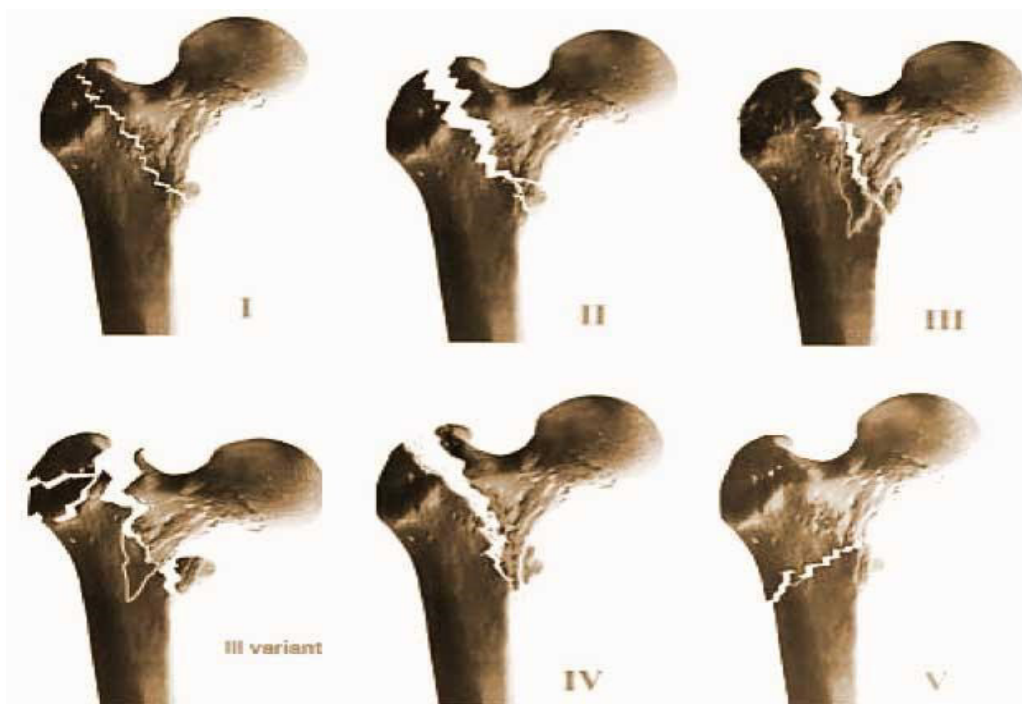
Typ 1 – neúplná zlomenina;

Typ 2 – jednoduchá zlomenina (netříštivá) s nebo bez dislokace, linie prochází skrz oba trochantery;

Typ 3 – tříštivá (kominutivní) zlomenina, velký fragment nesoucí malý trochanter, velký trochanter může být rovněž oddělen, kominuce zadní stěny, krčkový fragment může být zaražen do distálního fragmentu;

Typ 4 – defekt zadní stěny, proximální krčkový fragment dislokován od distálního fragmentu;

Typ 5 – reverzní šikmá zlomenina, velký trochanter může být dislokován.



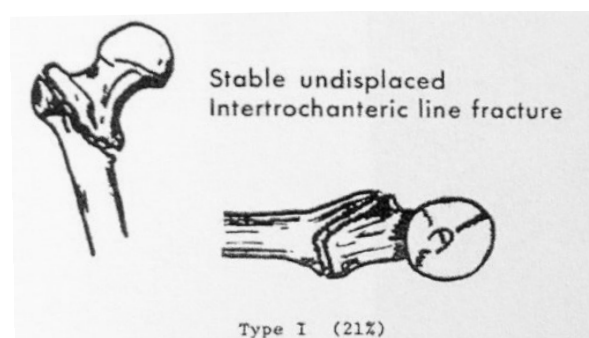
Obr. 57. Klasifikace dle Tronza. (převzato z http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/ttc_i.html).

5.2.11. Kyle a spol. (1979)

Kyle se vrátil k Evansově klasifikaci a původní rozdělení sjednotil do čtyř typů [129]. Jako stabilní Kyle označil zlomeniny dvoufragmentové, jako nestabilní zlomeniny s více fragmenty (tři až čtyřúlovkové zlomeniny), u nichž může být dislokován fragment malého trochanteru.

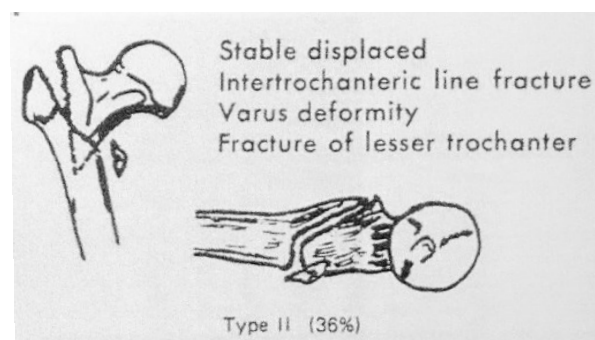
Typ I (obr. 58) – stabilní jednoduchá nedislokovaná zlomenina, linie probíhá pertrochantericky (autor uvádí intertrochantericky).

Obr. 58. Kyleova klasifikace Typ I [129].



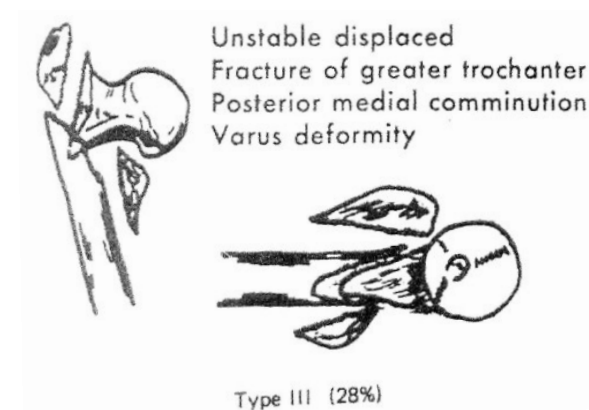
Typ II (obr. 59) – stabilní dislokovaná zlomenina s varózním postavením, linie probíhá pertrochantericky (autor uvádí intertrochantericky), současně může být dislokován malý trochanter.

Obr. 59. Kyleova klasifikace Typ II [129].



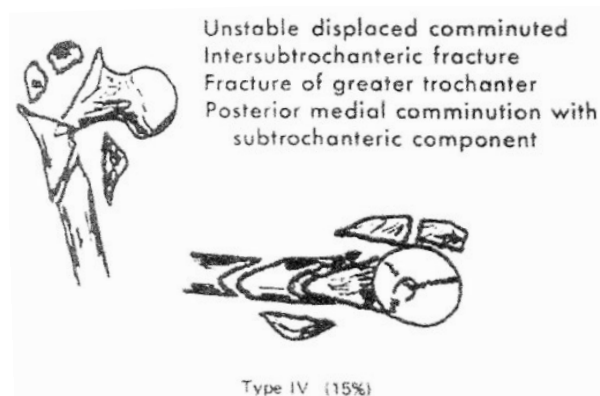
Typ III (obr. 60) – nestabilní dislokovaná čtyřfragmentová zlomenina s varózním postavením, zlomenina velkého trochanteru s dorzomediální kominucí.

Obr. 60. Kyleova klasifikace Typ III [129].



Typ IV (obr. 61) – nestabilní dislokovaná vícefragmentová zlomenina s varózním postavením, zlomenina velkého trochanteru s dorzomediální kominucí a se subtrochantericky jdoucí složkou.

Obr. 61. Kyleova klasifikace Typ IV [129].



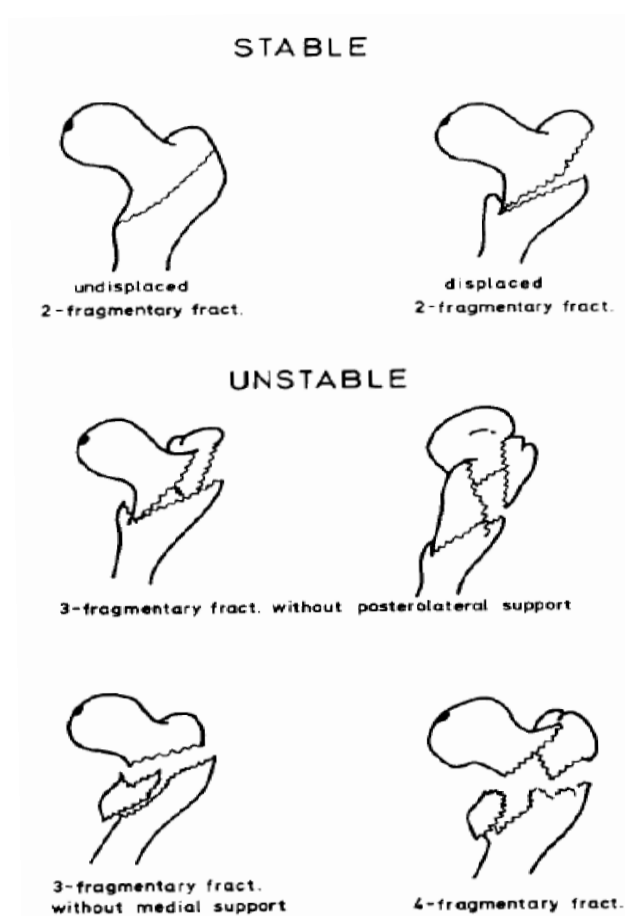
5.2.12. Jensen a Michaelson (1980)

Jensen a Michaelson v roce 1975 a 1980 navázali na Evans [104, 105]. Původní Evansovu klasifikaci zjednodušili a sjednotili do tří tříd. Jensenova a Michaelsonova klasifikace klade důraz na repozici. Označuje typ zlomeniny, která je po repozici stabilní nebo riziková k možnému selhání (obr. 62):

Třída I – stabilní dvojfragmentové zlomeniny (Evans 1 a 2), které mohou být anatomicky zreponovány v obou projekcích.

Třída II – nestabilní, třífragmentové zlomeniny (Evans 3 a 4), repozice v obou projekcích může být obtížná.

Třída III – třífragmentové zlomeniny bez mediální podpory a čtyřfragmentové zlomeniny (Evans 4), repozice ve dvou rovinách velice obtížná, po repozici nestabilní v obou rovinách.



Obr. 62. Jensenova-Michaelsonova klasifikace [105].

5. 2.13. Briot (1980)

Briot se v roce 1980 vrátil k Ramadierově klasifikaci z roku 1956, která byla používána zejména ve francouzsky mluvících zemích [40, 188]. Provedl několik změn. Především oproti Ramadierovi vyřadil subtrochanterické zlomeniny, neboť dle jeho mínění jsou biomechanicky výrazně odlišné od zlomenin trochanterického masivu. Dále jasně definoval tři skupiny trochanterických zlomenin:

1. Pertrochanterické zlomeniny – linie lomu běží souběžně s *linea intertrochanterica*, což může vést k odtržení zadního fragmentu. Linie může dále vést až k malému trochanteru.
2. Intertrochanterické zlomeniny.
3. Diafýzo-trochanterické zlomeniny – lomná linie běží proximálním a laterálním směrem, ale nezasahuje nad *linea intertrochanterica*. Do poslední skupiny zařadil např. i Evansovu reverzní zlomeninu či Boydovu „steeply“ zlomeninu.

5.2.14. AO klasifikace (1988)

V současné době nejvíce užívanou klasifikací, i přes své jisté nevýhody, je klasifikace AO, jež využívá alfanumerické kódování zlomenin [144]. AO (Arbeitsgemeinschaft für die Osteosynthesefragen) bylo založeno v roce 1958. Na půdě AO vznikla postupně nová koncepce oboru, včetně návrhu systému klasifikace a vývoje implantátů. AO je vedoucí společností s globální působností, v níž se na řadě AO seminářů stále setkávají v pracovních skupinách přední světoví odborníci. Výsledkem je neustálá modernizace postupů při ošetřování traumatologických pacientů. AO klasifikace není pouze klasifikací popisnou, ale její součástí jsou i terapeutické návody. AO klasifikace zlomenin trochanterického masivu vznikla na myšlenkách původní Evansovy klasifikace [70]. Zlomeniny trochanterického masivu jsou označeny jako 31-A1-3.

AO rozděluje zlomeniny na dva základní a biomechanicky fundamentálně odlišné typy: pertrochanterické (31-A1-2) a intertrochanterické (31-A3). Současně zlomeniny rozděluje dle stability na stabilní a nestabilní zlomeniny.

Petrochanterické zlomeniny (31-A1-2) jsou typické primární lomnou linií, která začíná od velkého trochanteru a běží k malému trochanteru (31-A1.1, 31-A1.2, 31-A1.3). U nestabilních zlomenin je navíc odlomen typický plochý dorzální fragment, který nese zadní část velkého trochanteru, *crista intertrochanterica*, malý trochanter a přilehlou zadní kortikalis. Z velkého trochanteru tak na diafyzárním fragmentu zbývá pouze vnější kortikalis nesoucí *tuberculum vastoadductorium*. Proximální fragment je tvořen u nestabilních zlomenin pouze krčkem s hlavicí. Na proximální fragment se neupíná žádný sval, proto je repozice většinou jednoduchá.

Intertrochanterické zlomeniny (31-A3) nejsou tak časté. Lomná linie probíhá od báze velkého trochanteru šikmo medioproximálně nebo má tvar obráceného písmene V. Proximální fragment tvoří hlavice s krčkem a velkým trochanterem včetně *tuberculum vastoadductorium*. Na tento fragment se upínají *musculus gluteus medius et minimus*, *musculus vastus lateralis*, ojediněle *musculus iliopsoas*. Repozice je někdy velmi obtížná.

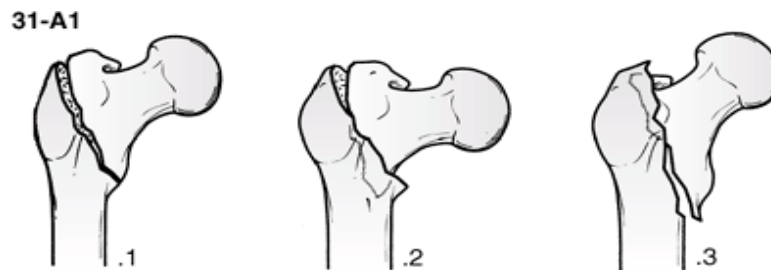
Detailní popis AO klasifikace

A1 (obr. 63) – jednoduchá pertrochanterická zlomenina (dvoufragmentová):

A1.1 – zlomenina podél *linea intertrochanterica*;

A1.2 – zlomenina napříč velkým trochanterem;

A1.3 – zlomenina jdoucí pod malý trochanter.



Obr. 63. AO klasifikace 31-A1.1-1.3

(převzato z http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/ttc_i.html).

A2 (obr. 64) – vícefragmentová pertrochanterická zlomenina:

A2.1 – s jedním mezifragmentem (vylomení malého trochanteru);

A2.2 – se dvěma mezifragmenty;

A2.3 – s více než dvěma mezifragmenty.



Obr. 64. AO klasifikace 31-A2.1-2.3

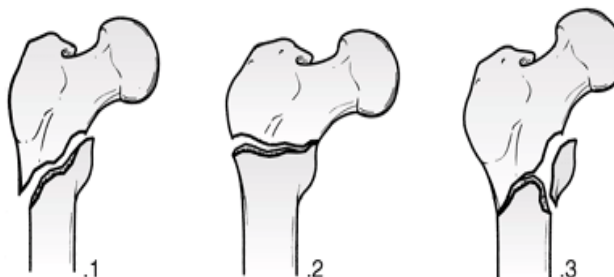
(převzato z http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/ttc_i.html).

A3 (obr. 65) – intertrochanterická zlomenina:

A3.1 – jednoduchá šikmá;

A3.2 – jednoduchá příčná;

A3.3 – s fragmentem mediálně.



Obr. 65. AO klasifikace 31-A3.1-3.3

(převzato z http://www.ombroecotovelo.net/orthoclass/ttc_i.html).

Pertrochanterické zlomeniny 31-A1.1–31-A1.3 jsou označovány jako stabilní zlomeniny, 31-A2.1 je popisována jako potenciálně nestabilní a 31-A2.2–31-A2.3 jako nestabilní zlomeniny s odpovídajícím terapeutickým postupem.

5.3. Závěr

Cílem tohoto krátkého historického přehledu klasifikačních systémů zlomenin trochanterického masivu nebylo vyjmenovat všechny publikované práce. Uvedení právě těchto klasifikací mělo za cíl ukázat postupnou změnu v chápání trochanterických zlomenin od Coopera k Evansovi, Kyleovi a AO škole. Zároveň je nutné říci, že žádný systém není zcela dokonalý. Řada klasifikací je poplatná době svého vzniku a technickým možnostem své doby. Z toho vyplývá, že ani v současné době nejrozšířenější AO klasifikace není určitě nejdokonalejší a poslední, ale vzhledem k jejímu rozšíření a snadno přenositelnému alfanumerickému kódování, bude použita jako výchozí i v této práci.

6. Biomechanika

6.1. Úvod

S rozvojem dostupných technologií rostou i technické možnosti chirurgické léčby zlomenin a tím i její úspěšnosti. Zásadním problémem je volba optimálního způsobu léčby v závislosti na typu, rozsahu poranění a diagnóze pacienta. V řadě případů lze volit z několika možných metod, přičemž každá má své klady i zápory. Rozhodování v takovýchto případech je vysoce závislé na dosavadních zkušenostech lékaře, aktuálním stavu pacienta a technické úrovni implantátů. Chirurgická léčba pacienta se skládá z vlastního operačního výkonu, implantace osteosyntetického materiálu a procesu hojení, resp. následné léčby. Všechny tyto faktory mají zásadní vliv na zatížení implantátu a okolních tkání, což v důsledku zásadním způsobem ovlivňuje hojení, životnost a optimální funkci implantátu. Zásadním problémem je objektivní hodnocení úspěšného zavedení osteosyntetického materiálu, v tomto případě **krátkého rekonstrukčního hřebu PFN-Medin**, prostředky dostupnými v klinické praxi. Statistické hodnocení souboru pacientů je zatíženo velkým rozptylem, protože úspěšnost léčby ovlivňuje řada faktorů s rozdílnou vahou. Testy na kadaverech jsou finančně i legislativně velmi náročné. Z tohoto důvodu jsme přistoupili k provedení řady biomechanických analýz pomocí **metody konečných prvků (MKP)**. Tato metoda umožňuje objektivní a systémové hodnocení konkrétních modelových situací a není zatížena dalšími faktory ovlivňujícími úspěch léčby. MKP je výpočtová metoda používaná již řadu desetiletí primárně ve strojírenství, ale s rozvojem technické úrovně implantátů je úspěšně používána i pro potřeby medicíny. Tato numerická metoda je běžně používána pro zjištění velikosti a rozložení napětí a deformací jednotlivých částí modelu jako odpověď na vnější zatížení.

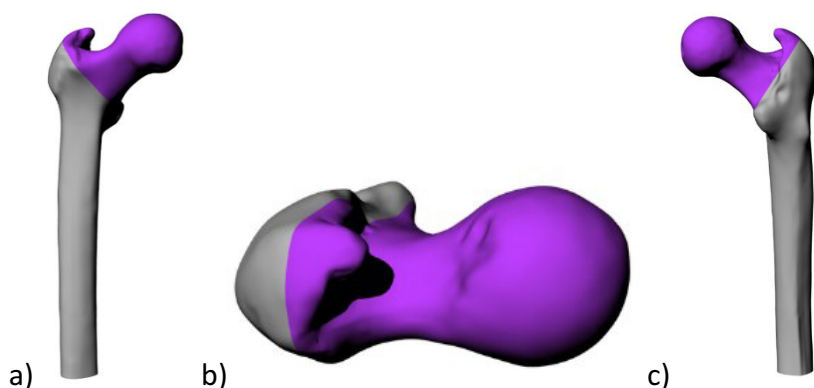
Cílem prezentovaných biomechanických MKP analýz bylo hodnocení odezvy kosti a krátkého rekonstrukčního hřebu PFN-Medin rozdílně zavedeného do vytvořeného modelu stabilní a nestabilní petrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti na vnější zatížení odpovídající chůzi. Jako mezní stav, kdy dojde k selhání fixačního systému 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 hřeb-kost. Na základě praktických zkušeností s léčbou zlomenin proximálního femuru a analýzy klinického souboru pacientů byly vytvořeny vybrané modelové situace. Základem je model krátkého rekonstrukčního hřebu PFN-Medin v optimálním technickém provedení. Další hodnocené modely představují suboptimální řešení s různým rizikem vzniku komplikací. Výsledky analýz hodnotí zavedení fixačních prvků (šroubů) do proximálního – krčkového fragmentu.

6.2. Materiál a metodika

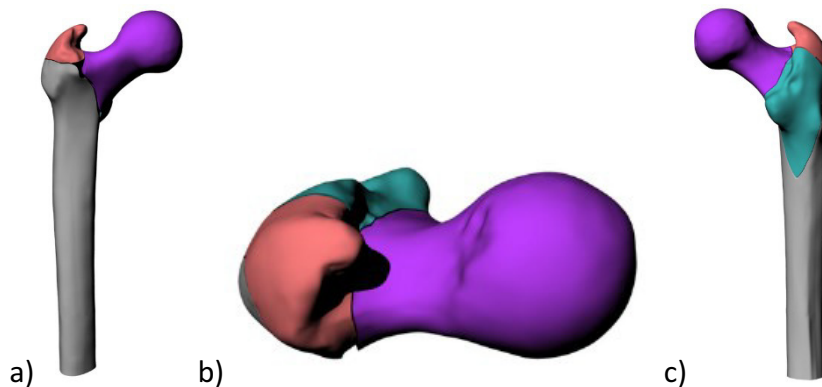
Pro zjištění odezvy modelu stehenní kosti se stabilní a nestabilní pertrochanterickou zlomeninou fixované pomocí hřebu PFN Medin na vnější zatížení byla použita výpočtová metoda konečných prvků (MKP).

6.2.1. Výpočtové modely stehenní kosti

Geometrický model proximálního konce stehenní kosti byl vytvořen ze série CT snímků zdravého jedince mužského pohlaví, který nevykazoval žádné patologické změny ve struktuře kostní tkáň [131]. Snímky byly pořízeny v rozlišení 512x512 pixelů, přičemž velikost pixelu byla 0.412 mm a vzdálenost jednotlivých řezů byla 0.5 mm. Tyto CT snímky byly importovány ve formátu *.DICOM do specializovaného programu Mimics 12 (Materialise, Belgie), ve kterém byla provedena 3D rekonstrukce geometrie stehenní kosti. Model stehenní kosti byl následně importován do CAD programu Rhinoceros, kde byly ve shodě s CT snímky vytvořeny modely stabilní a nestabilní pertrochanterické zlomeniny a zaveden fixační systém PFN Medin. Jako referenční bylo hodnoceno zavedení obou krčkových šroubů správně v obou projekcích (v AP projekci i axiální projekci – středem krčku) a ukotvení šroubů do subchondrální kosti hlavice. Stabilní zlomenina byla modelována dle klinické klasifikace AO [144] typ 31-A1.1 (obr. 66). Nestabilní zlomenina byla modelována na základě reálné zlomeniny z CT obrazu jako typ AO 31-A2.3 (obr. 67).



Obr. 66. Geometrický model proximálního konce se stabilní pertrochanterickou zlomeninou:
a) AP projekce, b) axiální projekce, c) pohled ze zadní strany.

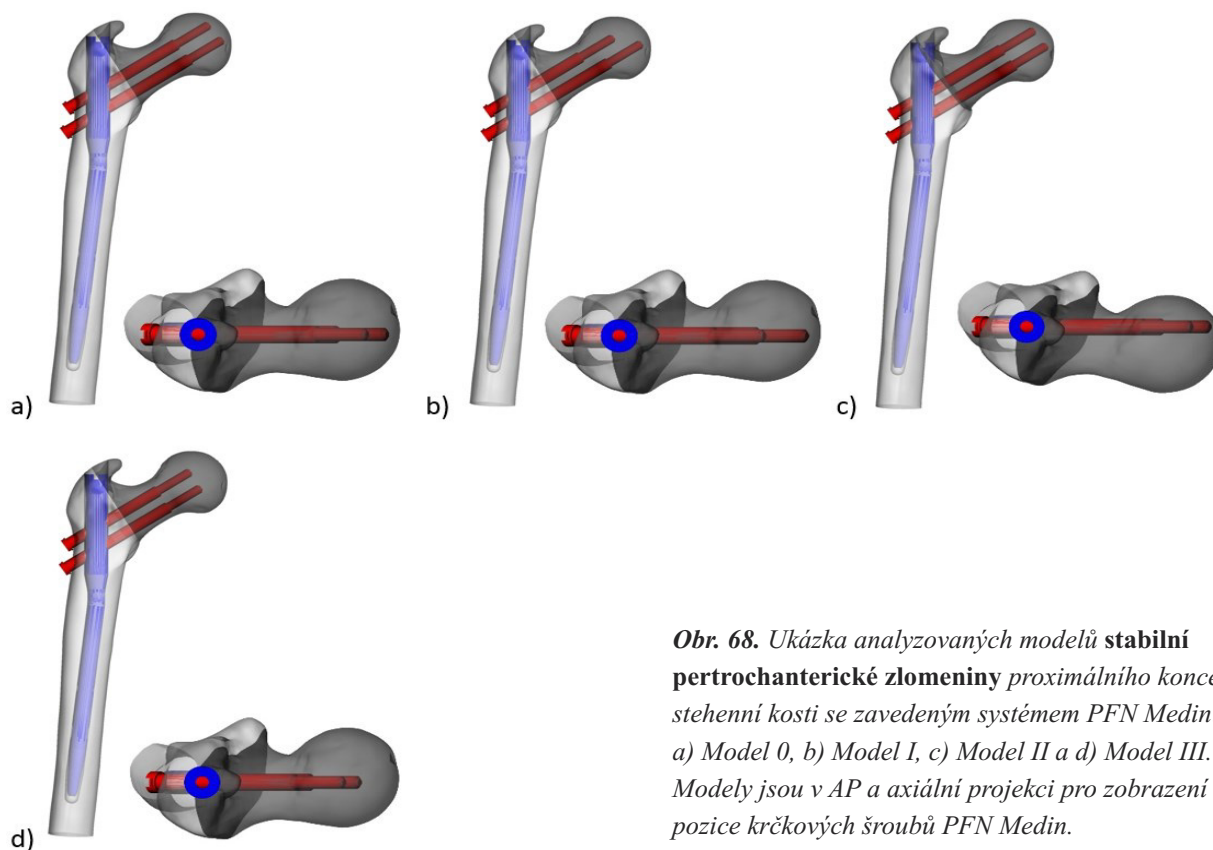


Obr. 67. Geometrický model proximálního konce s nestabilní pertrochanterickou zlomeninou:
a) AP projekce, b) axiální projekce, c) pohled ze zadní strany.

V modelu petrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti byl pro fixaci použit systém krátkého rekonstrukčního hřebu PFN vyráběný firmou MEDIN, a.s., která poskytla geometrický model ve formátu SAT. S ohledem na náročnost výpočtů bylo provedeno zjednodušení při tvorbě výpočtových MKP modelů – na žádné části modelu nebyl modelován profil závitů. Závitů na krčkových šroubech byly nahrazeny hladkou plochou, jejíž rozměr odpovídal střednímu průměru daného závitů a do kostní tkáně byly fixovány pomocí vazbových podmínek v MKP modelu. Tento postup je běžný v technické praxi a přináší výrazné snížení náročnosti výpočtů při zachování věrohodných výsledků provedených MKP analýz.

Stabilní petrochanterická zlomenina

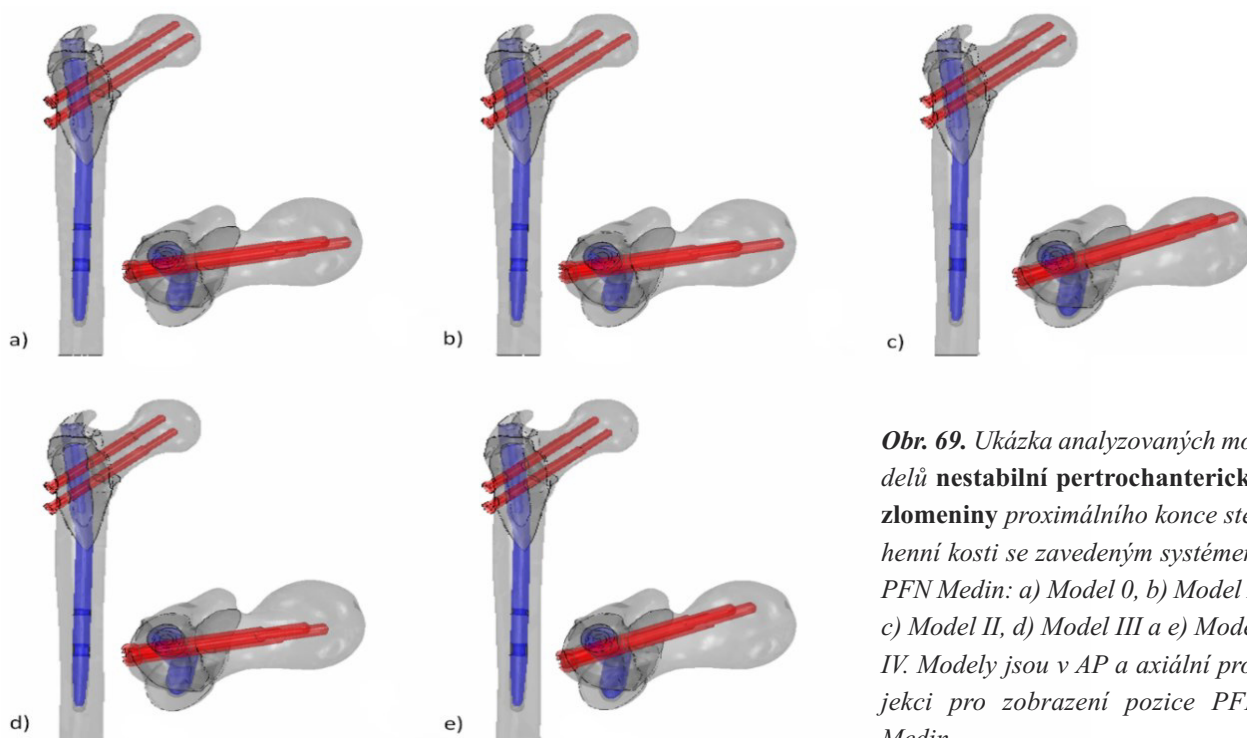
V provedených výpočtových MKP analýzách na modelu *stabilní petrochanterické zlomeniny* bylo hodnoceno pět různých pozic umístění proximálních fixačních prvků do krčkového fragmentu, tak jak mohou nastat v klinické praxi. První **Model 0** (obr. 68a) byl referenční, kde pozice krčkových šroubů je ideální, šrouby jsou zavedeny správně v obou projekcích a jsou ukotveny do subchondrální kosti. Druhý **Model I** (obr. 68b), kdy horní krčkový šroub není ukotven do subchondrální kosti hlavice, ale oba šrouby jsou zavedeny v obou projekcích správně. Třetí **Model II** (obr. 68c), kdy jsou oba krčkové šrouby ukotveny subchondrálně, ale chybné je zavedení v axiální projekci. Čtvrtý **Model III** (obr. 68d), kde jsou oba šrouby zavedeny osově v obou projekcích, ale nejsou ukotveny do subchondrální kosti hlavice. Vliv rozdílného umístění systému PFN Medin byl sledován na modelu stehenní kosti se stabilní petrochanterickou zlomeninou, která byla stejná u všech výpočetních modelů.



Obr. 68. Ukázka analyzovaných modelů stabilní petrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti se zavedeným systémem PFN Medin: a) Model 0, b) Model I, c) Model II a d) Model III. Modely jsou v AP a axiální projekci pro zobrazení pozice krčkových šroubů PFN Medin.

Nestabilní pertrochanterická zlomenina

V provedených výpočtových MKP analýzách *nestabilní pertrochanterické zlomeniny* bylo hodnoceno pět různých pozic umístění PFN Medin. První **Model 0** (obr. 69a) byl modelem referenčním, kde pozice PFN Medin je ideální. Krčkové šrouby jsou zavedeny správně v obou projekcích a jsou ukotveny do subchondrální kosti. Druhý **Model I** (obr. 69b) je model, kdy horní krčkový není šroub ukotven do subchondrální kosti hlavice, ale oba šrouby jsou zavedeny v obou projekcích zavedeny správně. Třetí **Model II** (obr. 69c) je model, kde oba krčkové šrouby jsou ukotveny do subchondrální kosti, ale špatně zavedeny v axiální projekci směrem k zadní straně krčku stehenní kosti. Čtvrtý **Model III** (obr. 69d) je model, kde jsou oba krčkové šrouby zavedeny ve středu krčku, ale nejsou ukotveny do subchondrální kosti hlavice. Poslední **Model IV** (obr. 69e) je model, kdy nejsou oba krčkové šrouby ukotveny do subchondrální kosti hlavice a současně jsou špatně zavedeny v axiální projekci směrem k zadní straně krčku stehenní kosti. Vliv rozdílného umístění systému PFN Medin byl sledován na modelu stehenní kosti s nestabilní pertrochanterickou zlomeninou, která byla stejná u všech výpočetních modelů.

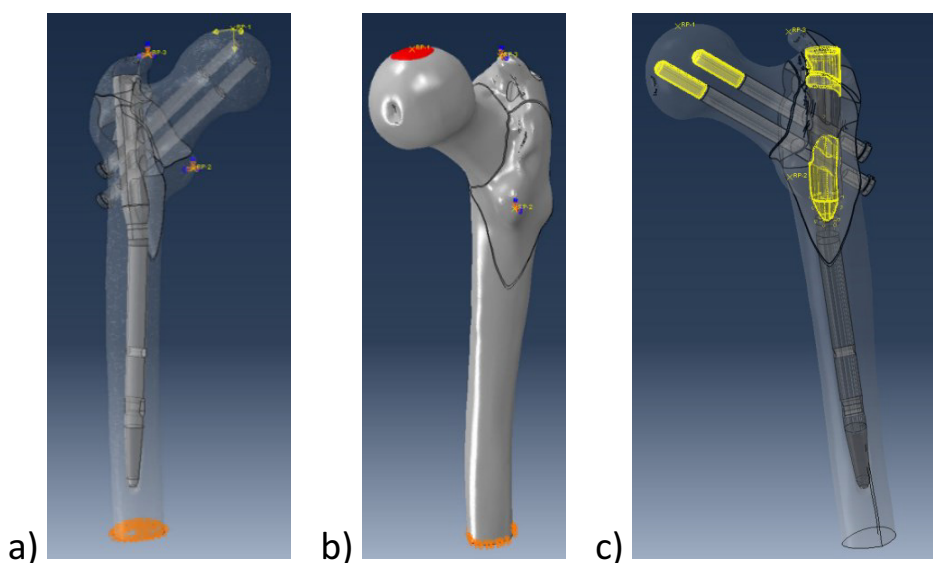


Obr. 69. Ukázka analyzovaných modelů **nestabilní pertrochanterické zlomeniny** proximálního konce stehenní kosti se zavedeným systémem PFN Medin: a) Model 0, b) Model I, c) Model II, d) Model III a e) Model IV. Modely jsou v AP a axiální projekci pro zobrazení pozice PFN Medin.

Numerické MKP analýzy byly provedeny ve výpočtovém prostředí programu Abaqus 6.12. (Simulia, Francie). Ve všech částech výpočtového modelu byly použity strukturální čtyřuzlové elementy C3D4 s lineární aproximací posuvu. Velikost elementů byla zvolena v rozmezí 0.5 až 2 mm v závislosti na velikosti jednotlivých částí výpočtového modelu, vazbových podmínkách a zatížení. Provedené výpočtové MKP analýzy byly uvažovány jako nelineární více-krokové kontaktní úlohy, jejichž výstupem bylo zjištění velikosti a rozložení pole napětí a deformací v celém objemu modelu horního konce stehenní kosti se zavedeným systémem PFN Medin.

6.2.2. Okrajové podmínky a zatížení

Předmětem zájmu realizace výpočtových analýz bylo zjištění velikosti a rozložení napětí a deformací ve fixačním systému PFN Medin a kostní tkáni v horním konci stehenní kosti. Proto bylo možné volit zjednodušený způsob uložení stehenní kosti na jejím distálním konci jako nepohyblivé (obr. 70). Tato volba okrajové podmínky sice ovlivní výsledky v jejím blízkém okolí, ale nijak se neprojeví v oblasti, která je předmětem zájmu těchto analýz. Zatížení bylo realizováno zavedením vnější osamělé síly působící v kyčelním kloubu (obr. 70a). Při provedených analýzách byl model zatížen osamělými silami $F_{\text{reac}} = 891 \text{ N}$, které působí na kyčelní kloub při stožení na jedné noze bez opory u člověka s hmotností 80 kg. Pro zohlednění skluzného efektu PFN Medin, byly numerické analýzy koncipovány tak, aby simulovaly proměnné zatížení, které odpovídá chůzi, kdy je kyčelní kloub zatěžován a odlehčován v závislosti na fázi kroku pacienta. Z tohoto důvodu byl model zatížen v deseti cyklech (tj. situace, kdy pacient 5krát došlápne na končetinu s implantovaným systémem PFN Medin) zatížen výše uvedenou silou, která nabývala hodnotu od 10 do 100 % v závislosti na fázi kroku. 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 hlavice stehenní kosti s kloubní jamkou (obr. 70b).



Obr. 70. a) Ukázka okrajových podmínek ve výpočtovém modelu a působící síly,
b) ukázka použité vazby *distributed coupling* pro rozložení působící síly do kontaktní plochy a
c) ukázka použití vazby *tie* mezi krčkovými šrouby a kostní tkání ve výpočtovém MKP modelu.

Mezi jednotlivými fragmenty zlomeniny byl modelován normálový kontakt typu *hard* s koeficientem tření $f = 0,3$. Tato vazba simulovala reálnou situaci, kdy nemůže dojít k vzájemnému proniknutí jednotlivých kostních fragmentů, ale je přípustné jejich vzájemné odlehnutí. Stejným způsobem byly modelovány i kontaktní vazby mezi nitrodřeňovým hřebem a kostí ($f = 0,3$), mezi nitrodřeňovým hřebem a krčkovými šrouby ($f = 0,15$).

Spojení krčkových šroubů s kostí bylo s ohledem na rychlost a stabilitu výpočtů modelováno pomocí vazby *tie* (obr. 70c). Tento specifický typ vazbové podmínky představuje v programu Abaqus pevné spojení dvou částí, kde uzly obou kontaktních částí jsou navzájem pevně spojeny, přičemž tato vazba přenáší stejnou hodnotu velikosti uzlových posuvů z řídicí kontaktní plochy na podřízenou kontaktní plochu. Tuto vazbu lze zjednodušeně chápat jako „lepený“ spoj dvou dílů, který jim neumožňuje odlehnoutí a přenáší nejen tlakové, ale i tahové zatížení.

6.2.3. Materiálové modely

Ve všech provedených numerických MKP analýzách byla nerezová ocel použitá pro výrobu PFN Medin modelována jako homogenní izotropní elasto-plastický materiál, jehož materiálové charakteristiky jsou uvedeny v tabulce 1.

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]	Mez pevnosti R_m [MPa]	Mez kluzu σ_k [MPa]
nerezová ocel	210 000	0,3	860	690

Tabulka 1. Tabulka použitých materiálových charakteristik systému PFN Medin.

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]. Tento přístup umožňuje zavést do výpočtových modelů různé tuhosti materiálu kosti v závislosti na její struktuře a lokalitě, tj. byly zohledněny vlastnosti kortikální a spongiózní kosti v závislosti na uložení v proximálním femuru. Tato hustota byla určena v závislosti na stupni šedé barvy u CT snímků distálního konce stehenní kosti podle vztahu,

$$\rho = \rho_{CT} \cdot GV - 3447$$

kde $\rho_{CT} = 1,54$ [g/cm³] je hustota kalibračního vzorku. Elastické moduly pružnosti E [MPa] byly pro oba typy kostní tkáně (kompaktní a spongiózní) určeny pomocí vztahů [1-3]

$$E^k = 2065\rho^{3.09}, \quad \mu^k = 0,3$$

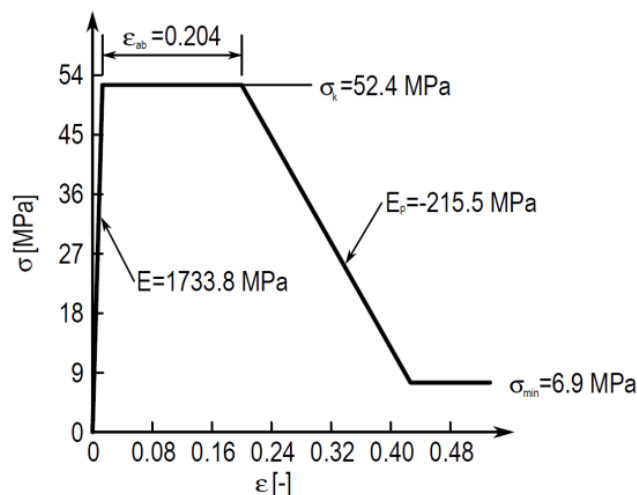
$$E^s = 1904\rho^{1.64}, \quad \mu^s = 0,3$$

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

$$\sigma_k^k = 57,75 \cdot \rho^{1.73} \quad \text{pro } \rho \geq 0,945$$

$$\sigma_k^s = 76,50 \cdot \rho^{6.7} \quad \text{pro } \rho < 0,945$$

Ve výpočtových analýzách byla kostní tkáň modelována jako materiál, u kterého dojde po překročení meze kluzu σ_k , k degradaci jeho mechanických vlastností. Tuto vlastnost lze v jistém přeneseném smyslu chápat jako „porušení“ kostní tkáně [115]. Nejlépe ilustruje tyto modelované vlastnosti (obr. 71), kde je na grafu ukázána závislost mezi napětím a poměrnou deformací.



Obr. 71. Specifikace materiálových vlastností.

Ukázka závislosti napětí σ [MPa] na poměrné deformaci ϵ [-] pro kostní tkáň s hustotou $\rho = 0,945$ [g/cm³].

6.3. Výsledky numerických MKP analýz

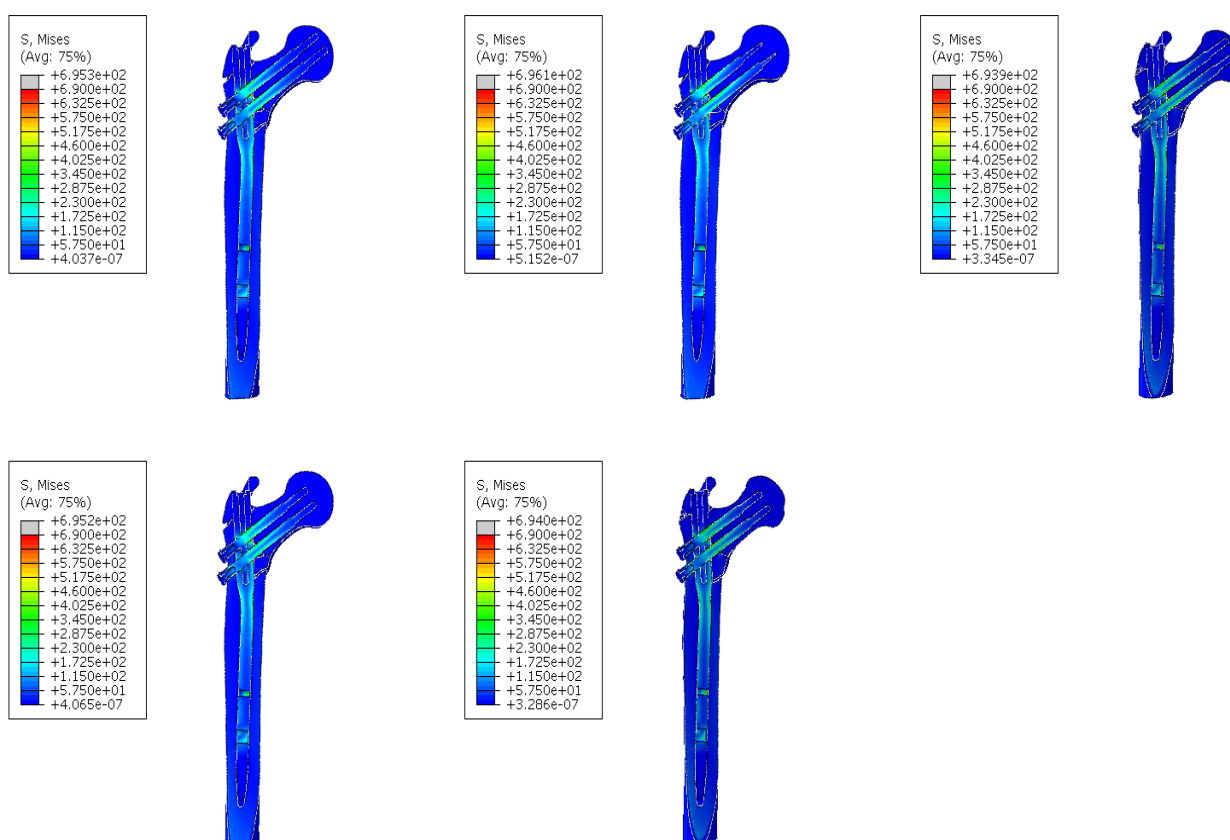
6.3.1. Nestabilní petrochanterické zlomeniny

Všechny provedené výpočtové analýzy byly modelovány jako kontaktní, nelineární a statické úlohy, při kterých byla zjišťována odezva celého systému na vnější působící zatížení. Provedené výpočtové MKP analýzy při řešení podrobně zohledňovaly lokální mechanické vlastnosti kostní tkáně a vzájemné interakce jednotlivých částí modelovaného systému. Získané výsledky MKP analýz jsou přehledně uvedeny v tabulce 2 a na obrázcích (obr. 72 až obr. 77). Pro vyhodnocení výsledků provedených MKP analýz byla sledována velikost redukováných napětí σ_{HMH} [MPa], kterou lze chápat jako míru intenzity napjatosti v jednotlivých částech modelovaného systému. Druhým sledovaným parametrem byl posuv proximálního fragmentu stehenní kosti Δ [mm] ve směru rovnoběžném s osou krčkových šroubů. Tato míra posuvu vyjadřuje velikost skluzu, kdy se proximální fragment posune díky skluzu krčkových šroubů v nitrodřeňovém hřebu k diafýze stehenní kosti. Tento fenomén je významný, pokud při něm dojde k interfragmentální kompresi a současně zvětšení kontaktní plochy mezi jednotlivými fragmenty zlomeniny může i zrychlit hojení.

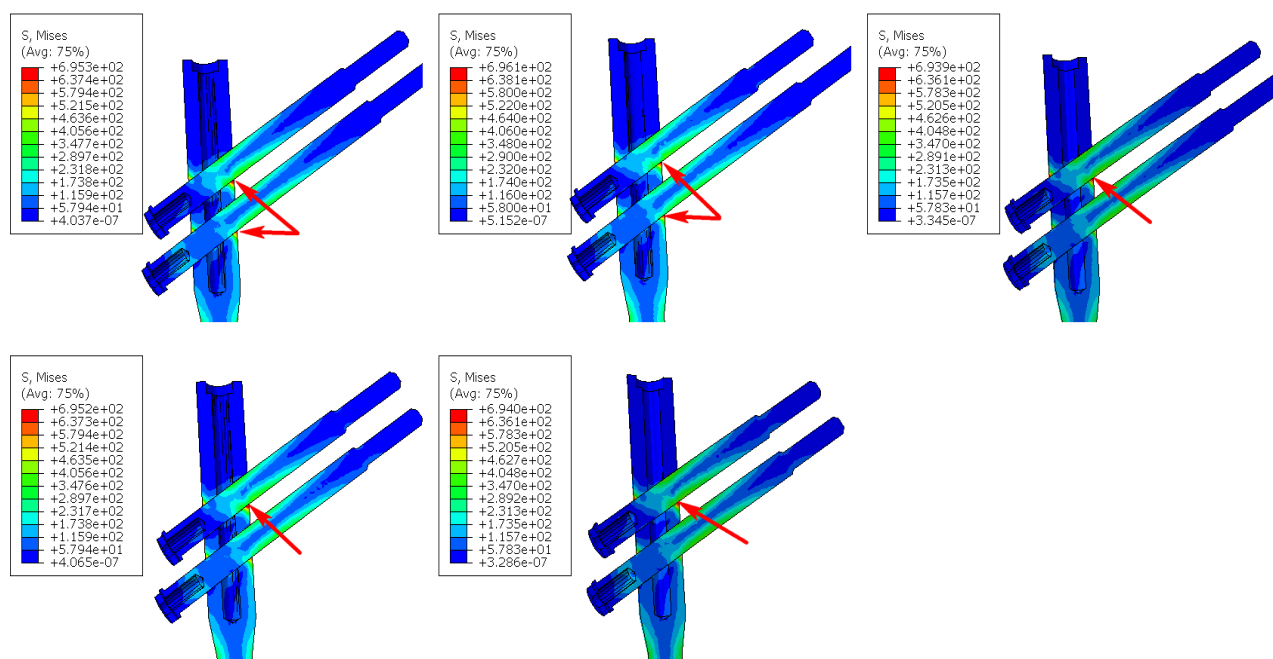
	Diafýza	Hlavice	Hřeb	Krčkové šrouby	Posuv
	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	Δ [mm]
Model 0	203,4	68,9	695,3	546,8	1,90
Model I	203,4	81,7	696,1	547,6	1,91
Model II	203,4	84,6	693,9	536,9	4,27
Model III	203,4	68,0	695,2	537,8	1,91
Model IV	203,4	87,2	694,0	522,8	4,27

Tabulka 2. Tabulka výsledných hodnot redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] na jednotlivých částech výpočtového MKP modelu nestabilní petrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti a PFN Medin.

Při hodnocení výsledků provedených MKP analýz je třeba hodnotit fixační systém PFN Medin a kostní tkáň proximálního konce stehenní kosti odděleně. Hlavním důvodem je výrazný rozdíl v tuhosti obou částí modelu, která je dána jejich materiálovými vlastnostmi. Při hodnocení výsledků celého systému by mohlo díky těmto rozdílům dojít ke zkreslení interpretace výsledků a to především u kostní tkáň. Rozložení a velikost redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v celém modelu proximálního konce stehenní kosti se zavedeným systémem PFH je patrné z obr. 72.



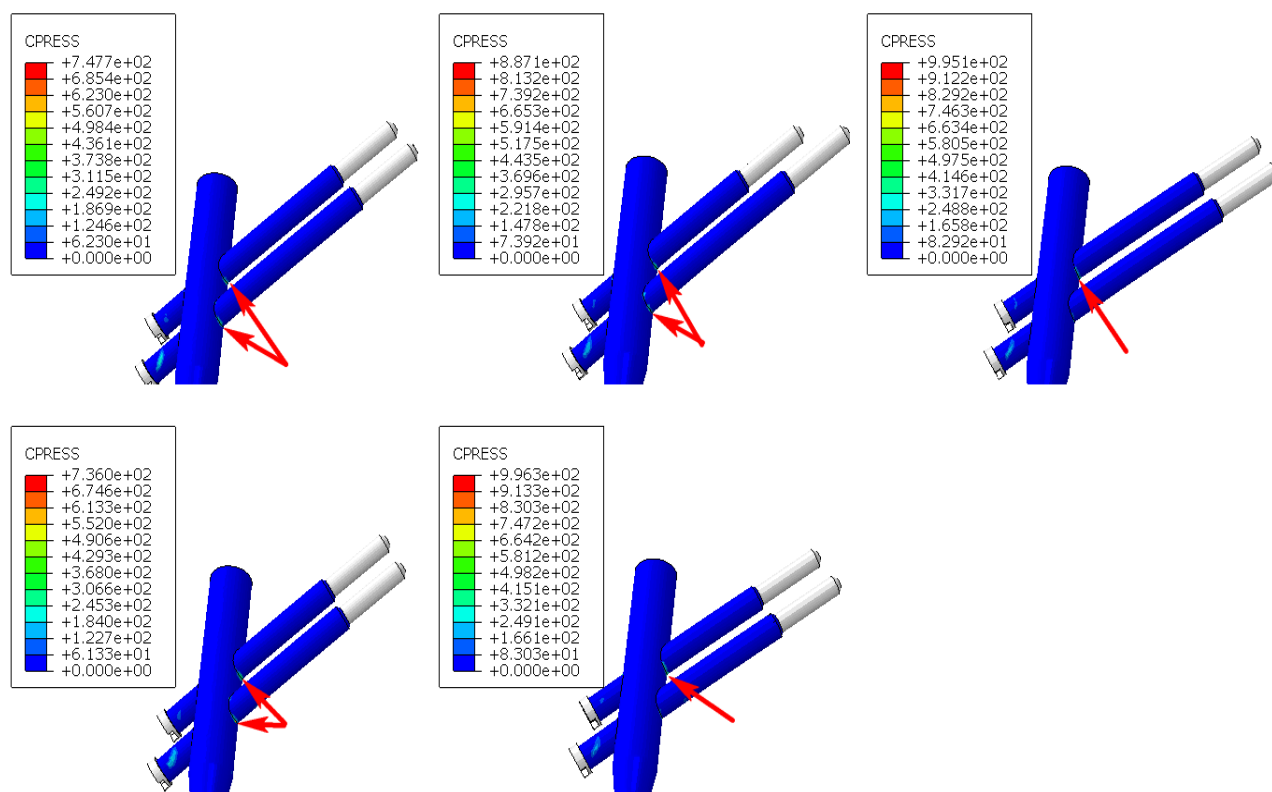
Obr. 72. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu modelu nestabilní petrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem: první řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.



Obr. 73. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu nitrodřeňového hřebu v modelu nestabilní pertrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

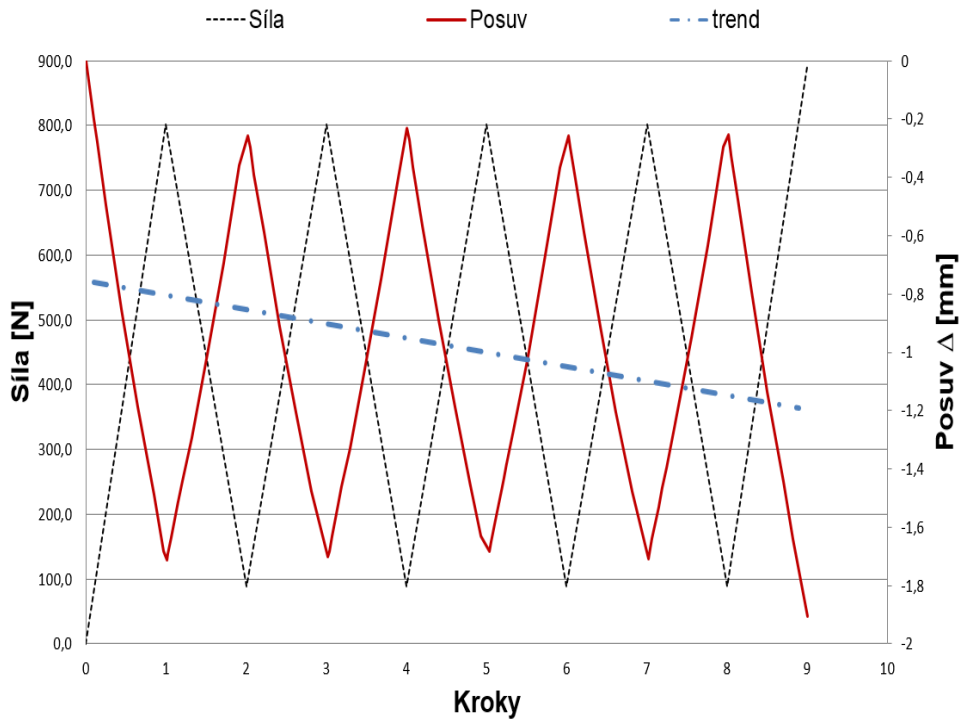
Z výsledků provedených analýz uvedených v tabulce 2, na obr. 73 a obr. 74 je patrné, že nejvíce namáhaným dílem fixačního systému PFN Medin je **hřeb, speciálně hrana otvoru pro horní krčkový šroub**. V tomto místě se o sebe opírá krčkový šroub a hřeb, kdy velikost působícího zatížení je úměrná velikosti vysazení krčkového šroubu od hřebu. U všech modelů kromě Modelu 0 došlo v tomto kritickém místě k mírnému překročení meze kluzu ($\sigma_k = 690$ MPa) v poměrně malé oblasti (Model I: $\sigma_{HMH} = 696,1$ MPa). Na tomto místě dochází ze stejného důvodu k největšímu zatížení nejen hřebu, ale i horního krčkového šroubu (Model I: $\sigma_{HMH} = 547,6$ MPa).

V kritickém místě konstrukce PFN Medin, tj. na hraně otvoru pro horní krčkový šroub, se nachází také největší kontaktní napětí C_{press} (Model IV: $C_{press} = 996,3$ MPa), více obr. 74. Velikost těchto napětí vysoce překračuje mez kluzu σ_k , ale absolutní hodnota těchto tlaků je ovlivněna systémovou chybou, kterou má MKP. Nicméně rozložení těchto kontaktních tlaků je v souladu s předpokládanými výsledky a slouží pouze pro dokreslení celé situace.

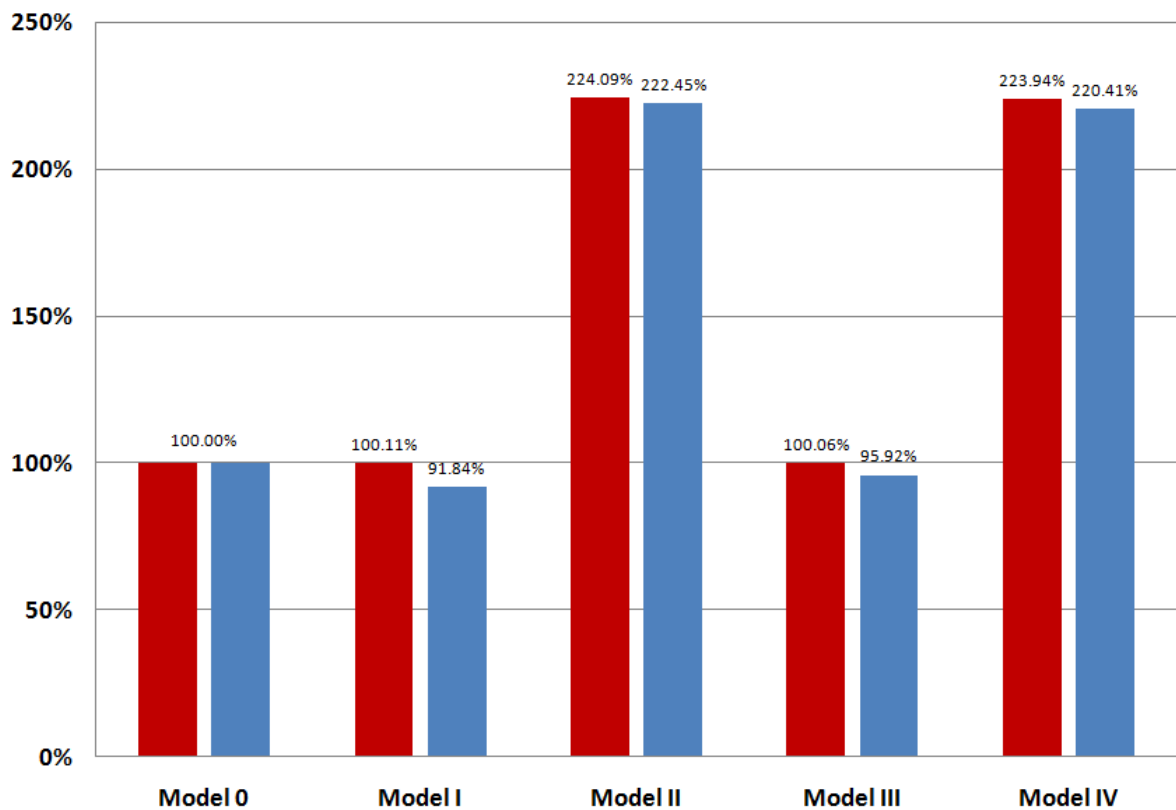


Obr. 74. Rozložení kontaktních tlaků C_{press} [MPa] na krčkových šroubech a nitrodřeňovém hřebu v modelu *nestabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Na základě získaných výsledků lze konstatovat, že systém PFN Medin je dimenzován dostatečně vzhledem k jeho zatížení a to platí nezávisle na pozici, v jaké je implantován do proximálního konce stehenní kosti. Naprosto odlišná je ale situace při hodnocení funkce systému PFN Medin, speciálně pak skluzného fenoménu, který napomáhá hojení zlomeniny. Jak je patrné z tabulky 2, grafů 5 a 6, tak velikost posuvu v hlavice stehenní kosti je vysoce závislá na pozici, v jaké je zaveden systém PFN Medin do kosti. Největší velikost posuvu Δ byla zjištěna u modelů Model II ($\Delta = 4,27$ mm) a Model IV ($\Delta = 4,27$ mm), naopak nejmenší u referenčního modelu Model 0 ($\Delta = 1,90$ mm).

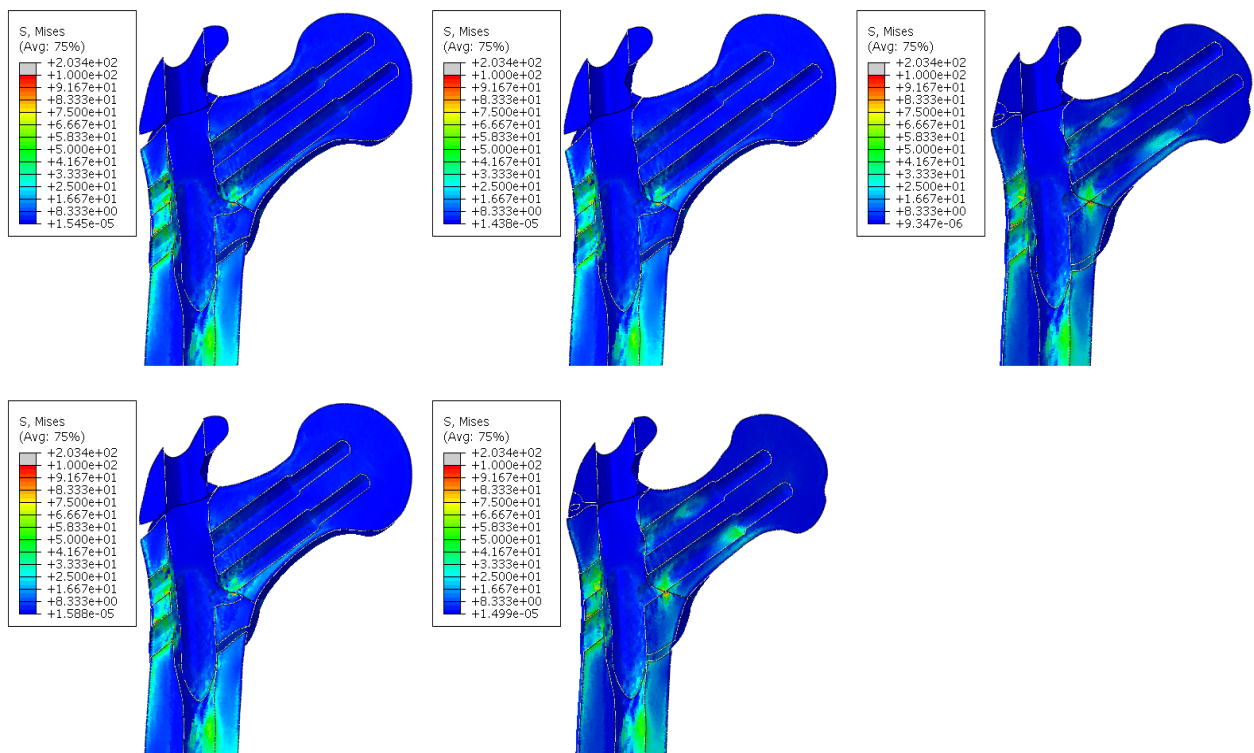


Graf. 5. Graf závislosti mezi velikostí působící síly F_{reac} [N] a posuvu proximálního fragmentu Δ [mm] na počtu kroků pacienta v modelu **nestabilní petrochanterické zlomeniny** proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. V grafu je také znázorněna spojnice trendu velikosti posuvu Δ [mm].



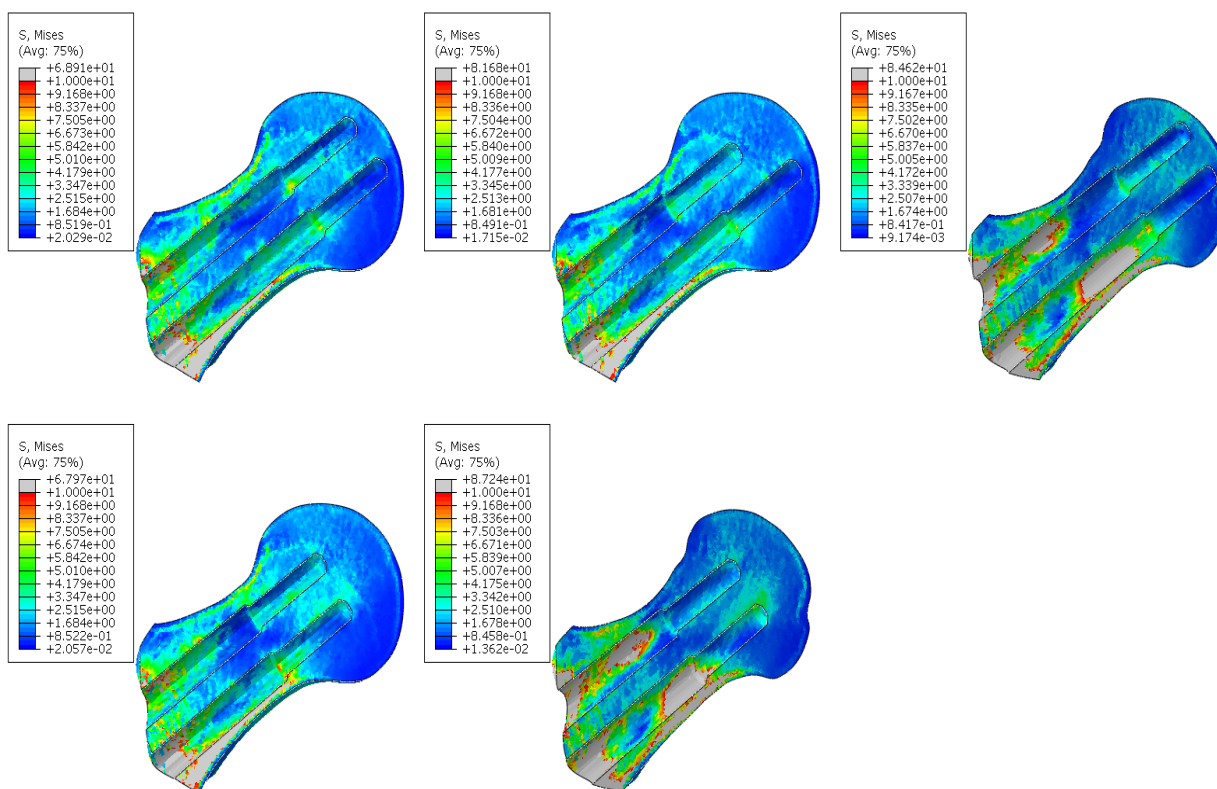
Graf. 6. Graf zobrazující absolutní velikost posuvu Δ [mm] (červená barva) a spojnice trendu (modrá barva) velikosti posuvu Δ proximálního fragmentu u jednotlivých analyzovaných modelů po deseti krocích pacienta. Jako referenční hodnota byla vždy uvažována velikost zjištěná u Modelu 0.

Jak je patrné z obr. 75, **kostní tkáň proximálního konce stehenní kosti je nejvíce namáhána v místě, kde se o sebe opírají kostní fragmenty krčku a diafýzy stehenní kosti, a to v nejnižším místě krčku.** S ohledem na volbu zatížení a okrajových podmínek výpočtového modelu budou hodnoceny pouze hlavice s krčkem a diafýza stehenní kosti. Zbývající dva kostní fragmenty nepřenášejí žádné zatížení a jsou tudíž pro hodnocení výsledků MKP analýz nepodstatné. Pro vyhodnocení výsledků provedených MKP analýz bude sledována velikost a rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa], které lze chápat jako míru intenzity napjatosti v jednotlivých částech modelovaného systému. Pro hodnocení vlivu pozice fixačního systému PFN Medin na napjatost kostní tkáně bude hodnocena pouze oblast, která se nachází v blízkém okolí PFN Medin. Zbývající části, nebudou hodnoceny, a to z důvodu ovlivnění výsledků zvolenými okrajovými podmínkami (uložení, distribuce sil atd.).



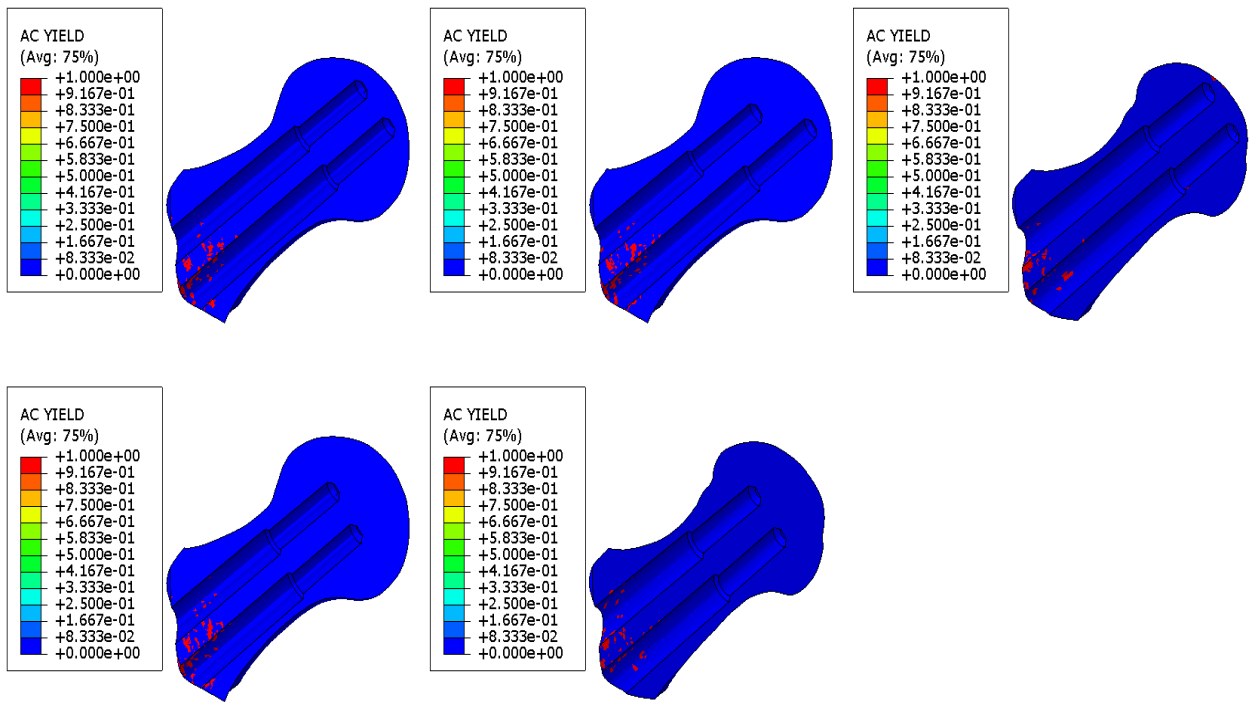
Obr. 75. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu proximálního konce stehenní kosti a jednotlivých kostních fragmentů v modelu *nestabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Rozložení a velikost redukovaných napětí v hlavici a krčku stehenní kosti je patrné z obr. 76. **Největší zatížení kostní tkáně je v referenčním Modelu IV** ($\sigma_{\text{HMH}} = 87,2$ MPa) a naopak nejmenší zatížení je Modelu III ($\sigma_{\text{HMH}} = 68,0$ MPa). Při hodnocení vlivu implantace PFN Medin na napjatost kostní tkáně není důležitá pouze velikost maximálních napětí, ale i jejich rozložení a pozice.



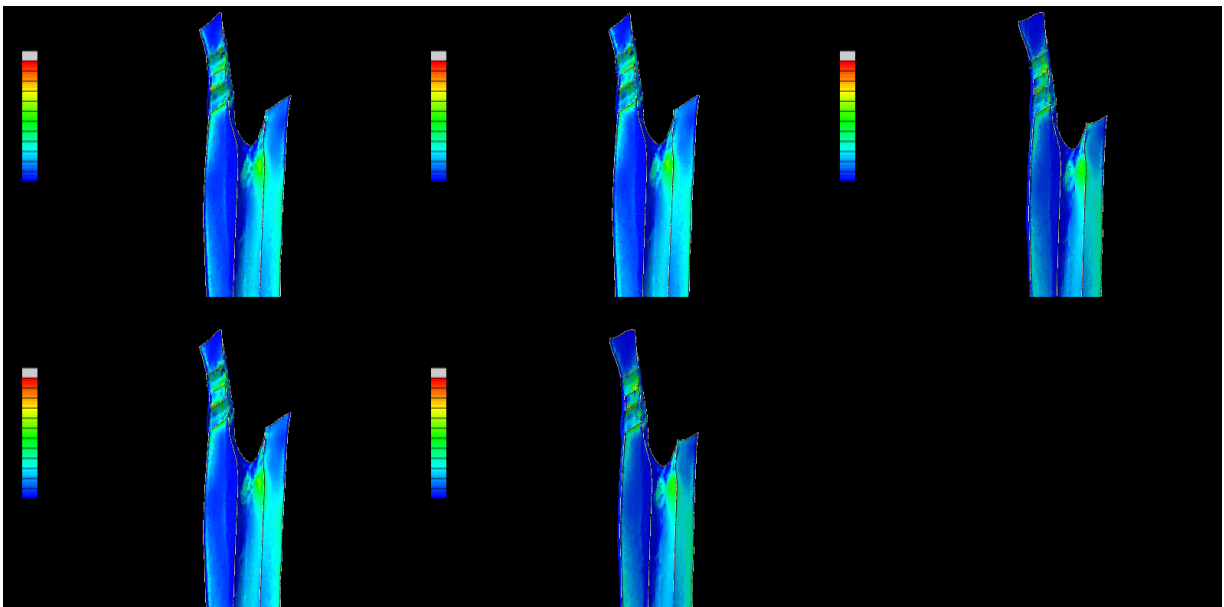
Obr. 76. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu proximálního fragmentu modelu *nestabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Další zajímavou skutečností je fakt, kdy u všech analyzovaných modelů je zatížena oblast blízko horního krčkového šroubu, kde dochází k výraznému přetížení kostní tkáně (nejvíce Model II a Model IV). Z tohoto pohledu je evidentní, že v Modelu 0 je rozložení σ_{HMH} rovnoměrné a tudíž je zde nejmenší riziko „proříznutí“ šroubů. Naopak u **Modelu III je vidět, že na konci horního krčkového šroubu v subchondrální oblasti je vyšší koncentrace napětí, a tudíž je zde zvýšené riziko „cut-out“ fenoménu šroubu.** U Modelu IV je patrné zvýšené zatížení krčku stehenní kosti v porovnání s ostatními modely.



Obr. 77. Oblasti modelu, kde došlo k překročení meze kluzu σ_k v řezu proximálního fragmentu modelu *nestabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Velmi podobná je situace při hodnocení napjatosti diafýzy proximálního konce stehenní kosti. Napjatost v této části modelu je téměř stejná ($\sigma_{\text{HMH}} = 203,4 \text{ MPa}$) u všech modelovaných situací. U všech analyzovaných modelů je pak **maximální napětí σ_{HMH} lokalizováno na hraně horního otvoru pro krčkový šroub** (obr. 78). Tato skutečnost je s ohledem na způsob zatížení modelu v souladu s předpoklady.



Obr. 78. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu diafýzy stehenní kosti v modelu *nestabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

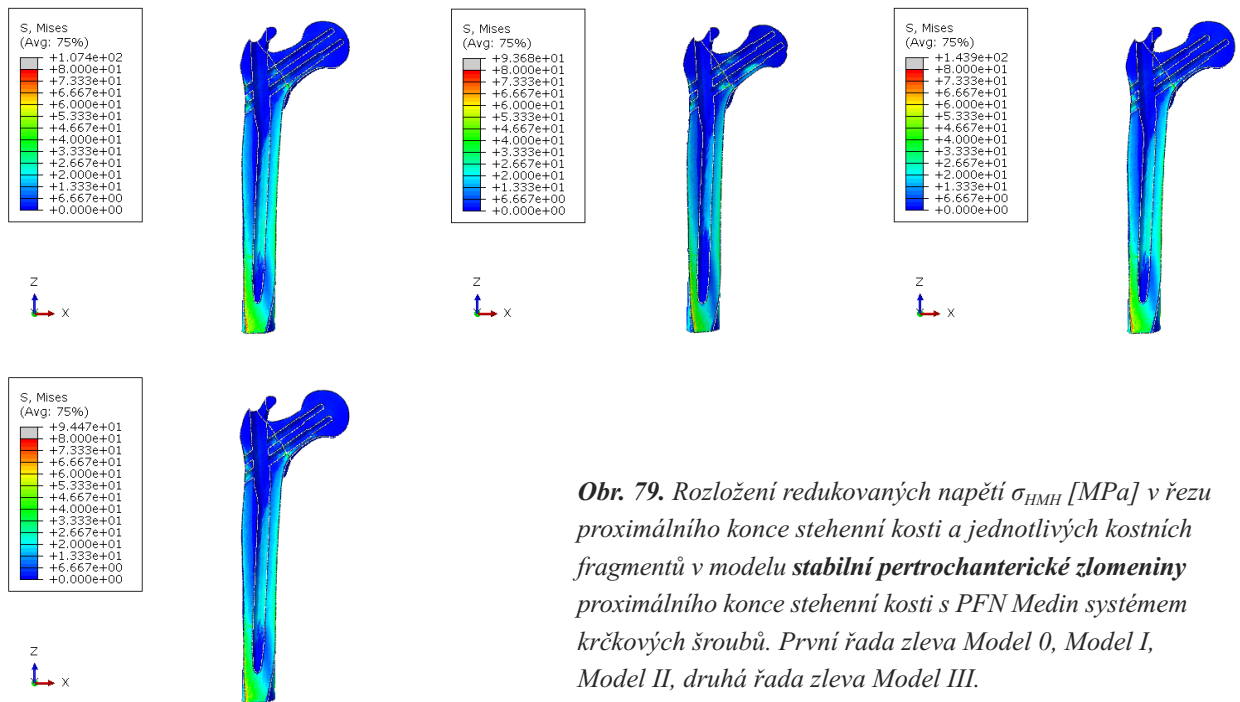
6.3.2. Stabilní petrochanterické zlomeniny

Všechny provedené výpočtové analýzy byly modelovány jako kontaktní, nelineární a statické úlohy, při kterých byla zjišťována odezva celého systému na aplikované zatížení. Provedené výpočtové MKP analýzy při řešení podrobně zohledňovaly lokální mechanické vlastnosti kostní tkáně. Získané výsledky MKP analýz jsou přehledně uvedeny v tabulce 3. Pro vyhodnocení výsledků provedených MKP analýz byla sledována velikost redukováných napětí σ_{HMH} [MPa], kterou lze chápat jako míru intenzity napjatosti v jednotlivých částech modelovaného systému. Druhým sledovaným parametrem byl posuv proximálního fragmentu stehenní kosti Δ [mm] ve směru rovnoběžném s osou krčkových šroubů. Tato míra posuvu vyjadřuje velikost skluzu, kdy se proximální fragment posune díky skluzu krčkových šroubů v nitrodřeňovém hřebu k diafýze stehenní kosti.

	Top	Bottom	Krčkové šrouby	Hřeb	Posuv
	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	σ_{HMH} [MPa]	Δ [mm]
Model 0	56,2	107,4	623,0	625,3	0,19
Model I	47,6	93,7	662,3	663,4	0,26
Model II	56,1	143,9	690,9	685,1	0,24
Model III	51,0	94,5	690,9	685,3	0,13

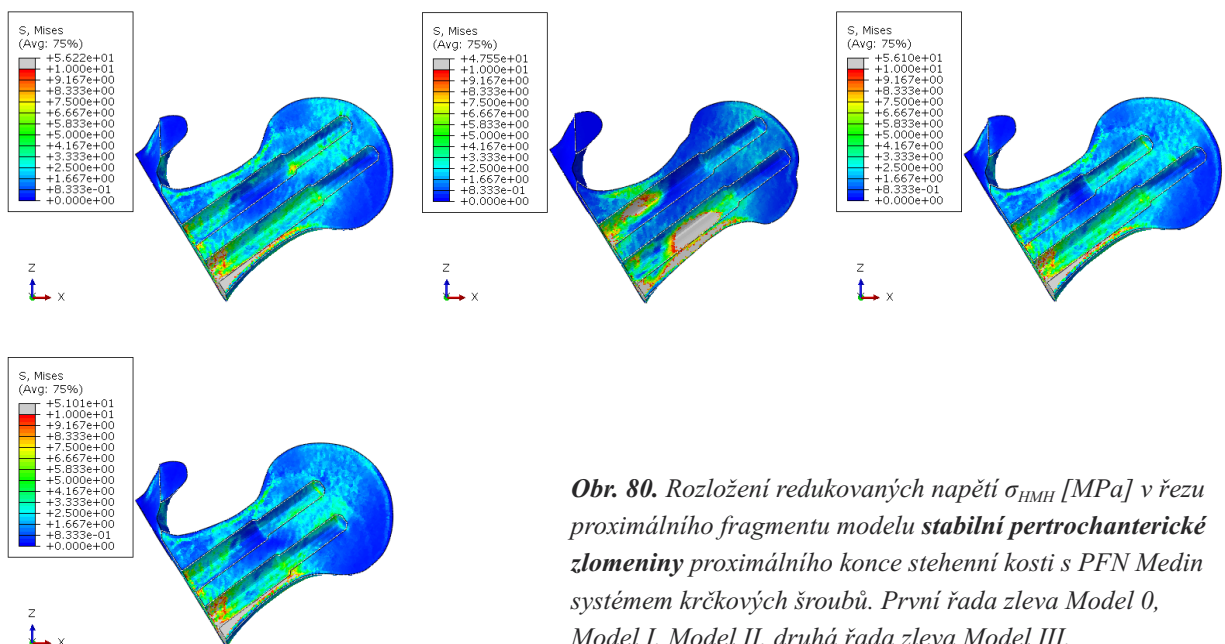
Tabulka 3. Tabulka výsledných hodnot redukováných napětí σ_{HMH} [MPa] na jednotlivých částech výpočtového MKP modelu distálního konce stehenní kosti a hřebu PFN Medin.

Z výsledků MKP simulací uvedených v tabulce 3 a na obr. 79 je patrné, že napjatost v celém modelu stehenní kosti a PFN hřebu Medin je při uvažovaném zatížení dost značná. Kostní tkáň stehenní kosti (distální fragment – část s názvem Bottom) je u všech modelů zatížena nejvíce v oblasti distálního konce femuru v místě uchycení modelu. V této části stehenní kosti se pohybují maximální hodnoty redukováných napětí σ_{HMH} v rozsahu 93,7 MPa (Model I) až 143,9 MPa (Model II).



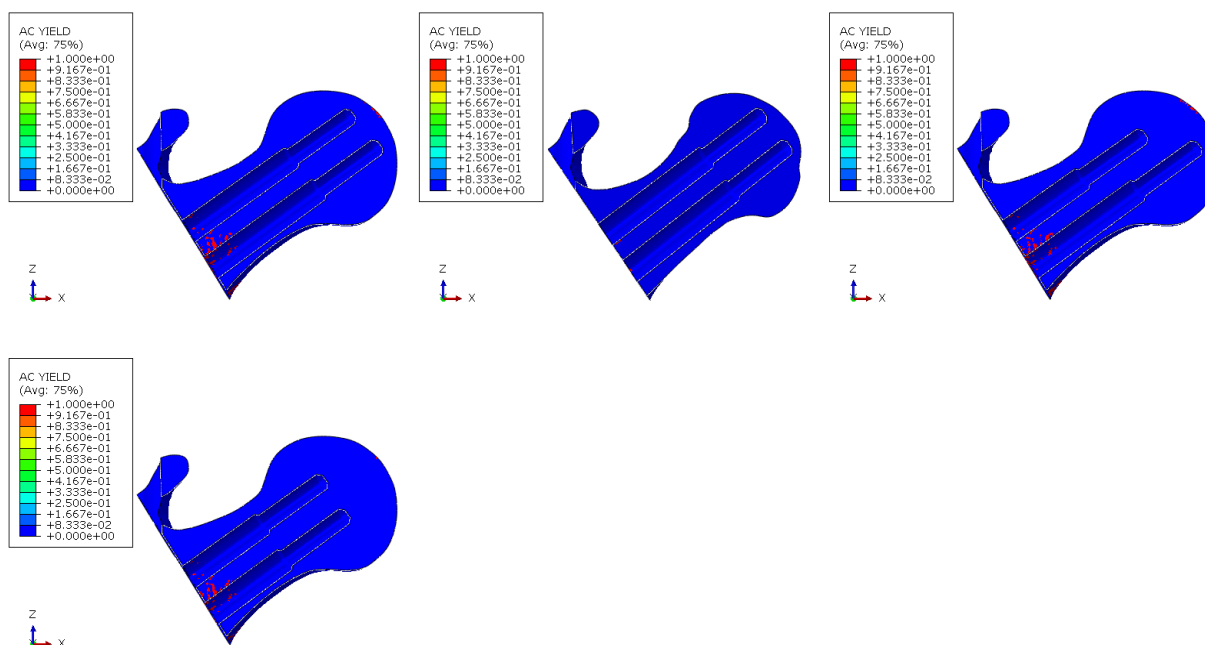
Obr. 79. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu proximálního konce stehenní kosti a jednotlivých kostních fragmentů v modelu *stabilní pertrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III.

Na obr. 80 je patrné rozložení napětí σ_{HMH} v kostní tkáni hlavičky a krčku femuru. Kostní tkáň stehenní kosti (proximálního fragmentu – část s názvem Top) 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 fragment distální. Maximální hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} jsou zde v rozsahu 51,0 MPa (Model III) až 56,2 MPa (Model 0). Naproti tomu u Modelu I dochází k maximálnímu zatížení kostní tkáně v místě dolního otvoru, ve kterém je umístěn spodní krčkový šroub, blízko roviny zlomeniny. U všech modelů dochází v této části modelu také k degradaci kostní tkáně v těsném okolí roviny zlomeniny a otvoru, kterým prochází spodní krčkový šroub (obr. 81).



Obr. 80. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu proximálního fragmentu modelu *stabilní pertrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III.

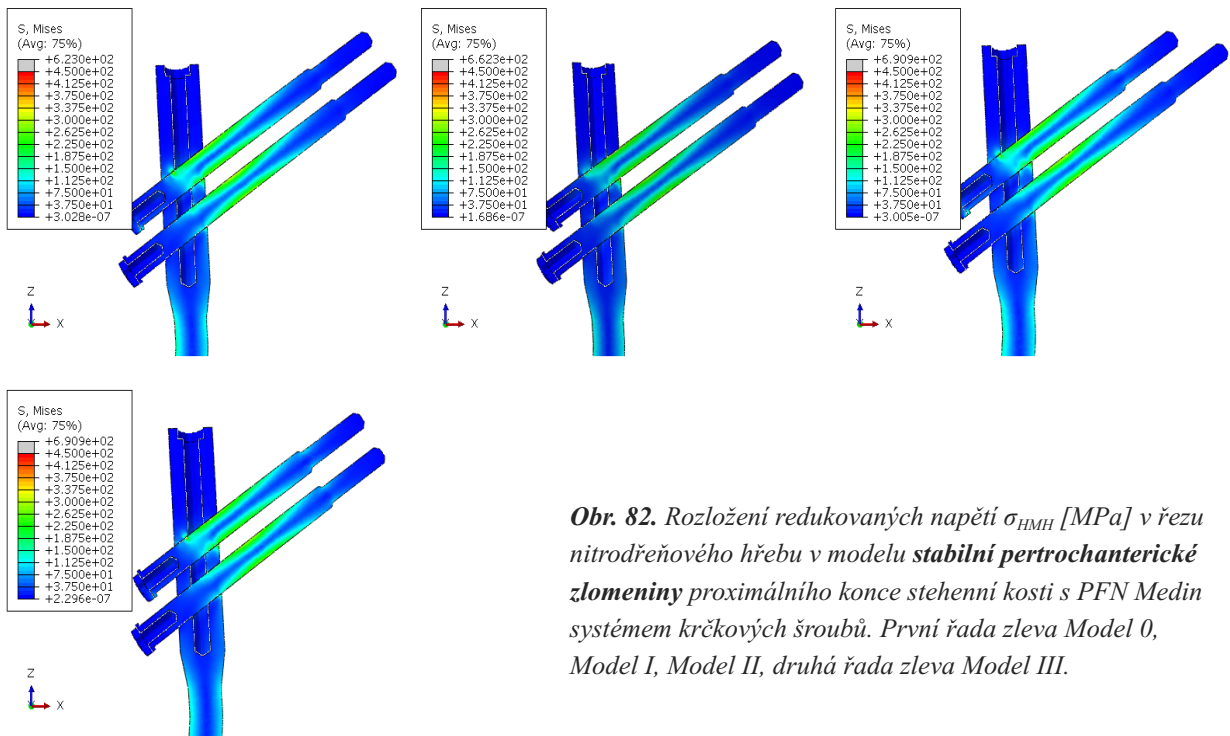
Z pohledu hodnocení odezvy kostní tkáně na vnější zatížení pro různá umístění PFN hřebu Medin je důležitý také charakter rozložení napjatosti (obr. 80). Z pohledu úspěchu implantace PFN hřebu Medin je důležité rovnoměrné rozložení napětí v celém objemu hlavičky stehenní kosti. Optimální stav je patrný na obr. 80 (Model 0), kdy krček stehenní kosti je zatížen rovnoměrně v jeho horní i dolní polovině. K přenosu zatížení z krčkových šroubů na hlavičku stehenní kosti dochází spíše na úrovni rozhraní hlavičky a krčku. Oproti tomu u Modelu I je patrné přemístění zatížení do střední části spodního krčkového šroubu. Současně je patrné zvýšení napjatosti v oblasti hlavičky stehenní kosti v místě závitů krčkových šroubů. U všech hodnocených modelů dochází v oblasti, kde jsou otvory pro krčkové šrouby blízko roviny zlomeniny, k degradaci kostní tkáně (obr. 81).



Obr. 81. Oblasti modelu, kde došlo k překročení meze kluzu σ_k v řezu proximálního fragmentu modelu **stabilní petrochanterické zlomeniny** proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů.

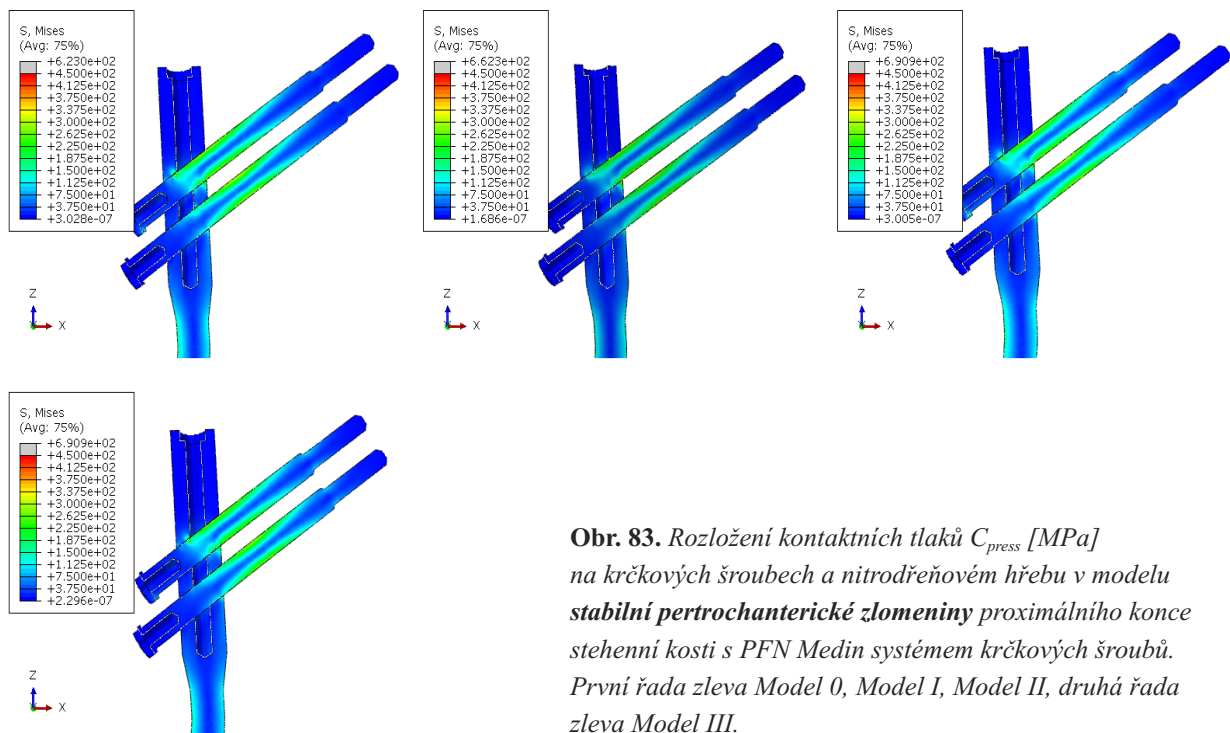
První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III.

Výstupem provedených numerických MKP analýz je také hodnocení napjatosti PFN hřebu Medin. Výsledné hodnoty redukovaných napětí σ_{HMH} jsou uvedeny v tabulce 3 a na obr. 82. Z uvedených výsledků je patrné, že zatížení PFN hřebu je při uvažovaném zatížení přiměřené a došlo jen k mírnému překročení velikosti hodnoty meze kluzu σ_k . Maximální velikosti σ_{HMH} jsou u PFN hřebu Medin v rozsahu 623,0 MPa (Model 0) až 690,9 MPa (Model III).



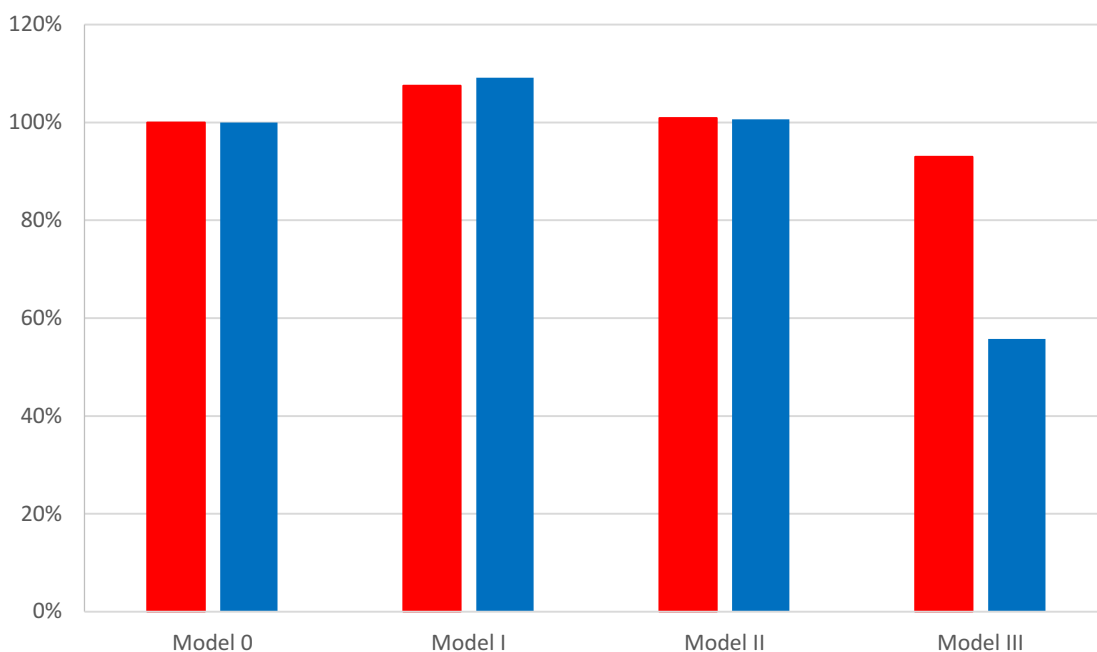
Obr. 82. Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu nitrodřeňového hřebu v modelu *stabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III.

V kritickém místě konstrukce PFN Medin, tj. **na hraně otvoru pro horní krčkový šroub, se nacházejí také největší kontaktní napětí C_{press}** (Model IV: $C_{press} = 1307$ MPa) (obr. 83). Velikost těchto napětí vysoce překračuje mez kluzu σ_k , ale absolutní hodnota těchto tlaků je ovlivněna systémovou chybou, kterou má MKP. Nicméně rozložení těchto kontaktních tlaků je v souladu s předpokládanými výsledky a slouží pouze pro dokreslení celé situace.



Obr. 83. Rozložení kontaktních tlaků C_{press} [MPa] na krčkových šroubech a nitrodřeňovém hřebu v modelu *stabilní petrochanterické zlomeniny* proximálního konce stehenní kosti s PFN Medin systémem krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III.

Na základě získaných výsledků lze konstatovat, že **systém PFN Medin je dimenzován dostatečně vzhledem k jeho zatížení, a to platí nezávisle na pozici, v jaké je implantován do proximálního konce stehenní kosti**. Naprosto odlišná je ale situace při hodnocení funkce systému PFN Medin, speciálně pak skluzného fenoménu. Jak je patrné z tabulky 3 a grafu 7, tak velikost posuvu v hlavici stehenní kosti je vysoce závislá na pozici, v jaké je zaveden systém PFN Medin do kosti. Největší velikost posuvu Δ byla zjištěna u Modelu I ($\Delta = 0,26$ mm) a Modelu II ($\Delta = 0,24$ mm), naopak nejmenší pak u referenčního Modelu III ($\Delta = 0,13$ mm).



Graf 7. Zobrazení absolutní velikosti posuvu Δ [mm] (červená barva) a spojnice trendu (modrá barva) velikosti posuvu Δ proximálního fragmentu u jednotlivých analyzovaných modelů po deseti krocích pacienta. Jako referenční hodnota byla vždy uvažována velikost zjištěná u Modelu 0.

6.4. Diskuze

Pro provedení parametrických numerických simulací byla použita metoda konečných prvků (MKP). Cílem realizovaných simulací bylo zjištění odezvy analyzovaného modelu stehenní kosti se stabilní a nestabilní petrochanterickou zlomeninou fixovanou hřebem PFN Medin. Primárně byl hodnocen vliv různého umístění nosných krčkových prvků PFN Medin na zatížení kostní tkáně. Metoda konečných prvků je již desítky let využívána v průmyslu, ale její použití je možné i v oblasti medicíny a biomedicíny [12, 13, 147, 200]. Pozornost realizované studie byla namířena především na zjištění stability a tuhosti celého systému kost-hřeb. Z výsledků provedených numerických analýz a porovnáním klinicky získaných informací umožnila prokázat, které z klinické praxe tušené chyby při operativním provedení osteosyntézy jsou či nejsou skutečně významné a zvyšují riziko vzniku následných specifických komplikací [98].

Všechny modelované situace odpovídaly reálné klinické praxi, která může nastat při léčbě zlomenin horního konce stehenní kosti a kterou lze více či méně ovlivnit provedením vlastního operačního výkonu. V naší studii jsme porovnávali stabilní a nestabilní pertrochanterickou zlomeninu ošetřenou hřebem PFN Medin. **Srovnání našich výsledků s literaturou je obtížné, stejná ani obdobná studie dosud nebyla publikována.** Jedním z důvodů může být i to, že krátký rekonstrukční hřeb PFN Medin je české provenience a jeho rozšíření za hranice České republiky je limitované. Základní konstrukční odlišnost hřebu PFN Medin je dána zejména použitím dvou stejných nosných krčkových prvků. **Běžně dostupné zahraniční intramedulární implantáty využívají různé varianty nosných prvků,** nejčastěji jeden hlavní nosný prvek (např. Gamma 3, Stryker), nebo jeden hlavní skluzný a jeden krátký antirotační pin (např. PFT Targon, BBraun).

Stabilní pertrochanterické zlomeniny

Operační léčba stabilních pertrochanterických zlomenin většinou nečiní obtíže. U stabilních pertrochanterických zlomenin je za ideální implantát považován dynamický kyčelní šroub [139]. Jako hlavní výhoda bývá uváděno menší množství pooperačních komplikací [1]. Hrubina a spol. ve své práci na biomechanickém modelu stabilní pertrochanterické zlomeniny fixované DHS prokázali existenci rizikové polohy [96]. Podle Hrubiny a spol. umístění nosného šroubu na RTG v předozadní projekci v horní třetině krčku femuru vede k překročení limitních materiálových hodnot (mez kluzu σ_k) pro chirurgickou ocel a hrozí tak riziko selhání DHS. Velmi podobné riziko Hrubina a spol. uvádí, pokud není nosný šroub ukotven subchondrálně (více než 10 mm od mediálního okraje hlavice). Za ideální pozici nosného šroubu označil ve shodě s Yuanem pozici centrálně v krčku [97, 200]. **Pokud chceme minimalizovat ztrátu repozice, varizaci proximálního fragmentu a následný „cut-out“ nosného šroubu, je potřeba dodržet exaktní zavedení DHS v obou projekcích [28].** V provedených MKP simulacích byla stabilní zlomenina fixována pomocí PFN Medin a sledována byla míra zatížení kostní tkáně (zejména v okolí šroubů) a zatížení PFN. Z pohledu charakteru a distribuce zatížení v kostní tkáni se jeví jako optimální referenční model, který respektuje subchondrální ukotvení šroubů a osově zavedení v obou projekcích. U tohoto modelu je patrné rovnoměrné rozložení napětí mezi horní i dolní polovinou krčku. Tento stav je příznivý pro proces remodelace a adaptace kostní tkáně na změnu jejího zatížení v důsledku inserce PFN. Podle očekávání došlo u všech hodnocených modelových situací k patrnému zvýšení napjatosti v místě závitů šroubů. Při porovnání zjištěných hodnot s výsledky prezentovanými Hrubinou a spol. pro DHS nedošlo u žádného z hodnocených modelů k výraznému překročení meze kluzu σ_k . V důsledku toho je **výrazně nižší riziko selhání PFN při fixaci stabilních pertrochanterických zlomenin, než je tomu v případě použití DHS.** Z těchto zjištění lze formulovat závěr, že v porovnání s DHS je systém PFN Medin méně závislý na precizní technice zavedení fixačních prvků do proximálního fragmentu. Na rozdíl od fixačního systému DHS **je stabilita zlomeniny a funkce fixačního systému PFN Medin zachována i při jiné než optimální pozici fixačních prvků v proximálním fragmentu.**

Nestabilní pertrochanterické zlomeniny

Zcela odlišná situace je u nestabilních pertrochanterických zlomenin, která je zatížena více komplikacemi než stabilní zlomeniny. Identifikovat možná rizika a předejít tím vzniku komplikací je cílem řady teoretických prací, které především na biomechanickém podkladě porovnávají různé fixační systémy. Kouvidis a spol. signifikantně prokázali výrazně větší odolnost dvou fixačních prvků před varizací proximálního fragmentu a posléze „cut-out“ fenoménu oproti jednomu nosnému šroubu [121]. Kubiak a spol. biomechanickými testy taktéž prokázali na kadaverózním modelu nestabilní pertrochanterické zlomeniny vyšší pevnost při užití hřebu se dvěma šrouby do proximálního fragmentu než při užití jedno šroubového systému [122]. K podobným výsledkům dospěli při srovnání jedno a dvoušroubové fixace Hoffmann a spol. [95] i Nüchtern [148]. Nüchtern rovněž prokázal při cyklickém zatížení 12 párů kadaverózních modelů nestabilní zlomeniny AO 31-A2.3 vyšší odolnost dvoušroubového hřebu Trigen Intertan (Smith and Nephew) než u jednošroubového hřebu Gamma 3 (Stryker). V publikovaném souboru došlo k selhání hřebu Trigen Intertan při hodnotě TAD vyšší než 49 mm, zatímco u Gamma hřebu došlo k selhání při TAD 30 mm. Dvoušroubový systém dle autora přináší větší stabilitu i při malpozici fixačních prvků. Helwig a spol. zkoumali metodou konečných prvků (MKP) na modelu nestabilní pertrochanterické zlomeniny vliv zavedení proximálních fixačních prvků hřebu do tzv. kaudální pozice (dolní část krčku) a centrální pozice (střední část krčku) [91]. Potvrdili, že kaudální pozice je bezpečnější. Konstantinidis a spol. pokračovali v práci Helwiga a spol. a zkoumali rovněž vliv zavedení proximálních fixačních prvků hřebu do tzv. kaudální pozice (dolní část krčku) a centrální pozice (střední část krčku) [119]. U 15 párů kadaverózních femurů provedli pertrochanterickou osteotomii. Použili při tom po pěti hřebech PFN-A (Synthes), PFT Targon (BBraun), Intertan (Smith and Nephew). Na rozdíl od Helwiga a spol. celý systém cyklicky zatížili a zjistili, že zavedení nosných prvků do kaudální pozice je biomechanicky výhodnější s menším rizikem varizace proximálního fragmentu. Výsledkem publikovaných studií je preference dvouprvkových implantátů před hřebu typu Gamma. Žádná uvedená studie, pouze Nüchtern [148] ve svých modelových situacích, nepočítala s malpozicí fixačních prvků, proto jsou výsledky s našimi zjištěnými údaji obtížně komparabilní.

Při hodnocení stability fixace zlomeniny, zatížení kostní tkáně i zatížení vlastního systému PFN je potřeba hodnotit každou část modelu odděleně. Z výsledků provedených MKP analýz je patrné, že nejvíce namáhaným dílem fixačního systému PFN Medin je hřeb, speciálně hrana otvoru pro horní krčkový šroub. V tomto místě se o sebe opírá krčkový šroub a hřeb, kdy velikost působícího zatížení je úměrná velikosti vysazení krčkového šroubu od hřebu. U všech modelů, kromě Modelu 0, došlo podle očekávání v tomto kritickém místě k mírnému překročení meze kluzu. Toto překročení mezní hodnoty bylo realizováno na velmi malé ploše, kde dojde k jejímu „vymáčknutí“, což ale nemá žádný vliv na funkci či spolehlivost PFN. Proto lze konstatovat, že **systém PFN Medin je dimenzován optimálně vzhledem k jeho zatížení, a to platí nezávisle na pozici, v jaké je implantován do proximálního konce stehenní kosti.** Naprosto odlišná je ale situace při hodnocení funkce systému PFN Medin, speciálně pak skluzného fenoménu, který je do určité míry vítaným prvkem. Posuv proximálního fragmentu laterálně směrem k hřebu

a diafýze je vhodný, pokud při něm dojde ke zvětšení kontaktní plochy fragmentů zlomeniny. Míra posuvu hlavice stehenní kosti je vysoce závislá na pozici, v jaké je zaveden systém PFN Medin do kosti. Největší velikost posuvu byla zjištěna u Modelu II a Modelu IV, kde jsou nosné šrouby zavedeny mimo osu krčku. Toto zavedení, dle výsledků MKP analýzy, patrně ukazuje na to, že **zavedení mimo osu krčku vede k nápadně většímu rozsahu skluzu a tím může naopak dojít k medializaci diafýzy a kontaktní plocha hlavních fragmentů může být naopak zmenšena, což v klinické praxi může imitovat prolongované hojení.** Nejmenší posuv proximálního fragmentu je u referenčního Modelu 0. Snížení míry skluzu zde naopak může ukazovat, že pokud se skluz děje v ose krčku, dojde ke kontaktu fragmentů dříve, než se vyčerpá samotný skluzný efekt. Na Modelech II, IV i 0 se ukazuje, že optimální funkce PFN je ovlivněna řadou faktorů. V klinické praxi vítaný skluzný efekt je podmíněn pozicí nosných prvků hřebu PFN Medin, ale vysoká míra skluzu proximálního fragmentu může být naopak varováním před hrozící medializací. Jedná se však o modelové situace, které musí být podpořeny klinickým sledováním.

Pro optimální funkci fixačního systému je nutná nejen optimální konstrukce, ale i vhodná pozice v kosti tak, aby byla kostní tkáň zatížena v optimálním případě rovnoměrně a pokud možno co nejméně. Protože přetížení kostní tkáně výrazně zvyšuje riziko uvolnění, vylomení či proříznutí šroubů z kosti. Z hodnocení velikosti a rozložení redukovaných napětí v kostní tkáni je zjevné, že **největší zatížení kostní tkáně je v Modelu IV a naopak nejmenší zatížení je v referenčním Modelu 0** a v Modelu III. U těchto dvou modelů je rozložení napětí rovnoměrně na horní i dolní straně krčku. U všech analyzovaných modelů je zatížena oblast blízko horního krčkového šroubu, kde dochází k výraznému přetížení kostní tkáně (nejvíce Model II a Model IV). Z tohoto pohledu je evidentní, že v Modelu 0 je rozložení σ_{HMH} rovnoměrné, a tudíž je zde nejmenší riziko proříznutí (cut-out) šroubů. Naopak u Modelu III je vidět, že na konci horního krčkového šroubu v subchondrální oblasti je vyšší koncentrace napětí, a tudíž je zde zvýšené riziko proříznutí (cut-out) šroubu. U Modelu IV je patrné zvýšené zatížení krčku stehenní kosti v porovnání s ostatními modely. Z výše uvedeného je evidentní, že v **případě fixace nestabilních pertrochanterických zlomenin horního konce stehenní kosti je pozice zavedení nosných prvků systému PFN zcela klíčová pro kvalitu a spolehlivost fixace zlomenin.** Z klinické praxe známá „optimální pozice-Model 0“ se zdá být z pohledu nejmenšího zatížení kostní tkáně a dobře fungujícího skluzného efektu PFN nejvhodnější. Naopak jako kritická se jeví pozice, kdy jsou krčkové šrouby zavedeny mimo osu krčku v axiální projekci. **Situace, kdy nejsou krčkové šrouby zavedeny do subchondrální kosti hlavice, se jeví jako nevhodná, ale není to pozice kritická.**

Provedené numerické simulace pomocí MKP mají vysokou validitu, nicméně je třeba zachovat jistou míru zdrženlivosti při interpretaci výsledků, protože je to nástroj, který nám může přiblížit realitu, ale přesto je to jen její přiblížení. Ve všech realizovaných výpočtových analýzách byla použita určitá zjednodušení a zobecnění, která do jisté míry ovlivnila validitu prezentovaných výsledků. V MKP analýzách nebyla hodnocena kvalita kosti, která se může výrazným způsobem podílet na selhání provedené osteosyntézy zlomeniny stehenní kosti [101]. Dále šroubové

spoje byly realizovány pomocí vazby „tie“, která neumožňuje odlehnutí kontaktních povrchů. To znamená, že tímto spojením mohou být přenášeny jak tlakové, tak i tahové síly. To ovšem neodpovídá reálné situaci, kdy šroubový spoj v místě styku závitů s kostí je schopen přenášet pouze tlaková zatížení. Pro potřeby této srovnávací analýzy je ovšem toto zjednodušení zanedbatelné a nijak nesnižuje vypovídací hodnotu získaných výsledků a vyslovených závěrů. Druhým významným faktorem, který 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 fixační systémy a kostní tkáň namáhány opakujícím se pulsujícím zatížením, které navíc nemá konstantní velikost [33]. Právě tento způsob zatížení ovšem může zapříčinit proříznutí (*cut-out* fenomén) krčkového šroubu z hlavičky stehenní kosti. V realizovaných analýzách bylo zatížení provedeno cyklickým zatížením, ale počet cyklů byl velmi nízký a navíc materiálový model kosti nebyl schopen „regenerace“, jak je tomu u reálné kostní tkáně. I přes výše uvedené jsou výsledky provedených simulací validní a poskytují náhled na mechanismus zatížení kostní tkáně při použití fixačních systémů.

6.5. Závěr

Cílem této studie bylo pomocí metody konečných prvků vytvořit modely stabilní a nestabilní petrochanterické zlomeniny. Zhodnotit odezvy kostní tkáně a fixačních systémů používaných pro fixaci zlomenin proximálního konce stehenní kosti při stejných podmínkách zatížení v závislosti na jejich různém umístění. Z prezentovaných výsledků provedených numerických MKP simulací na modelech stabilní i nestabilní zlomeniny lze vyslovit několik závěrů a doporučení i s přihlédnutím k jistým omezením popsaným výše. Všechny získané výsledky ukazují, že z pohledu biomechaniky je velmi důležité optimální umístění fixačních systémů při léčbě zlomenin horního konce stehenní kosti. Umístění fixačního systému přímo ovlivňuje nejen velikost a způsob zatížení kostní tkáně stehenní kosti, ale i napjatost a zatížení tohoto systému. Na tomto místě je nutné zdůraznit, že pokud není fixační systém umístěn optimálně, může jeho zatížení způsobit překročení povolených hodnot napětí a hrozí jeho selhání. Riziko selhání fixačních systémů lze snížit jen jejich optimálním umístěním, klidovým režimem pacienta a co nejrychlejší iniciací zhojení zlomeniny.

Na základě získaných výsledků MKP analýz lze vyslovit následující závěry:

1. **Numerická metoda konečných prvků je vhodným nástrojem** pro objektivní a věrohodné simulace stavů *in vivo*, které nelze zjistit experimentálně.
2. Při řešení **stabilních petrochanterických zlomenin** femuru je **systém PFN Medin méně závislý na technice zavedení fixačních prvků**. Na rozdíl od systému DHS, je stabilita a funkce fixačního systému PFN Medin zachována i při jiné než optimální pozici fixačních prvků v proximálním fragmentu.

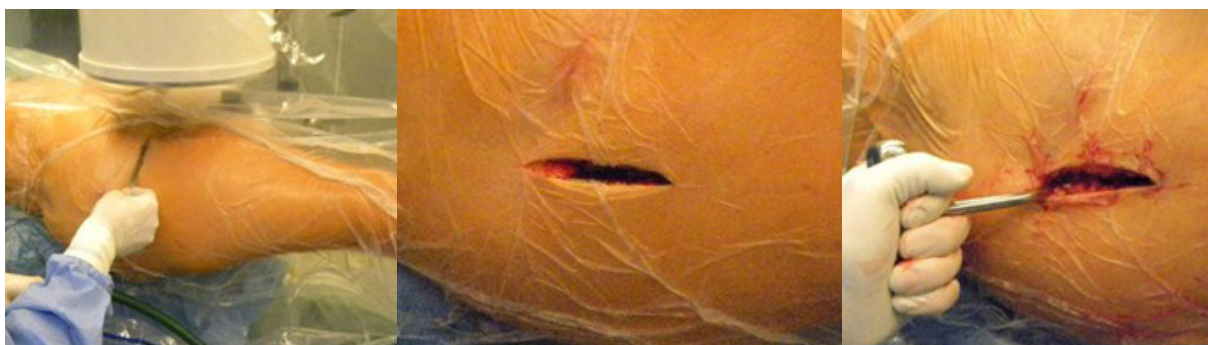
3. Při řešení **nestabilních pertrochanterických zlomenin** je funkce a stabilita systému PFN Medin závislá na technice a pozici zavedení fixačních prvků. Z výsledků studie je patrné, že **klíčovým faktorem je pozice PFN Medin v axiální projekci, kdy je důležité zavedení systému ve střední části krčkového fragmentu**. Pokud není dodržena tato podmínka, je fixace zlomeniny méně stabilní a je zvýšené riziko selhání osteosyntézy (medializace nebo *cut out*). **Je-li dodrženo správné osově zavedení šroubů do proximálního fragmentu v axiální projekci, pak funkce a stabilita systému PFN Medin není ovlivněna hloubkou zavedení krčkových šroubů.**
4. **Konstrukce systému PFN Medin je vyhovující a při zatížení nevykazuje žádné rizikové stavy, které by mohly vést k selhání systému.**
5. Osteosyntéza metodou PFN Medin je vhodná pro fixaci stabilních i nestabilních zlomenin proximálního konce stehenní kosti. Tento systém je stabilnější (tuhý) v porovnání se systémem DHS. **Provedené MKP analýzy ukázaly, že jeho správná funkce je také závislá na optimálním umístění PFH v kosti, ale oproti DHS případná technická chyba lékaře při implantaci nemusí nutně vést k výraznému zvýšení rizika selhání celého systému.** Také možnost použití tohoto systému v závislosti na typu zlomeniny proximálního konce stehenní kosti je mnohem širší a umožňuje lékaři jeho využití i v případech, kdy by bylo užití DHS rizikové anebo přímo nemožné.

7. Makroskopická pitva trochanterické oblasti zaměřená na operační přístup a obvyklá místa zavedení intramedulárních implantátů

7.1. Úvod

Intramedulární implantáty užívané k léčení trochanterických zlomenin jsou obvykle zaváděny z trochanterické oblasti. Některé implantáty, především určené pro diafyzární zlomeniny, jsou zaváděny z oblasti *fossa trochanterica*. Hřeby pro ošetření pertrochanterických zlomenin jsou většinou zaváděny z apexu velkého trochanteru. Volba entry pointu je odvislá od typu použitého implantátu. Porovnáním obou vstupních bodů byla věnována řada studií [9, 58, 145, 161, 177]. Vzhledem k tématu práce bude dále věnována pozornost pouze anatomické oblasti, z níž jsou zaváděny hřeby používané k ošetření trochanterických zlomenin, tzn. z oblasti *trochanter major*. Cílem studie je anatomická analýza uvedené oblasti se zaměřením na identifikaci rizikových struktur, které mohou být při implantaci hřebu poraněny a porovnání s dostupnými studiemi.

Při operaci je standardní kožní řez veden laterálně asi 5–10 cm nad vrcholem velkého trochanteru s 10–15° sklonem od osy končetiny distálně, v délce 3–6 cm. Následně je protnuta *fascia glutealis*, pod níž jsou uložena vlákna *musculus gluteus medius*. Podélnou dilatací vláken *musculus gluteus medius* se ozřejmí přístup k velkému trochanteru. Z jeho vrcholu je zaveden vodící drát pro předvrtání proximální části trochanteru. Druhou možností, při kominuci velkého trochanteru, je předvrtání vynechat a do dutiny zavést zavaděč s ostrou špičkou (obr. 84). Kontrola polohy vodícího drátu i zavaděče ve dvou projekcích na RTG zesilovači minimalizuje riziko špatné volby vstupního bodu do dutiny stehenní kosti.



Obr.84. Kontrola operačního přístupu pod RTG zesilovačem, operační přístup, zavaděč zavedený do dutiny stehenní kosti.

Pro tuto operaci lze zvolit i miniinvazivní přístup, který je indikován u jednoduchých pertrochanterických zlomenin bez kominuce velkého trochanteru. Pevný vodící drát je zaveden za stejných podmínek jako při klasickém přístupu. Z místa přibližně 5–8 cm nad velkým trochanterem je pod kontrolou RTG zesilovače zavedena špička drátu do vrcholu velkého trochanteru. Při správné pozici drátu v obou projekcích na RTG zesilovači je dále incidována kůže v okolí drátu asi 1–2 cm a následně je zaveden chránič a posléze vstupní široký vrták, který slouží k předvrtání trochanterického masivu. Miniinvazivní metoda zkracuje kožní řez nejméně na polovinu, urychluje operaci, ale je technicky náročnější. Krčkové fixační prvky jsou zaváděny po zavaděči z jiné 2–3 cm dlouhé incize umístěné pod *tuberculum vastoadductorium*. Při zavádění hřebu je vzhledem k velikosti operační rány obtížné identifikovat jednotlivé struktury, a proto jsme se rozhodli k makroskopické pitvě uvedené oblasti.

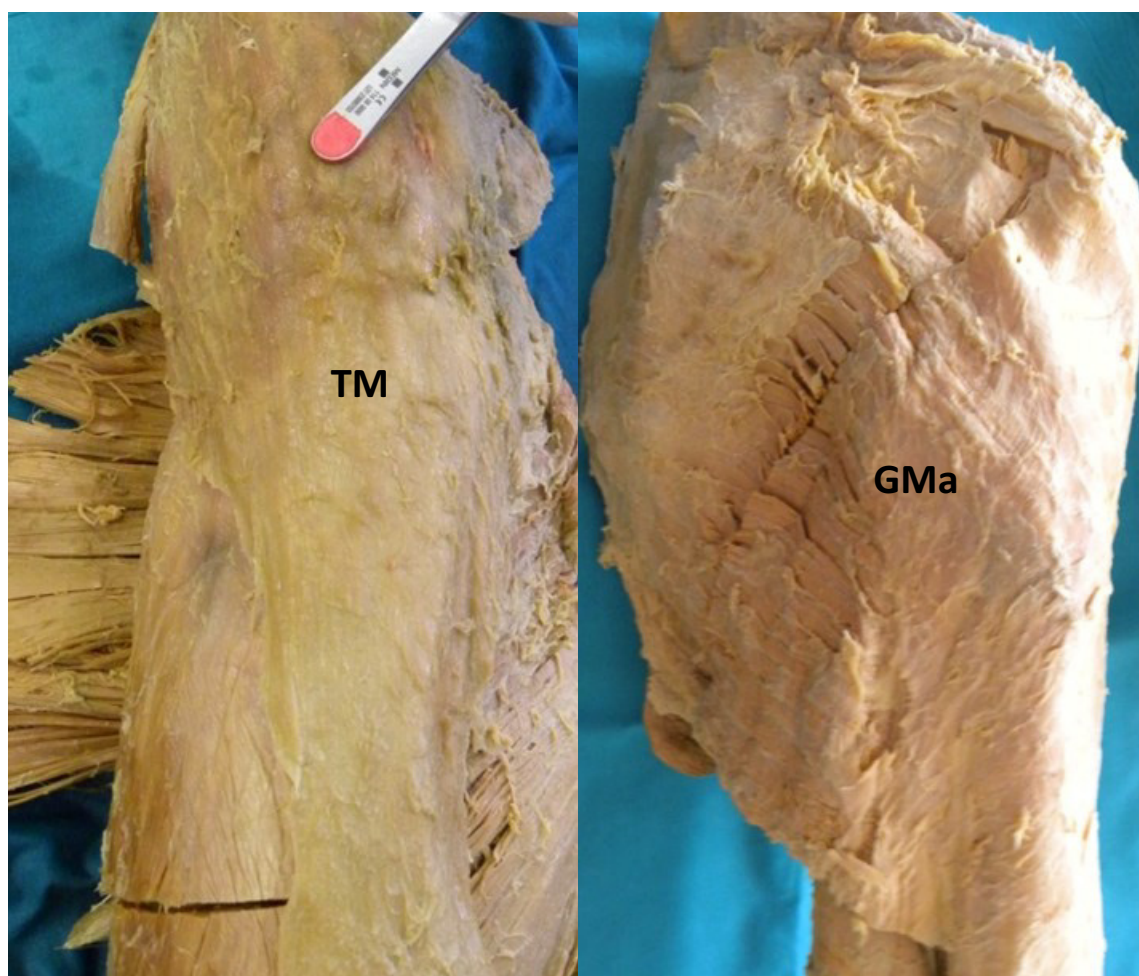
7.2. Metodika

Makroskopická pitva proximálního femuru byla provedena celkem na 20 fixovaných preparátech ze sbírek Ústavu anatomie 3. LF UK v Praze. V celém souboru preparátů nebyl rozlišen ani věk ani pohlaví. V provedené studii byla sledována oblast typických míst, z nichž jsou zaváděny nitrodřeňové hřeby (vstupní body). Sledována byla oblast *trochanter major* a laterální část proximální diafýzy femuru pod *tuberculum vastoadductorium*. Důraz byl kladen na identifikaci, typický průběh a úpon jednotlivých svalů (*m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, *m. vastus lateralis*), jejich vztah k neurovaskulárním strukturám a možnost jejich poranění při standardním operačním přístupu.

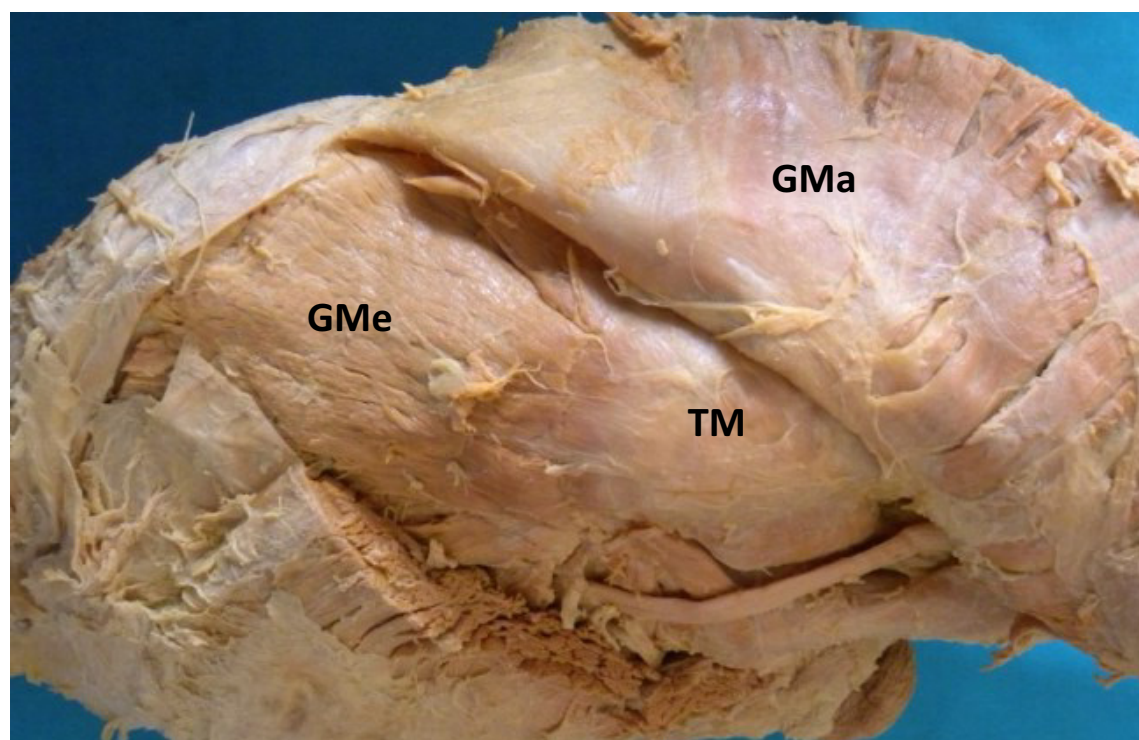
7.3. Výsledky

7.3.1. Oblast *trochanter major*

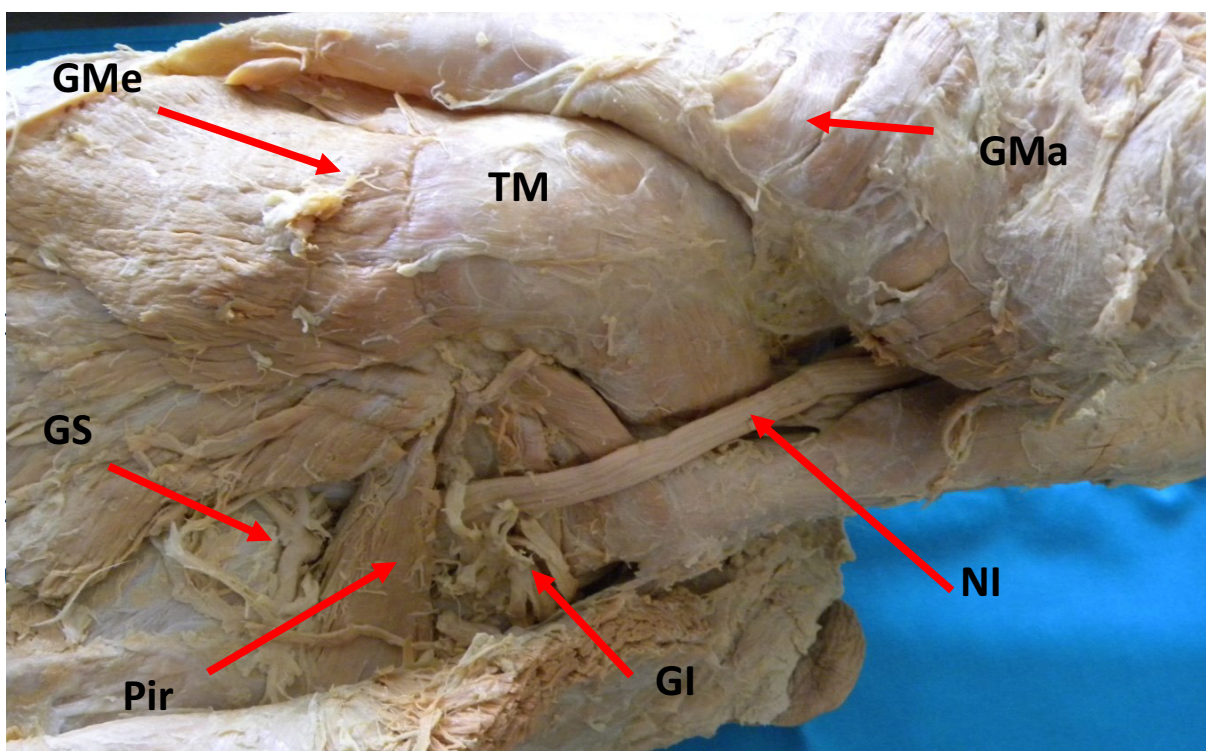
Trochanter major je snadno hmatná struktura a při operaci slouží jako základní orientační bod při vedení operačního řezu. Dorzálně je kryt skupinou svalů. Upínají se na něj hýžd'ové svaly. Nejpovrchověji uloženým svalem je *musculus gluteus maximus* (obr. 85), který se upíná až distálně pod trochanter na *tuberositas glutea*. *Musculus gluteus medius* se upíná dorzálně od *musculus gluteus minimus* (obr. 86) a tvoří střední vrstvu. Nejhlouběji a ventrálně se upíná *musculus gluteus minimus* (obr. 89).



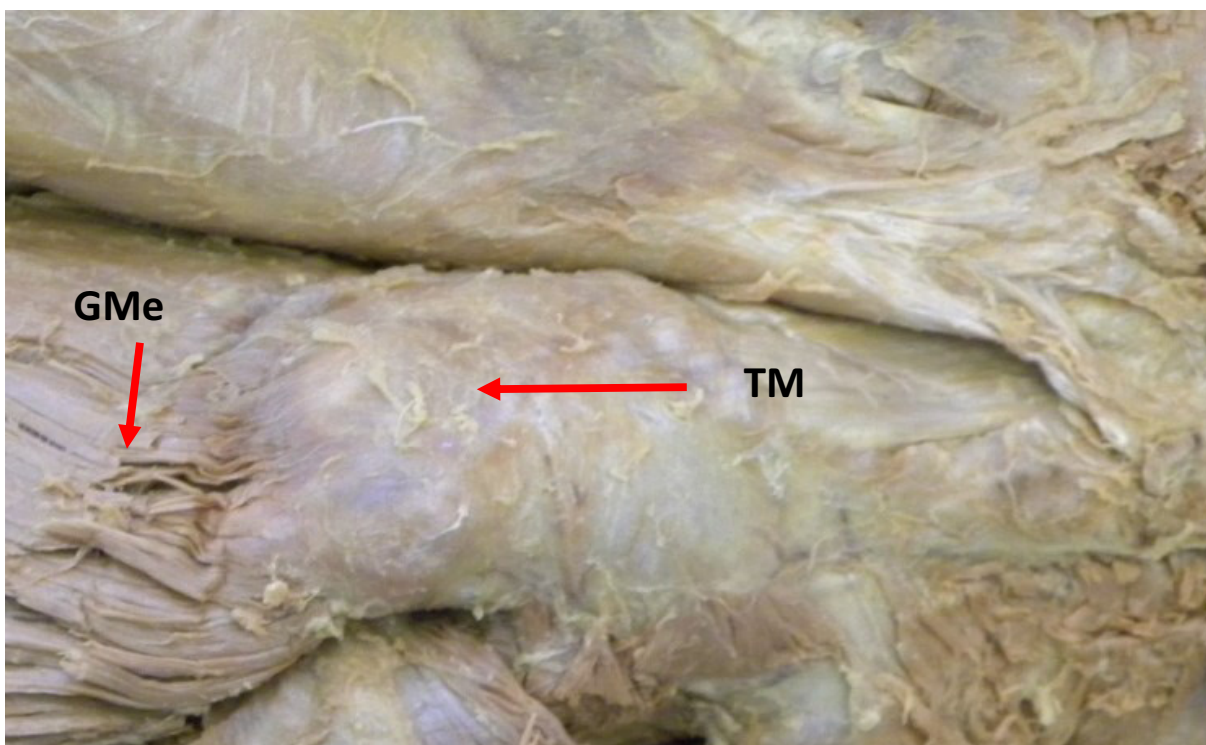
Obr. 85. Musculus gluteus maximus a jeho úpon na tuberositas glutea v proximální části femuru (laterální a dorzální pohled), (GMa – m. gluteus maximus, TM – trochanter major).



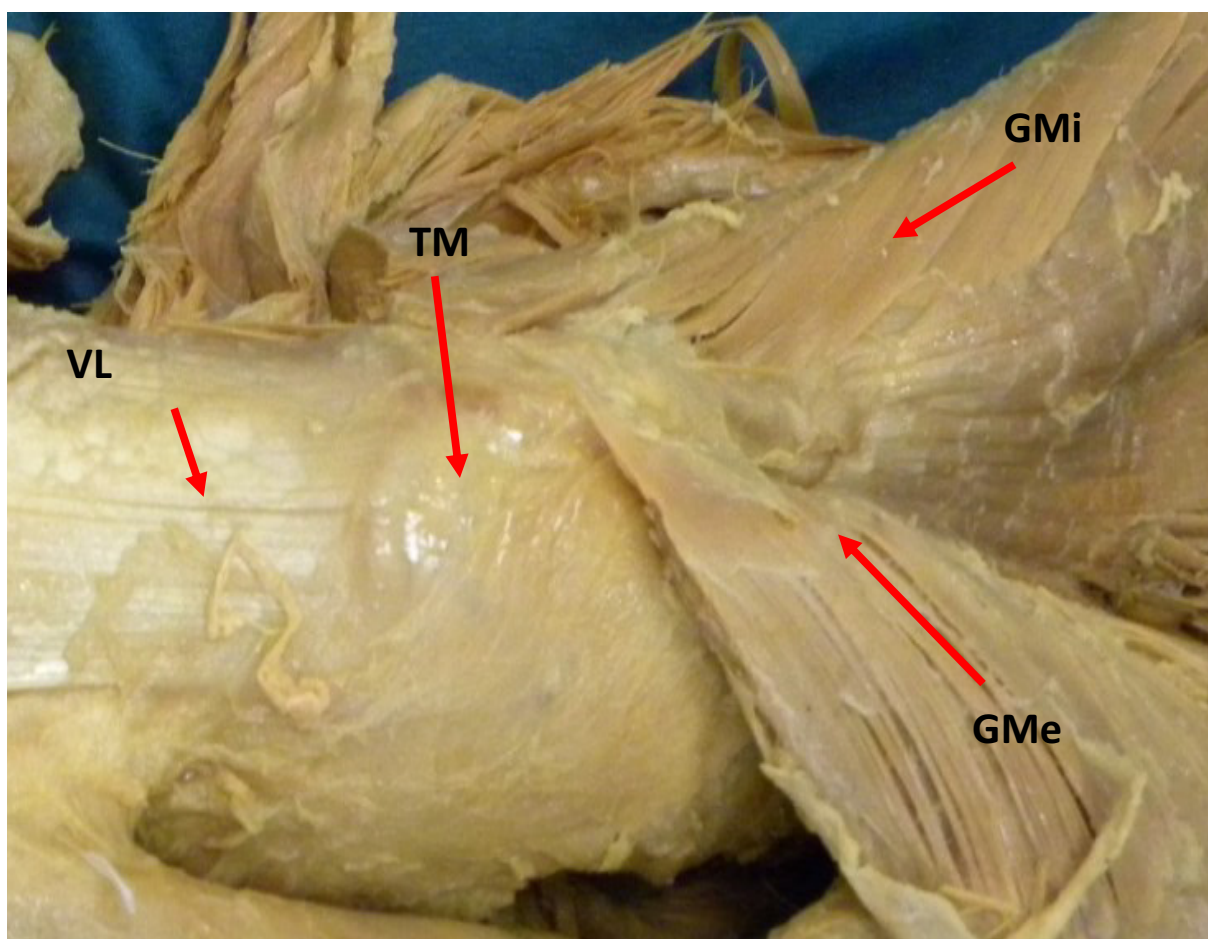
Obr. 86. Pohled na oblast trochanterického masivu po odklopení musculus gluteus maximus (GMa – m. gluteus maximus, GMe – m. gluteus medius, TM – trochanter major).



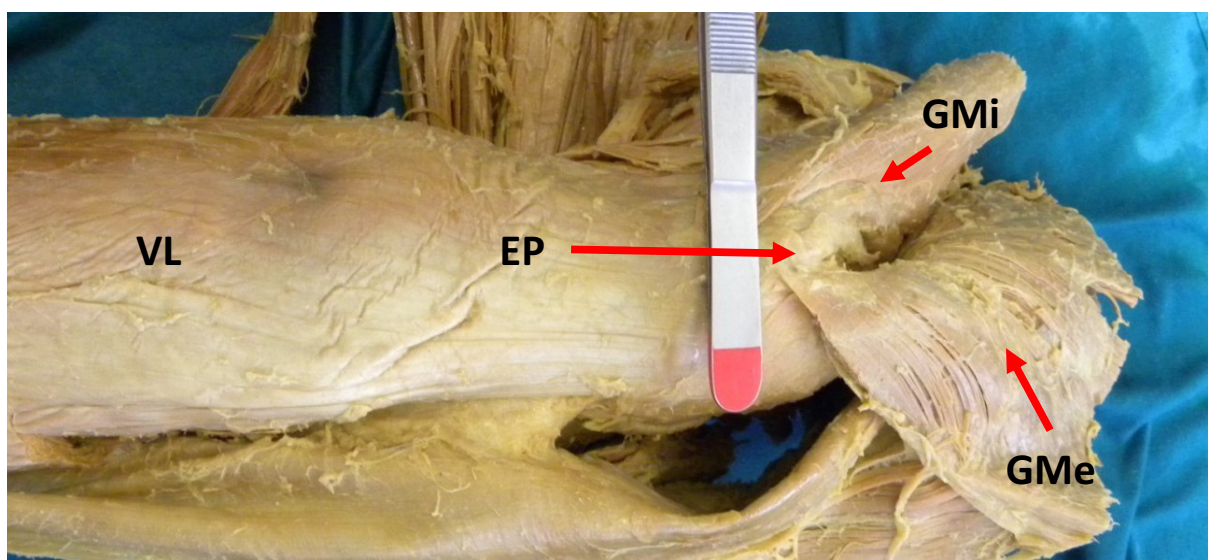
Obr. 87. Dorzální pohled na oblast kyčelního kloubu (Pir – m. piriformis, GMe – m. gluteus medius, TM – trochanter major, GMa – m. gluteus maximus, NI – nervus ischiadicus, GI – a. glutea inferior, GS – a. glutea superior).



Obr. 88. Pohled na oblast úpon m. gluteus medius (GMe) a trochanter major (TM) po odkrytí m. gluteus maximus



Obr. 89. Oblast úponu m. gluteus medius na trochanter major po odklopení m. gluteus maximus (VL – m. vastus lateralis, TM – trochanter major, GMe – m. gluteus medius, GMi – m. gluteus minimus).

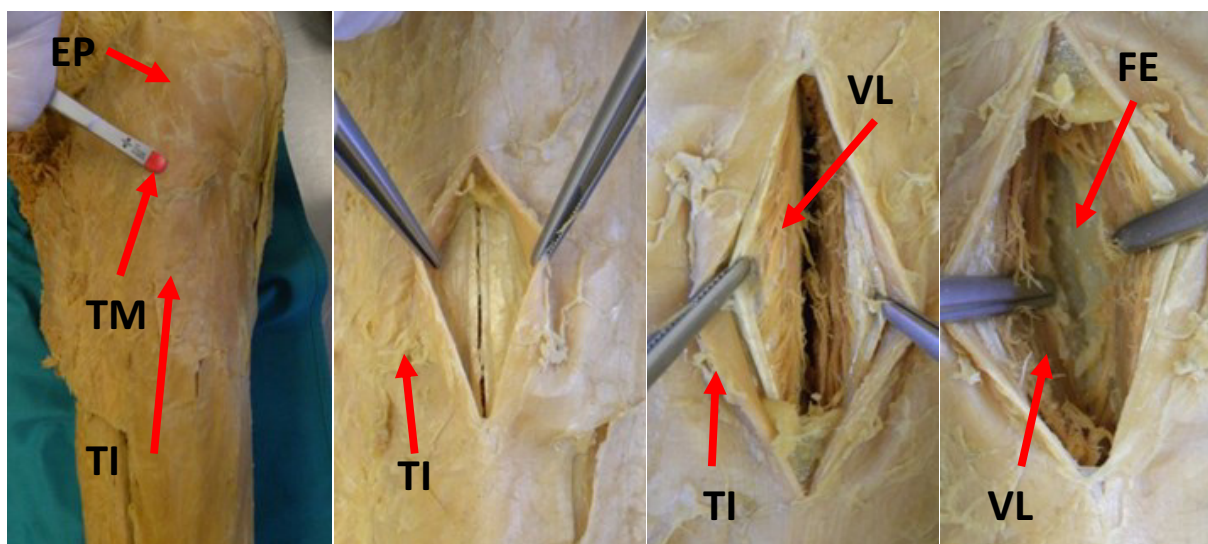


Obr. 90. Vstupní bod (entry point, EP) pro zavedení hřebu z hrotu velkého trochanteru mezi snopci m. gluteus medius et minimus (EP – entry point, GMe – m. gluteus medius, GMi – m. gluteus minimus, VL – vastus lateralis).

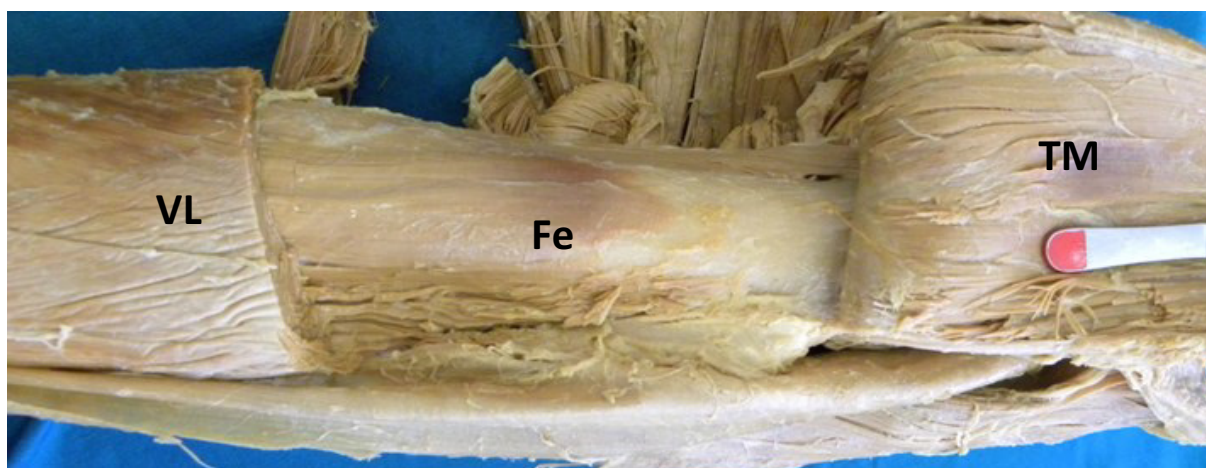
Při použití standardního vstupu hřebu z vrcholu velkého trochanteru prochází hřeb snopci *musculus gluteus maximus* a posléze v hlubší vrstvě snopci *musculus gluteus medius et minimus* (obr. 87–90). V této lokalitě byla identifikována vlákna *nervus gluteus superior* a svalové větve z *arteria glutea superior* včetně doprovodných žil.

7.3.2. Místo zavedení proximálních krčkových šroubů

Po zavedení hřebu do dutiny stehenní kosti je proximální krčkový fragment při použití PFN Medin fixován pomocí dvou krčkových šroubů. Krčkové šrouby jsou zaváděny po cíliči, který je spojen s hřebem. Incize v délce 3 cm probíhá přes kůži, fascii a dále přes *musculus vastus lateralis*. V rozsahu standardního přístupu nebyly identifikovány rizikové cévní ani nervové struktury (obr. 91, 92).



Obr. 91. Oblast operačního přístupu k zavedení krčkových šroubů: pohled na laterální stranu trochanterické oblasti, incize tractus iliotibialis, incize *musculus vastus lateralis*, odhalená diafýza stehenní kosti, (TM – trochantere major, EP – entry point, VL – *m. vastus lateralis*, TI – tractus iliotibialis, FE – femur).



Obr. 92. Pohled na laterální část diafýzy po odklopení proximální třetiny *musculus vastus lateralis*, (TM – trochanter major, VL – *musculus vastus lateralis*, Fe – femur).

7.4. Diskuze

Antegrádní hřebování zlomenin stehenní kosti je hojně užívanou metodou [42, 89]. Operační přístup je obecně považován za bezpečný, bez větších rizik. Avšak Ansari Moein a spol. upozornili na možnost poranění větve z *nervus gluteus superior*, při zavádění hřebu vlákny *musculus gluteus medius* [9]. Ozsoy a spol. rovněž ve své práci prokázali, že nelze při zavádění antegrádních hřebů zcela eliminovat riziko poranění *nervus gluteus superior* [150]. Vzhledem k variabilitě průběhu *nervus gluteus superior* a při použití předvrtávače do dutiny může dojít k poškození měkkých tkání včetně vláken nervu. Jako prevenci navrhli při zavádění hřebu zvýšit flexi a addukci kyčle, při níž se *nervus gluteus superior* posouvá proximálně a ventrálně, a tím se sníží riziko jeho poškození [76]. Jacobs a Buxton jako první definovali tzv. bezpečnou zónu (safe zone), v níž je minimální riziko poškození *nervus gluteus superior* při standardním zavedení hřebu mezi vlákny *musculus gluteus medius* [102]. Ve své práci uvedli jako bezpečnou zónu do 5 cm od vrcholu velkého trochanteru. Tuto bezpečnou zónu zpochybnili Eksioglu a spol., kteří prokázali na kadaverech, že poloha *nervus gluteus superior* je významně individuálně odlišná a závislá například na výšce pacienta [66]. Bezpečnou zónu zpochybnili rovněž Basarir a spol. [27]. Ve své studii vyloučili vliv délky stehenní kosti a výšky pacientka. Lowe a spol. k minimalizaci poškození *nervus gluteus superior* posunuli kožní incizi proximálně až k podkožní hranici hřebenu kyčelní kosti (*crista iliaca*) a docílili minimalizace poškození nervu při hřebování diafyzálních zlomenin z *fossa trochanterica* [136].

Pokud je hřeb zaveden dle firemních doporučení v přechodu mezi střední a přední třetinou vrcholu trochanteru, je možné poškození šlachy *musculus gluteus medius* v místě úponu na velký trochanter. McConnel a spol. uvedli ve své práci na kadaverech pravděpodobnost poškození šlachy *musculus gluteus medius* v 27 % případů [142]. Poškození šlachy může dle McConnela zvýšit pooperační morbiditu. Kingzett-Taylor a spol. zhodnotili soubor 250 magnetických rezonancí pacientů s bolestmi v trochanterické oblasti a našli 14% výskyt tendinositid či roztržení šlachy *musculus gluteus medius* jako zdroje bolestí kyčle [116]. Rovněž Chung a spol. za možný zdroj bolestí laterální části kyčle u starších žen označili patologii úponu *musculus gluteus medius* [100]. Bain a spol. uvedli 40% výskyt přetrvávající trochanterické bolesti po hřebování stehenní kosti [14]. Gardner a spol. ke snížení rizika poškození úponů šlach na trochanter doporučili zavádět hřeb z tzv. „balt spotu“ [78]. Balt spot definovali jako eliptickou plošku, v průměru 21 mm velkou, na laterální straně velkého trochanteru, na níž nejsou žádné úpony šlach, jen *bursa trochanterica musculi glutei maximi*. Při poloze na operačním stole je střed této plošky 11 mm distálně na laterální straně trochanteru a 5 mm ventrálně od středu velkého trochanteru (viz obr. 13 v kapitole 3 Anatomie). Gardner a spol. se domnívají, že zavedení hřebu z tohoto bodu může snížit incidenci pooperačních bolestí kyčle a snížit dysfunkci abduktorů [78]. Při přípravě zavádění hřebu vlákny *musculus gluteus medius* je třeba počítat s možností poškození nejen *nervus gluteus superior*, ale i svalových vláken abduktorů, které mohou vést ke vzniku perzistující bolesti v oblasti velkého trochanteru (lateral hip pain) [57, 84]. Další rizikovou strukturou, která může být poraněna při zavádění hřebu do dutiny stehenní kosti, je hluboká větev *a. circumflexae*

femoris medialis a její terminální retinakulární větvičky [134]. Její poranění může vést ke vzniku avaskulární nekrózy proximálního fragmentu. Dora a spol. ve studii na kadaverech sice prokázali, že k poškození většinou dojde při zavádění hřebu z *fossa trochanterica* a tento entry point nedoporučili používat [58]. Schottel a spol. porovnali oba entry pointy i riziko poškození *a. circumflexae femoris medialis* a její terminální retinakulární větvičky. Neproklázali signifikantní rozdíly v perfuzi hlavice na MRI. Poukázali však na fakt, že při zavádění hřebu z *fossa trochanterica* je vzdálenost k arterii až v 40 % do 1 mm, zatímco u zavedení z apexu velkého trochanteru je průměrná vzdálenost 18,5 mm. Přesto riziko poškození u entry pointu z apexu nevyloučili [169].

7.5. Závěr

Standardní operační přístup při osteosyntéze trochanterických zlomenin intramedulárními implantáty je technicky nenáročný a minimálně rizikový. Nešetrnou operační technikou však může dojít k poškození řady struktur, které může výrazně ovlivnit pooperační průběh a možné komplikace. Při zavádění hřebu můžeme poškodit svalová vlákna *musculus gluteus maximus et medius* či větve z *nervus gluteus superior*, které mohou být odpovědné za zhoršení perzistujících pooperačních bolestí. Poranění větve *arteria circumflexae femoris medialis* a její terminální retinakulární větve může dokonce vést ke vzniku avaskulární nekrózy.

Lze tedy říci, že původně nenáročný a nerizikový operační přístup má svá jasná rizika a je třeba s nimi počítat a předcházet jim, např. šetrnou operační technikou.

8. Klinická část

8.1. Úvod

V klinické části byl analyzován soubor pacientů léčených na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV v letech 2009–2011 s pertrochanterickou zlomeninou (AO 31A1-2), ošetřených jedním typem nitrodřeňového implantátu PFN-Medin. Analýza byla zaměřena na základní demografické parametry souboru, zastoupení jednotlivých typů zlomeniny dle AO klasifikace [144]. Hlavním cílem analýzy bylo zhodnocení souboru zaměřené na technické parametry osteosyntézy, komplikace spojené s osteosyntézou. Sledovány byly dynamické změny v oblasti proximálního fragmentu, tzv. proximální dosednutí. Proximální dosednutí krčkového fragmentu k diafýze je jednou z klíčových výhod tzv. dynamických implantátů (DHS i PFN Medin). Při správně technicky provedené osteosyntéze dosednutí umožňuje lepší kontakt fragmentů a zlepšuje podmínky pro zhojení zlomeniny. Cílem analýzy bylo zjistit, jestli a kdy k proximálnímu dosednutí u pertrochanterických zlomenin dochází. Dalším cílem bylo zjištění, je-li proximální dosednutí ovlivněno předem definovanými faktory (věk, pohlaví, typ zlomeniny, způsob zavedení hřebu, zvolený typ implantátu, volba úhlu implantátu, zajištění hřebu). Poslední část studie byla zaměřena na výskyt komplikací spojených s osteosyntézou hřebem PFN Medin a konfrontaci zjištěných údajů s biomechanickou studií.

8.2. Soubor pacientů a metoda

V období od 1. 1. 2009 do 31. 12. 2011 bylo na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV ošetřeno celkem 397 pacientů s pertrochanterickou zlomeninou implantátem PFN Medin. Z této skupiny bylo do definitivního souboru zařazeno 304 pacientů, kteří byli sledováni do zhojení zlomeniny, sledování probíhalo minimálně 1 rok (1–3 roky). Celkem 94 pacientů bylo v průběhu studie vyřazeno a dále nebyli do celkového hodnocení zahrnuti. Důvodem vyřazení bylo předčasné úmrtí (65 pacientů úmrtí do 2 měsíců od operace, 29 pacientů bylo vyloučeno z důvodu nedostavení se k plánované kontrole). Sledování pacientů bylo prováděno dle standardního protokolu, který je užíván na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV. Zaznamenány byly základní demografické údaje. Na základě analýzy RTG dokumentace byla v celém souboru hodnocena řada předem definovaných faktorů (technické provedení osteosyntézy, dosednutí proximálního fragmentu, výskyt komplikací spojených s osteosyntézou, selhání osteosyntézy, migrace osteosyntetického materiálu, výskyt periimplantačních zlomenin,

výskyt nekrózy krčku a hlavice). Komplikace interního charakteru, uroinfekt, flebotrombóza, pneumonie, dekubitus nebo CMP sledovány nebyly.

Hodnocení komplikací bylo rozděleno na tři kategorie:

- a) Komplikace intraoperační – krvácení, poranění intrapelvických cév při zavádění vodícího drátu, rotace proximálního fragmentu při zavádění nosných šroubů.
- b) Komplikace operační rány – hematoma, povrchový infekt, hluboký infekt.
- c) Komplikace s kostním hojením – medializace, varizace, nekróza proximálního fragmentu, periimplantační zlomeniny.

Základní RTG hodnocení a měření bylo prováděno v programu xViewer verze 2.7.1, který je k dispozici při zpracování RTG snímku z DICOM systému. Program xViewer umožňuje standardní obsluhu a zpracování RTG snímků, včetně měření v metrických jednotkách, hodnocení úhlů ve stupních.

8.2.1. Vstupní RTG dokumentace

Při přijetí do nemocnice byly u všech pacientů zhotoveny rentgenové snímky (předozadní snímek pánve a snímek proximálního femuru). Zlomeniny byly klasifikovány dle AO [144]. Pooperační snímek byl proveden pouze v předozadní projekci. Snímky v axiální projekci nejsou v pooperačním sledování ve standardním protokolu prováděny. Další RTG snímky byly provedeny vždy v rámci ambulantních kontrol v době 6 týdnů, 3, 6 a 12 měsíců, dále s periodou 1 roku.

8.2.2. Hodnocení pooperačního RTG

Na pooperačním snímku byly hodnoceny následující parametry provedené osteosyntézy.

Zavedení hřebu v linii lomu, či velkým trochanterem. Hodnocena byla délka dvou krčkových šroubů zavedených do proximálního fragmentu. Měření bylo provedeno metodikou dle Baumgartnera pouze na předozadním snímku [29]. Po zhodnocení RTG snímků byly vytvořeny čtyři kategorie zavedení (ideální zavedení obou šroubů do 5 mm od okraje hlavice, horní šroub kratší, spodní šroub kratší, oba šrouby kratší).

Dalším sledovaným parametrem bylo umístění šroubů v krčku stehenní kosti. Nejprve byl změřen průměr krčku stehenní kosti (sestrojena kolmice na osu krčku v nejširším místě, změřením byla zjištěna požadovaná hodnota průměru krčku). Podle zjištěné hodnoty byl krček rozdělen na třetiny (spodní, střední, horní). Pokud spodní krčkový šroub zasahoval do spodní třetiny krčku, bylo hodnoceno zavedení šroubů do spodní třetiny. Pokud spodní šroub zasahoval do střední třetiny, bylo hodnoceno zavedení do střední třetiny. Pokud horní šroub zasahoval do horní třetiny, bylo hodnoceno zavedení do horní třetiny krčku.

Dalším parametrem bylo hodnocení volby úhlu hřebu ve vztahu k CCD úhlu po zavedení hřebu. Změřen byl CCD úhel a vzhledem k CCD úhlu byla porovnána volba úhlu hřebu.

Po zhodnocení byly vytvořeny tři kategorie (úhel CCD odpovídá volbě úhlu hřebu, CCD úhel je nižší než úhel hřebu, CCD úhel je vyšší než úhel hřebu). Posledním parametrem bylo zhodnocení volby tloušťky hřebu vzhledem k tloušťce dřevné dutiny v diafyzární části femuru. Po rozdělení vznikly dvě kategorie – hřeb vyplňuje dutinu zcela, tenký hřeb nevyplňuje dutinu.

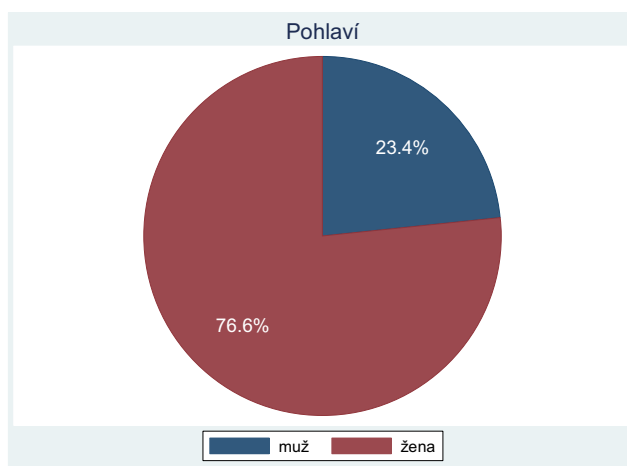
8.2.3. Hodnocení RTG snímků ve sledovaném období

Na RTG snímcích v rámci pravidelných ambulantních kontrol byla hodnocena změna postavení fragmentů nebo implantátů. Prvním sledovaným binomickým parametrem bylo dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafýze femuru. Dále bylo sledováno časové období, ve kterém došlo ke změnám postavení fragmentů, a od kdy k těmto změnám již nedošlo. Sledován byl výskyt „cut out“ fenoménu, Z-efektu, periimplantačních zlomenin, výskyt nekrózy hlavice a krčku.

Ke statistickému zhodnocení byl použit statistický a analytický software STATA 13.1. Kategorická data byla hodnocena deskriptivními statistickými metodami, u binárních dat byla použita logistická regrese. U multinominální závislé proměnné byla použita ke zhodnocení multinominální logistická regrese včetně multivariantní analýzy.

8.3. Výsledky

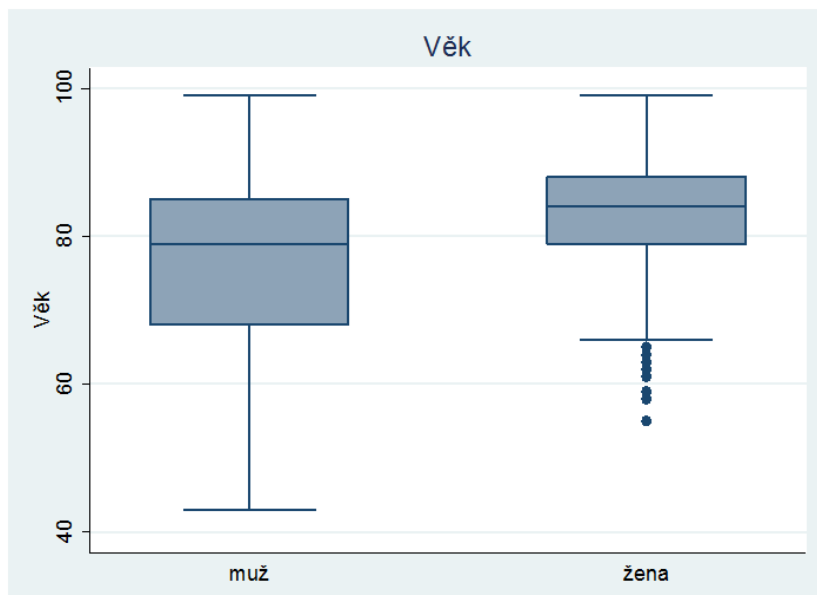
Soubor celkem tvořilo 304 pacientů ošetřených hřebem PFN Medin v období 2009–2011 (graf 8). V souboru bylo 233 žen (76,6 %), což je signifikantně ($p < 0.001$) více než 71 mužů (23,4 %). Odds ratio ve prospěch žen 3, 3.



Graf 8. Rozdělení souboru dle pohlaví

8.3.1. Věk

Průměrný věk pacientů v souboru byl 81,2 roku (graf 9). Ženy byly signifikantně starší než muži ($p < 0.001$). Průměrně byly ženy starší o 6,1 roku a jejich průměrný věk byl 82,6 roku (55–99 let), průměrný věk mužů v souboru byl 76,5 roku (43–99 let).



Graf 9. Zastoupení věkových skupin dle pohlaví

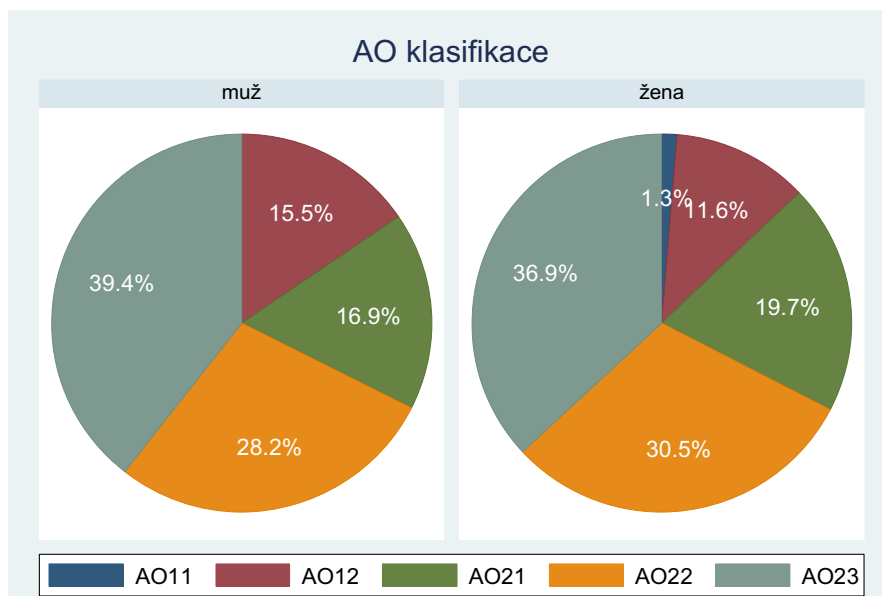
Zastoupení jednotlivých zlomenin dle AO a distribuce vzhledem k pohlaví a věku

Z hlediska zastoupení jednotlivých typů zlomenin trochanterického masivu dle AO (tab. 4) se ve 3 případech (1 %) vyskytl typ A1.1, A1.2 ve 38 případech (12,5 %), A2.1 v 58 případech (19,1 %), A2.2 v 91 (29,9 %), a nejvíce zastoupenou skupinou byl typ A2.3 v 114 případech (37,5 %). Zlomenina typu A1.3 se v souboru vůbec nevyskytla, a proto nebude v grafech ani tabulkách uváděna.

	AO 31					
pohlaví	A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A2.3	Celkem
muž	0	11	12	20	28	71
%	0	15,4	16,9	28,1	39,4	100
žena	3	27	46	71	86	233
%	1,2	11,5	19,7	30,4	36,9	100
celkem	3	38	58	91	114	304
%	0,9	12,5	19,1	29,9	37,5	100

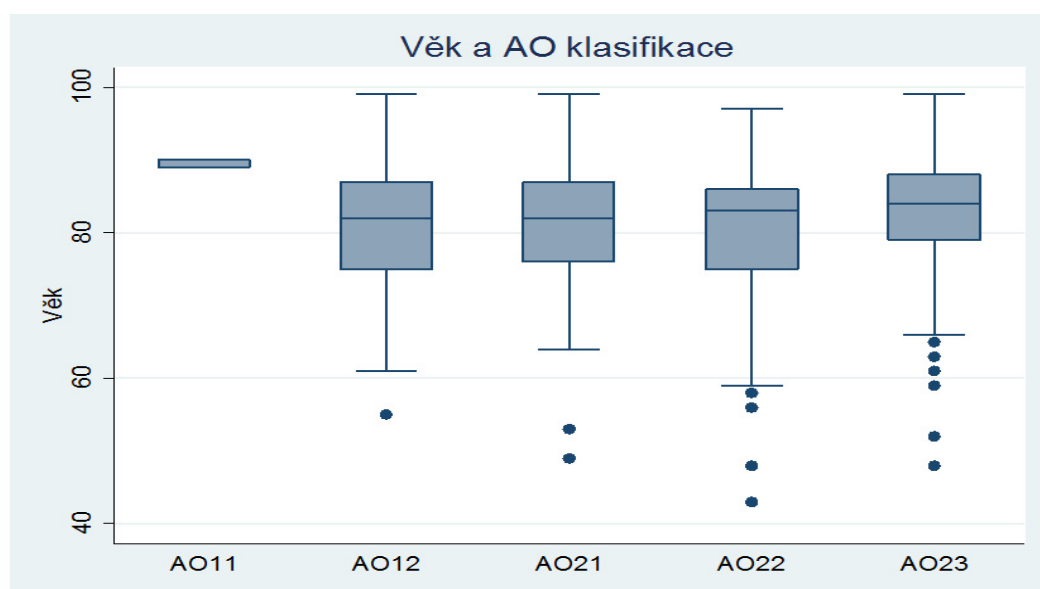
Tablka 4. Zastoupení typů zlomenin dle pohlaví

Na základě logistické regrese nebyl prokázán signifikantní rozdíl ($p = 0,790$) v zastoupení jednotlivých zlomenin dle AO mezi muži a ženami (graf 10).



Graf 10. Zastoupení typů zlomenin dle pohlaví

Nejvyšší průměrný věk měli pacienti se zlomeninou A1.1 89,3 roku (SD 0,58), ale jednalo se pouze o 3 pacienty. Druhý nejvyšší průměrný věk byl ve skupině A2.3 83,1 roku (SD 8,28), dále A2.1 81,2 roku (SD 9,82), A1.2 79,6 roku (SD 9,88) a nejnižší průměrný věk měli pacienti se zlomeninou A2.2 79,3 roku (SD 10,54). Při porovnání zastoupení v jednotlivých skupinách bylo signifikantně prokázáno ($p=0,005$) lineární regresí, že **pacienti se zlomeninou A2.3 jsou o 3,8 roku starší než pacienti se zlomeninou A2.2, o 3,5 roku starší než pacienti se zlomeninou A1.2** ($p = 0,049$), ostatní vztahy nebyly signifikantní (graf 11).



Graf 11. Věkové zastoupení jednotlivých zlomenin dle AO

8.3.2. Sledované technické parametry osteosyntézy hřebem PFN Medin

Ve sledovaném souboru 304 zlomenin bylo na základě analýzy pooperačního předozadního RTG snímku sledováno, délka nosných krčků šroubů, postavení nosných šroubů v krčku, **tloušťka** zvoleného hřebu vzhledem k dutině stehenní kosti, volba vstupu do stehenní kosti, volba úhlu implantátu vzhledem k CCD úhlu, rovněž bylo sledováno zajištění hřebu. Zjištěné údaje byly použity jako základní zdrojová data k další analýze.

Délka nosných krčkových šroubů

Ve sledovaném souboru byly zavedeny nosné krčkové šrouby nejčastěji subchondrálně, v 162 (53,3 %), v 63 (20,7 %) případech byl horní šroub kratší a spodní nosný šroub ukotven subchondrálně, ve 39 (12,8 %) případech byly oba nosné šrouby krátké, ve 40 (13,2 %) případech byl kratší spodní nosný šroub a horní byl zaveden subchondrálně (tabulka 5).

Ukotvení nosných šroubů	počet	%
Subchondrálně oba šrouby	162	53,3
Horní šroub kratší	63	20,7
Spodní šroub kratší	40	13,2
Oba šrouby krátké	39	12,8
Celkem	304	100

Tabulka 5. Ukotvení nosných šroubů do proximálního fragmentu v předozadní projekci

Postavení nosných šroubů v krčku stehenní kosti

Ve sledovaném souboru byly nejčastěji zavedeny nosné šrouby v krčku do střední třetiny krčku, v 173 případech (56,9 %), ve 102 případech (33,6 %) do dolní třetiny krčku, nejméně často, celkem 29 (9,5 %), do horní třetiny krčku (tabulka 6).

Zavedení nosných šroubů	počet	%
Horní třetina krčku	29	9,5
Střední třetina krčku	173	56,9
Dolní třetina krčku	102	33,6
Celkem	304	100

Tabulka 6. Zavedení nosných šroubů v krčku na předozadní projekci

Vyplnění dutiny stehenní kosti implantátem na základě zvolené tloušťky hřebu

Ve sledované skupině ve 178 (58,6 %) případech hřeb zcela vyplňoval dutinu stehenní kosti, ve zbylých 126 (41,4%) případech hřeb nevyplňoval dutinu (tabulka 7).

Vyplnění dutiny stehenní kosti hřebem	počet	%
Hřeb zcela vyplňuje dutinu femuru	178	58,6
Hřeb nevyplňuje dutinu femuru	126	41,4
celkem	304	100

Tabulka 7. Volba tloušťky hřebu vzhledem k tloušťce dutiny stehenní kosti

Zavedení hřebu velkým trochanterem

Na základě RTG analýzy bylo zjištěno, že celkem z 304 případů byl 246 (80,9 %) zaveden hřeb standardním vstupem v oblasti apexu velkého trochanteru, v 58 případech (19,1 %) byl hřeb zaveden přímo do lomné linie (tabulka 8).

Zavedení hřebu	počet	%
Trochanter	246	80,9
Lomná linie	58	19,1
Celkem	304	100

Tabulka 8. Místo zavedení hřebu do dutiny stehenní kosti

Porovnání úhlu implantovaného hřebu vzhledem k CCD úhlu

Z 304 případů ve 256 (84,2 %) případech odpovídal zvolený úhel hřebu CCD úhlu a způsob provedení osteosyntézy byl určen jako správný, ve 36 (11,8 %) případech byl zvolen vyšší úhel hřebu vzhledem k varóznějšímu postavení zlomeniny. Nejméně byla zaznamenána situace, a to celkem ve 12 (3,9 %) případech, kdy úhel hřebu byl vzhledem k CCD úhlu zlomeniny menší (tabulka 9).

Porovnání úhlu hřebu x CCD úhel	počet	%
Úhel hřebu odpovídá CCD úhlu	256	84,2
Valgózní hřeb na varózní zl.	36	11,8
Varózní hřeb na valgózní zl.	12	3,9
Celkem	304	100

Tabulka 9. Porovnání úhlu hřebu vzhledem k CCD úhlu stehenní kosti

Distální jištění hřebu

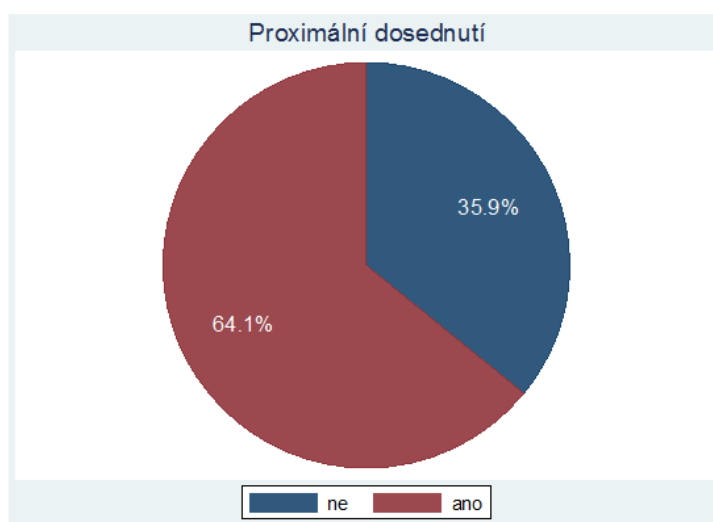
V souboru byl hřeb PFN Medin distálně nezajištěn v 221 (72,7 %) případech, pouze v 83 (27,3 %) případech byl hřeb zajištěn. Zajištění hřebu bylo 77krát (25,3 %) pouze dynamicky, staticky v 6 (2 %) případech (tabulka 10). Pro statistické zhodnocení byla tato kategorie vzhledem k malému počtu staticky zajištěných hřebů spojena v jednu skupinu zajištěných hřebů.

Zajištění hřebu PFN Medin	počet	%
Distálně nezajištěný	221	72,7
Distálně zajištěný	83	27,3
Celkem	304	100

Tabulka 10. Distální jištění hřebu

8.3.3. Proximální dosednutí

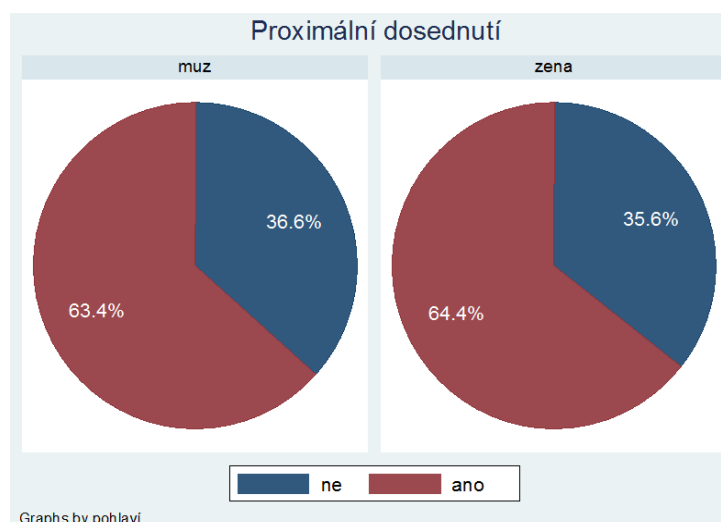
Na základě rozboru RTG snímků bylo zjištěno, že v celém souboru 304 pacientů došlo ve 195 případech (67,1 %, Odds ratio 1,8) k dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafýze (graf 12). Bylo signifikantně prokázáno, že k dosednutí proximálního fragmentu dochází ($p < 0,001$). Ve skupině, kde došlo k proximálnímu dosednutí, bylo dosednutí zaznamenáno ve 100 % případů do 6 týdnů od operace. Pokud ke změně postavení fragmentů nedošlo do 6 týdnů od operace, k další změně již ve sledovaném období nedošlo.



Graf 12. Dosednutí proximálního krčkového fragmentu

Proximální dosednutí a vliv pohlaví

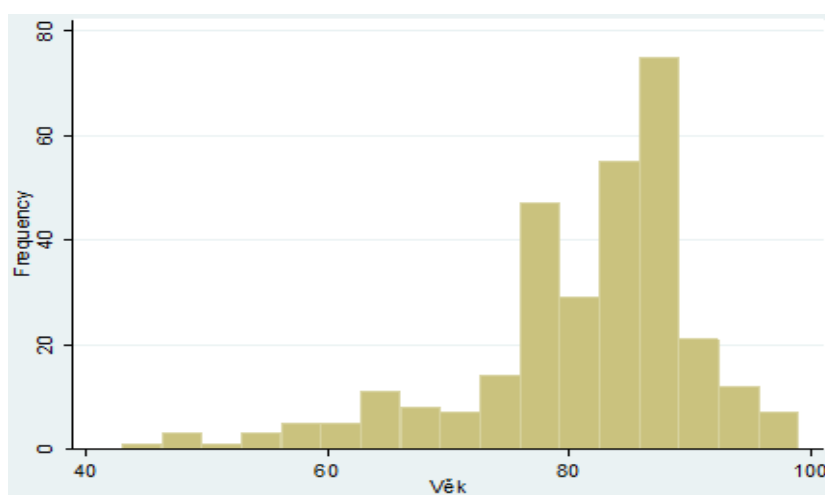
Sledováno bylo dosednutí proximálního krčkového fragmentu ve vztahu k pohlaví (graf 13). Z celkového počtu 233 žen došlo k proximálnímu dosednutí v 150 (64,3 %) případech, v 83 (35,6 %) případech k dosednutí nedošlo. Z 71 případů u mužů došlo k dosednutí ve 45 (63,3 %) případech a ve 26 (36,6 %) případech k dosednutí nedošlo. Nebyl nalezen signifikantní rozdíl proximálního dosednutí mezi ženami a muži ($p = 0,878$).



Graf 13. Proximální dosednutí krčkového fragmentu dle pohlaví

Proximální dosednutí a věk

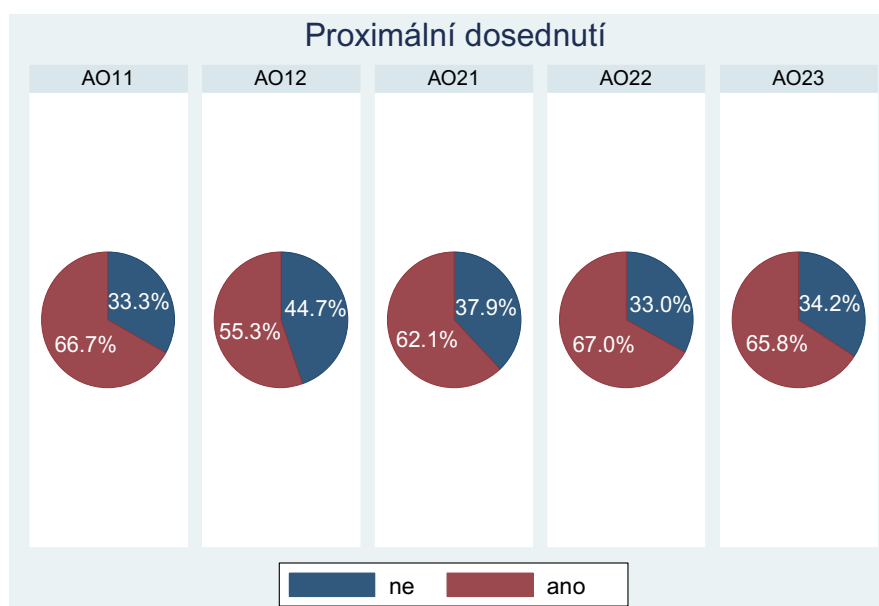
Dále byl sledován vztah mezi proximálním dosednutím a věkem pacienta (graf 14). Pacienti s proximálním dosednutím byli mladší, průměrný věk 80,6 (SD 9,7). Pacienti, u kterých k dosednutí nedošlo, měli průměrný věk 82,2 roku (SD 9,4). Rozdíl 1,6 roku byl ale statisticky nesignifikantní ($p=0,169$). Pokud však byli pacienti rozděleni na 2 stejně velké skupiny (≤ 83 let versus >83 let). Pak u „mladších pacientů“ došlo k proximálnímu dosednutí v 70,4 % a u „starších“ v 57,9 %, což je statisticky signifikantní ($p=0,024$).



Graf 14. Dosednutí krčkového fragmentu dle věku

Proximální dosednutí a vztah k typu zlomeniny

Zhodnoceno bylo dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafýze dle typu zlomeniny AO klasifikace (graf 15). Nejméně dosednutí bylo pozorováno ve skupině A1.2 v 21 (55,3 %) případech z 38, dále byly rozdíly v rámci jednotlivých skupin minimální. Ve skupině A1.1 bylo dosednutí celkem ve 2 (66,7 %) případech z 3, u A2.1 došlo k dosednutí ve 36 (62,1 %) případech z 58, ve skupině A2.3 dosedlo celkem 75 (65,8 %) zlomenin ze 114. Nejvíce dosednutí bylo zaznamenáno u typu zlomeniny A2.2 v 61 (67 %) případech z 91, ale ani tento rozdíl nebyl signifikantní ($p=0,207$). Nebyl nalezen signifikantní rozdíl v dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafýze mezi jednotlivými typy pertrochanterických zlomenin. Na výsledek neměla vliv ani adjustace na věk ($p=0,156$).



Graf 15. Dosednutí krčkového fragmentu dle typu zlomenin

Proximální dosednutí a vztah k distálnímu jištění hřebu

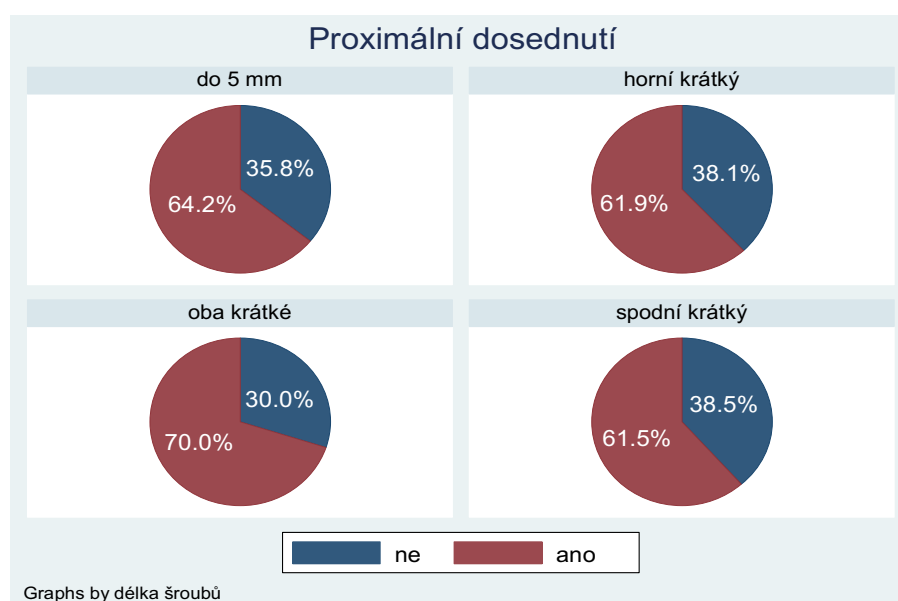
Z celého souboru 304 pacientů byl distálně dynamicky zajištěn hřeb v 83 (27,3 %) případech, 221 (72,7 %) hřebů nebylo distálně jištěno (tab. 12). Ve skupině dynamicky zajištěných hřebů došlo k proximálnímu dosednutí celkem v 52 (62,6 %) případech, ve 31 (37,4 %) případech k dosednutí nedošlo. Proximální dosednutí bylo přítomno u 37,4 % pacientů s distálním jištěním a u 35,3 % pacientů bez distálního jištění. Distální jištění neovlivňuje proximální dosednutí ($p=0,739$, logistická regrese).

Distální jištění	Dosednutí proximální krčkového fragmentu		
	ne	ano	celkem
ano	31	52	83
%	37,3	62,6	100
ne	78	143	221
%	35,2	64,7	100
celkem	109	195	304
%	35,8	64,1	100

Tabulka 11. Dosednutí krčkového fragmentu ve vztahu k distálnímu jištění hřebu

Proximální dosednutí a vztah k zavedení krčkových šroubů do hlavice

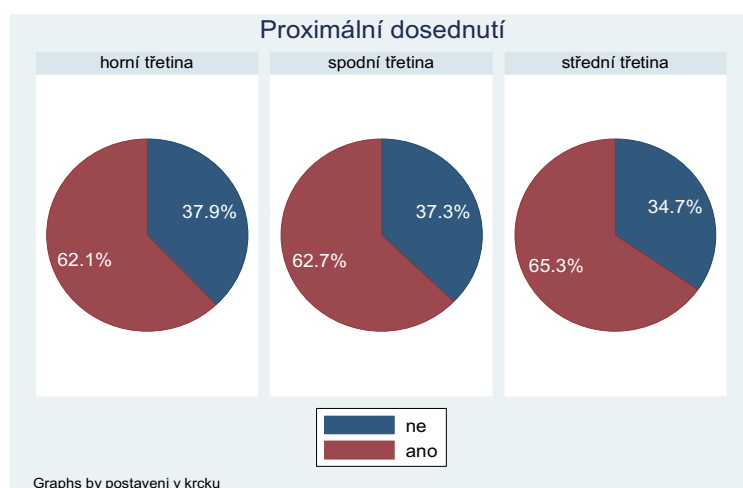
V celém souboru byly krčkové šrouby zavedeny v předozadní projekci na RTG snímku po operaci do 5 mm od okraje hlavice celkem v 162 (53,3 %) případech, zavedení horního krátkého šroubu bylo v 63 (20,7 %) případech, oba šrouby krátké ve 40 (13,2 %) případech, spodní kratší šroub ve 39 (12,8 %) případech. Nejvíce dochází k proximálnímu dosednutí u obou krátkých šroubů (70 %) a nejnižší dosednutí bylo pozorováno u spodního krátkého šroubu (61,5 %). Ani tento rozdíl (8,5 %) není signifikantní ($p=0,429$). Nebyl nalezen signifikantní rozdíl ve výskytu proximálního dosednutí v závislosti na délce šroubů zavedených do proximálního fragmentu (graf 16). Na výsledek neměla vliv ani adjustace na věk.



Graf 16. Dosednutí krčkového fragmentu ve vztahu k zavedení nosných šroubů do hlavice

Proximální dosednutí a vztah k postavení krčkových šroubů v krčku stehenní kosti

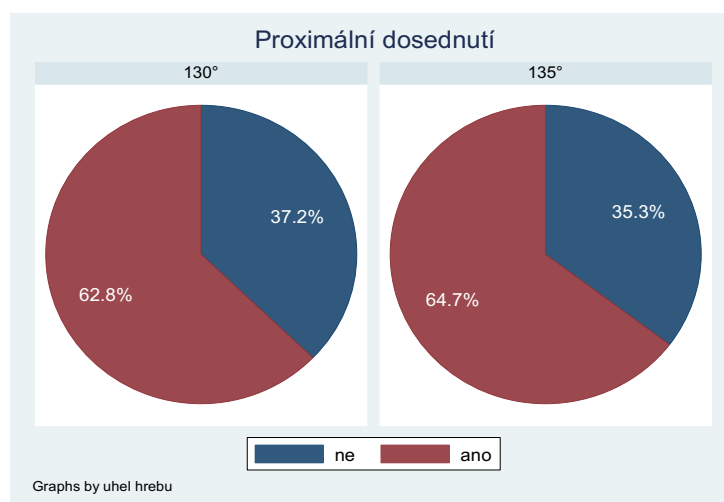
Zhodnocením pozice krčkových šroubů v krčku stehenní kosti bylo zjištěno, že nejméně často, ve 29 (9,5 %) případech, byly šrouby zavedeny do horní třetiny krčku, ve 102 (33,6 %) případech do spodní třetiny a nejčastější pozice obou krčkových šroubů byla ve střední třetině v 173 (56,9 %) případech (graf 17). Statistickým zhodnocením nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi pozicí šroubů v krčku stehenní kosti a proximálním dosednutím. V analyzovaném souboru bylo zjištěno, že pozice šroubů v krčku stehenní kosti neovlivňuje proximální dosednutí.



Graf 17. Dosednutí krčkového fragmentu dle pozice nosných šroubů v krčku stehenní kosti

Proximální dosednutí a zvolený implantát PFN Medin 130°/135°

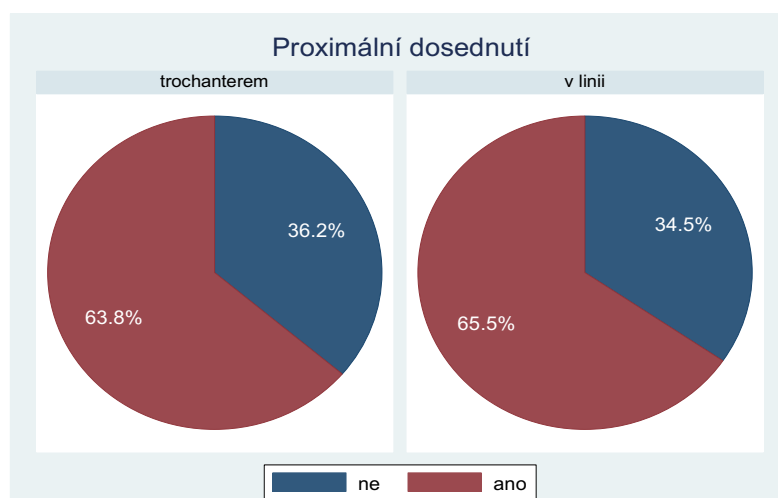
Při ošetření petrochanterických zlomenin v souboru byly použity výhradně hřebí PFN Medin 130° a 135°. Nejčastěji byl použit hřeb 135°, v 218 (71,7 %) případech, ve zbylých 86 (28,3 %) případech byl použit hřeb 130°. Po statistickém zhodnocení nebyl nalezen signifikantní rozdíl v četnosti proximálního dosednutí u hřebu 135° (64,7 %) a u hřebu 130° (62,8 %) ($p=0,757$). Volba úhlu hřebu v souboru neovlivnila proximální dosednutí (graf 18). Na výsledek neměla vliv ani adjustace na věk.



Graf 18. Dosednutí krčkového fragmentu dle použitého hřebu PFN Medin 130°/135°

Proximální dosednutí a možné ovlivnění při zavedení hřebu apexem velkého trochanteru či při zavedení hřebu přímo do linie lomu

Zavedení hřebu do dutiny stehenní kosti se standardně provádí z apexu velkého trochanteru. U pertrochanterických zlomenin je velký trochanter často rozlomen i na několik fragmentů. Zavedení hřebu standardním entry pointem je poté ztíženo charakterem kostního poškození. V souboru byly identifikovány dva způsoby zavedení hřebu. Ze standardního vstupu z apexu velkého trochanteru a tzv. v linii lomu, kdy je hřeb zaveden mediálněji, než je běžné. Ve 246 (80,9 %) případech byl hřeb zaveden standardním vstupem a v 58 (19,1 %) linií lomu. Nebyl nalezen signifikantní rozdíl v proximálním dosednutí u zavedení hřebu v linii (65,5 %) oproti trochanterem (63,5%) ($p=0,809$). Na výsledek neměla vliv ani adjustace na věk (graf 19).

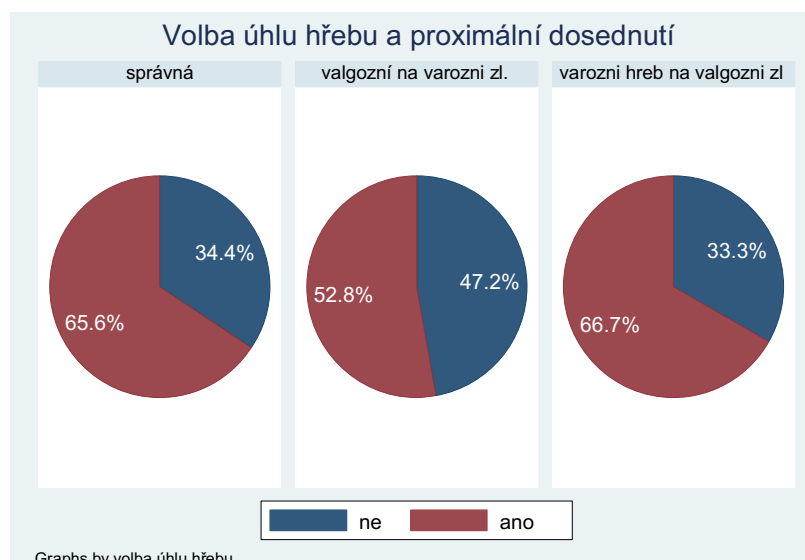


Graf 19. Dosednutí krčkového fragmentu dle způsobu zavedení

Proximální dosednutí ve vztahu k CCD úhlu a volby úhlu hřebu

V celém souboru byla hodnocena odlišnost ve volbě úhlu hřebu (130°, 135°) ve vztahu k postavení proximálního fragmentu (CCD úhlu) po operaci (graf 20). Celkem byly na pooperačním snímku identifikovány tři situace. Ve 256 (84,2 %) případech odpovídal zvolený úhel hřebu CCD, zhodnoceno jako „správná volba“. Ve 36 (11,8 %) případech byl zvolen vyšší úhel hřebu 135°, než byl CCD úhel (kategorie „valgózní na varózní zlomeninu“). Nejméně často se vyskytla situace, kdy byl úhel hřebu 130° nižší než CCD úhel (kategorie „varózní na valgózní zlomeninu“), a to v 8 případech (2,6 %).

Statistickým zhodnocením nebylo signifikantně prokázáno, že by volba hřebu v porovnání s CCD úhlem zlomeniny měla vliv na proximální dosednutí ($p=0,33$, logistická regrese).



Graf 20. Dosednutí krčkového fragmentu dle volby úhlu hřebu a CCD úhlu

Multivariantní analýza proximálního dosednutí

Multivariantní analýzou nebyl prokázán vztah mezi dosednutím proximálního krčkového fragmentu a distálním zajištěním hřebu ($p=0,834$). Nebyl prokázán vliv délky šroubů zavedených do hlavice na dosednutí (horní krátký šroub $p=0,733$, oba šrouby krátké $p=0,578$, spodní šroub krátký $p=0,784$). Rovněž pozice šroubů v krčku stehenní kosti (spodní třetina $p=0,828$, střední třetina $p=0,947$) nemají vliv na proximální dosednutí. Rovněž úhel hřebu 130° ($p=0,221$) nebo 135° ($p=0,900$) nemá vliv na proximální dosednutí.

8.4. Komplikace

Ve sledovaném souboru 304 pacientů byly komplikace rozděleny do tří kategorií. Komplikace intraoperační, komplikace operační rány a komplikace s kostním hojením (tab. 12). Komplikace spojené s kostním hojením budou rozebrány v samostatné části.

Komplikace	Počet	%
Intraoperační	0	0
Hojení rány	5	1,6 %
Kostní hojení	39	12,8 %

Tab. 12. Komplikace celkem

8.4.1. Intraoperační komplikace

Ve sledovaném souboru se nevyskytlo intraoperační krvácení, které by bylo způsobeno perforací intrapelvických cév při zavádění vodících drátů, rovněž nebyla zaznamenána malrotace proximálního fragmentu.

8.4.2. Komplikace operační rány

Z celkem 304 případů bylo u 5 (1,6 %) pristoupeno k revizi rány pro hematoma. V celém sledovaném období jsme nezaznamenali povrchový ani hluboký infekt, který by vyžadoval operační revizi.

8.4.3. Komplikace s kostním hojením

Za celé sledované období v souboru bylo zjištěno 39 (12,8 %) případů, ve kterých došlo ke změnám v postavení zlomeniny, implantátu, nekróze proximálního fragmentu s následným rizikem selhání celé osteosyntézy nebo nutnosti reoperace, hodnocených jako komplikace kostního hojení po osteosyntéze hřebem PFN Medin (tab. 13).

Ve 3 (0,9 %) případech byla zaznamenána medializace diafýzy, u 6 (1,9 %) varizace proximálního fragmentu. V 17 případech (5,5 %) byla zjištěna nekróza proximálního fragmentu (krček nebo hlavice), prodloužené hojení jsme zaznamenali ve 3 (0,9 %) případech. Celkem jsme ve sledovaném souboru řešili 10 (3,2 %) periimplantačních zlomenin.

Komplikace s kostním hojením	počet	%
Medializace	3	0,99
Varizace	6	1,97
Nekróza proximálního fragmentu	17	5,59
Prodloužené hojení	3	0,99
Periimplantační zlomeniny	10	3,29
celkem	39	12,83 %

Tabulka 13. Rozdělení komplikací po osteosyntéze hřebem PFN Medin

Z celkového počtu 39 komplikací bylo ve 20 (51,3 %) případech postupováno konzervativně, v 19 (48,7 %) případech byla indikována reoperace (tab. 14).

V 5 případech byla provedena extrakce osteosyntetického materiálu a implantace totální endoprotézy kyčle, čtyřikrát byla použita osteosyntéza LCP dlahou, třikrát konverze na dlouhý hřeb PFN Medin long, dvakrát bylo provedeno distální dozajištění hřebu, jednou dynamizace hřebu, čtyřikrát extrakce nosných šroubů.

Reoperace	počet	%
TEP kyčle	5	26,3
Reosteosyntéza LCP dlahou	4	21,1
Konverze na PFN Medin long	3	15,8
Distální dozajištění hřebu	2	10,5
Dynamizace hřebu	1	5,2
Extrakce nosných krčkových šroubů	4	21,1
celkem	19	100

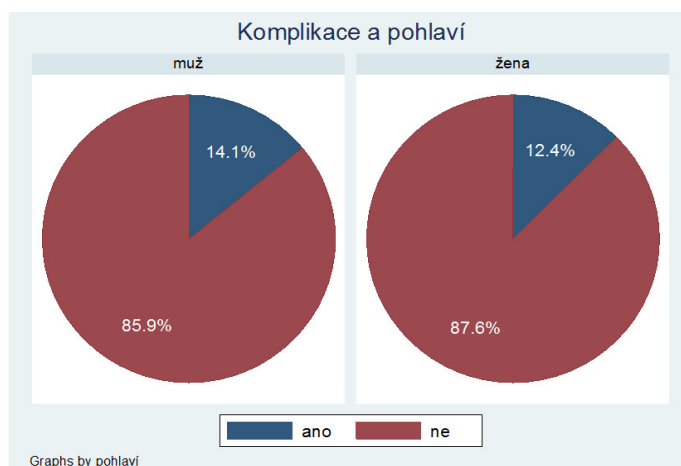
Tabulka 14. Reoperace pro komplikace po osteosyntéze hřebem PFN Medin

Komplikace s kostním hojením a vliv pohlaví

V celém souboru 304 pacientů, z toho 71 mužů a 233 žen, se vyskytlo celkem 39 komplikací kostního hojení (tab. 15., graf 21). Po statistickém zhodnocení nebyl nalezen signifikantní rozdíl v četnosti komplikací u mužů a žen ($p = 0,72$, logistická regrese).

Komplikace	pohlaví		celkem
	muži	ženy	
ne	61	204	265
%	85,9	87,5	87,1
ano	10	29	39
%	14,0	12,4	12,8
celkem	71	233	304
%	100	100	100

Tab. 15. Celková tabulka výskytu komplikací kostního hojení dle pohlaví



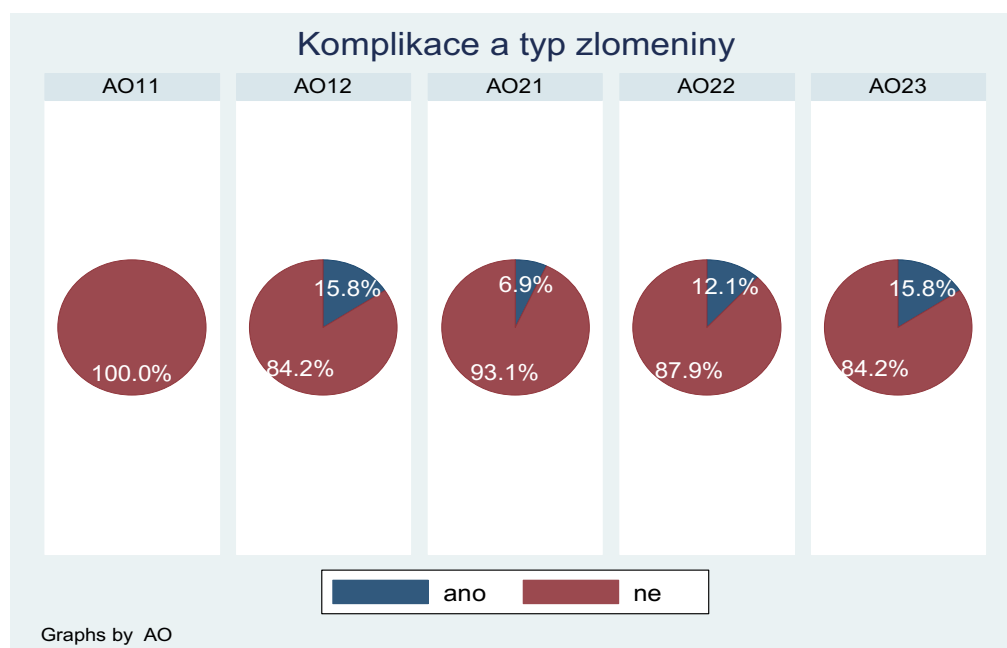
Graf 21. Rozdělení výskytu komplikací kostního hojení dle pohlaví

Komplikace kostního hojení a typ zlomeniny

Komplikace spojené s kostním hojením se ve skupině zlomenin A1.1 nevyskytly. Druhý nejmenší počet komplikací byl ve skupině A2.1, kde z 91 případů byly komplikace pouze u 4 (6,9 %). U typu A2.2 bylo zaznamenáno 11 (12,0 %) případů z 80. Nejvíce komplikací bylo u zlomenin A1.2, z celkem 32 případů 6 (15,7 %), rovněž u zlomenin A2.3 byl výskyt komplikací 15,7 % (18 případů ze 114) (tab. 16, graf 22).

Komplikace	AO 31					celkem
	A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A2.3	
Ano	0	6	4	11	18	39
%	0,0	15,7	6,9	12,0	15,7	12,8
Ne	3	32	54	80	96	265
%	100,0	84,2	93,1	87,9	84,2	87,1
Celkem	3	38	58	91	114	304
%	100	100	100	100	100	100

Tab. 16. Výskyt komplikací kostního hojení dle typu zlomeniny

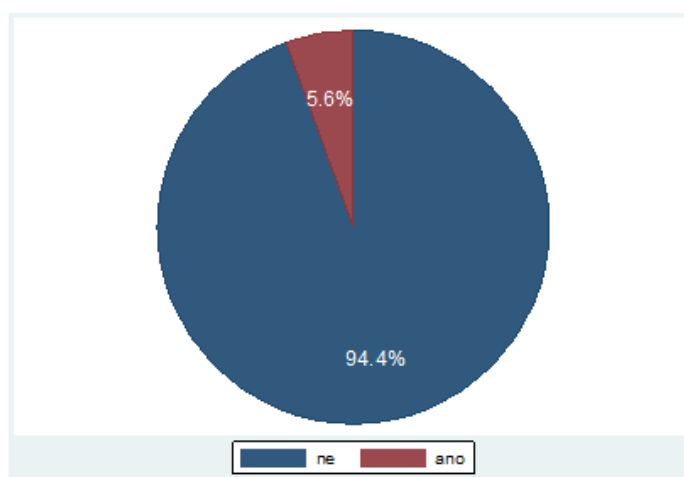


Graf 22. Komplikace kostního hojení dle typu zlomeniny dle AO

Statistickou analýzou nebyl zjištěn signifikantní rozdíl v četnosti komplikací mezi jednotlivými typy zlomenin. Analýza je však zatížena nízkým „power“ (schopnost rozeznat event. rozdíl) pro nízký počet pacientů v jednotlivých AO kategoriích.

8.4.4. Nekróza proximálního krčkového fragmentu

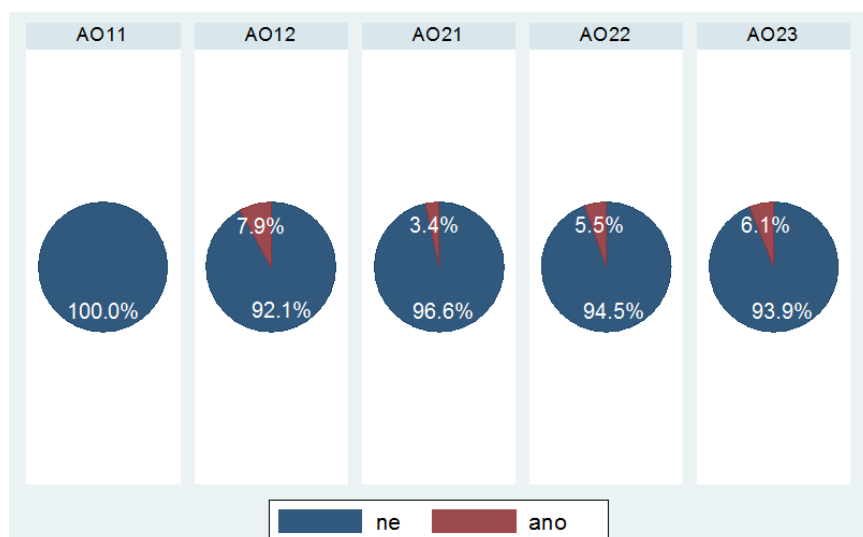
Sledování výskytu strukturálních změn proximálního krčkového fragmentu probíhalo po dobu 3 let od primární operace. V celém souboru 304 pacientů bylo zjištěno celkem 17 (5,6 %) případů, kdy došlo ke změně struktury kostní tkáně proximálního fragmentu (graf 23). Nálezby byly hodnoceny dle RTG dokumentace. Ve čtyřech případech (1,3 %) byla zjištěna nekróza hlavice, resorpce krčku či nekróza krčku ve 13 (4,3 %) případech. Nekróza hlavice vznikla ve třech případech (75 %) do jednoho roku od operace, v jednom případě (25 %) vznikla ve třetím roce od operace. Ve třech případech (75 %) byla nekróza hlavice řešena extrakcí hřebu a v jedné době implantací TEP kyčle, v jednom případě bylo postupováno paliativně konzervativně. Resorpce či nekróza krčku stehenní kosti vznikla ve 100 % do jednoho roku od operace. Ze 13 případů bylo celkem v 9 případech (69,2 %) postupováno konzervativně. Ve všech případech bylo na RTG patrné dosednutí proximálního fragmentu a následně došlo ke zhojení. Ve čtyřech případech (31,8 %) bylo přistoupeno k reoperaci. Jednou došlo k migraci distálního krčkového šroubu do acetabula, při reoperaci byl šroub odstraněn, následně zhojeno. Ve druhém případě došlo k migraci proximálního šroubu do acetabula, pakloubu krčku a řešením byla extrakce hřebu a implantace TEP kyčle. V třetím případě došlo k povyjetí distálního krčkového šroubu laterálně, vzhledem k závažnému zdravotnímu stavu řešeno extrakcí obou šroubů, hřeb ponechán, následně zhojeno. Ve čtvrtém případě došlo k perforaci hlavice proximálním krčkovým šroubem, vzhledem k špatnému zdravotnímu stavu opět řešeno extrakcí hřebu, následně zhojeno ve varozitě. Vzhledem k velmi malému počtu případů v jednotlivých podkategoriích, kdy statistické zhodnocení postrádá smysl a jakékoliv výsledky by byly zavádějící, jsme se rozhodli uměle tyto případy spojit v jednu kategorii. Jsme si vědomi možné odlišnosti v etiologii nekrózy hlavice a změny struktury krčku.



Graf 23. Výskyt nekrózy proximálního fragmentu

Nekróza proximálního fragmentu ve vztahu k typu zlomeniny

Ve skupině A1.1 nebyl zaznamenán žádný případ nekrózy proximálního fragmentu. U A1.2 z celkem 38 zlomenin byly zaznamenány tři případy (7,8 %), A2.1 z 58 zlomenin dva případy (3,4 %), A2.2 z 91 zlomenin celkem pět případů (5,4 %), ve skupině A2.3 ze 114 zlomenin bylo zjištěno 7 případů (6,1 %) (graf 24).

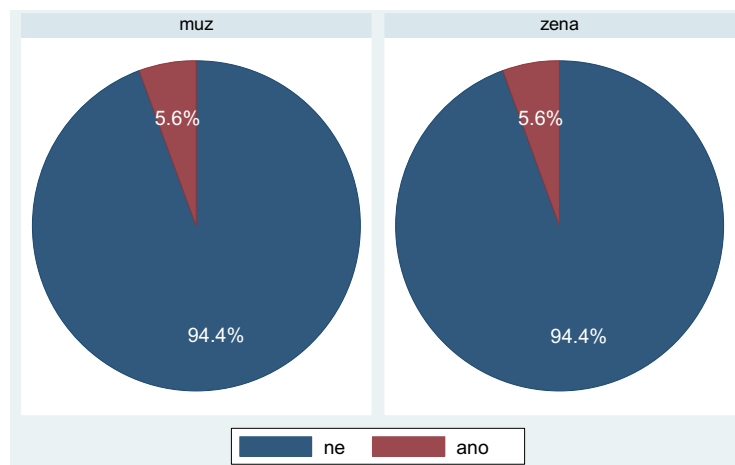


Graf 24. Výskyt nekrózy proximálního fragmentu dle typu zlomeniny

Statistickým zhodnocením nebyl prokázán signifikantní rozdíl v zastoupení nekrózy proximálního fragmentu u jednotlivých skupin dle AO.

Nekróza proximálního fragmentu ve vztahu k pohlaví

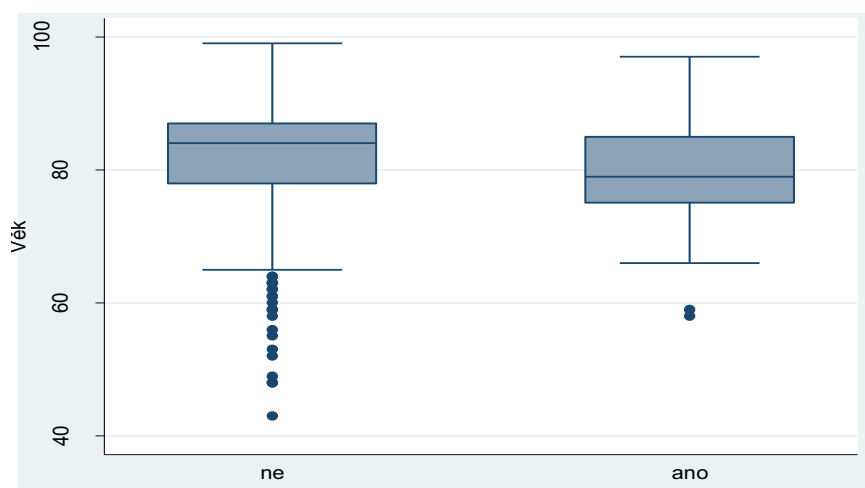
V celém souboru se u 71 mužů vyskytla nekróza proximálního fragmentu ve 4 případech (5,5 %). U žen z celkového počtu 233 případů byla nekróza identifikována ve 13 případech (5,5 %) (graf 25). Nebyl nalezen signifikantní rozdíl v zastoupení mužů a žen ve skupině pacientů s nekrózou proximálního fragmentu ($p=0,986$).



Graf 25. Výskyt nekrózy proximálního fragmentu dle pohlaví

Nekróza proximálního fragmentu ve vztahu k věku

Průměrný věk pacientů s nekrózou proximálního fragmentu byl 78,1 (SD 10,7 let), bez nekrózy 81,4 (SD 9,5), rozdíl 3,3 roku je ale statisticky nesignifikantní (linear regression $p = 0,170$) (graf 26). Pokud byli pacienti rozděleni na dvě stejně velké skupiny (≤ 83 let versus > 83 let), pak ve skupině „mladších pacientů“ byla nekróza hlavice v 7,9 % a u pacientů „starších“ v 3,3 %, což je statisticky signifikantní (logistic regression, $p = 0,090$).



Graf 26. Výskyt nekrózy proximálního fragmentu dle věku

Přesto byl počet pacientů tak malý, že podrobné statistické analýzy, které byly použity při analýze např. proximálního dosednutí, neměly prakticky smysl, pro extrémně nízký power (tedy možnost zjistit signifikantní rozdíl). Nebyl prokázán vliv typu zlomeniny dle AO klasifikace na vzniku nekrózy proximálního fragmentu.

8.4.5. Medializace

V celém sledovaném souboru se medializace diafýzy vyskytla pouze ve třech případech (0,9 %). Ve všech případech se primárně jednalo o zlomeniny A2.3 dle AO. K medializaci diafýzy femuru došlo do 6 týdnů od operace. Ve všech případech bylo dále postupováno konzervativně se zhojením zlomeniny, bez migrace osteosyntetického materiálu.

8.4.6. Varizace

Varizace proximálního fragmentu byla zjištěna v celkem 6 (1,9 %) případech. Jednou u zlomeniny A2.1 (16,7 %), tři u A2.2 (50 %), dvě u zlomeniny A2.3 (33,3 %). K varizaci proximálního krčkového fragmentu došlo ve 100 % případů do 6 týdnů od operace. Reoperace byla indikována v polovině případů, v ostatních případech bylo postupováno konzervativně a došlo ke zhojení ve varozitě, bez migrace osteosyntetického materiálu.

V jednom případě u zlomeniny A2.3 došlo k varizaci proximálního fragmentu a následně ke „cut out“ fenoménu. Vzhledem k závažnému stavu pacienta bylo provedeno pouze odstranění proximálního nosného krčkového šroubu, následně došlo ke zhojení.

Ve druhém případě, kdy byla zlomenina klasifikována jako A2.2, došlo k varizaci proximálního fragmentu a „cut-out“ obou nosných šroubů. Vzhledem ke stavu pacientky, bez možnosti provést rozsáhlou reoperaci, proto byla zvolena extrakce obou nosných šroubů z proximálního fragmentu a ponechání hřebu v dutině. Stav se zhojil ve varozitě.

Ve třetím případě zlomenina A2.2 vedla varizace proximálního fragmentu k rozvoji tzv. Z-efektu. Řešeno to bylo reoperací s odstraněním nosných šroubů a hřebu. Na následném RTG snímku byl diagnostikován pakloub, proto definitivním řešením byla implantace totální náhrady kyčelního kloubu.

8.4.7. Prodloužené hojení

Ze sledovaného souboru 304 pacientů se bez komplikací zhojilo 265 pacientů (87,2 %). Prodloužené hojení bylo diagnostikováno u tří (0,9 %) případů. V prvním případě to byla zlomenina A2.3. Na pooperačním snímku byla patrná distrakce v Adamsově oblouku. Hřeb byl distálně dynamicky zajištěn. Ve třech měsících od operace jsme zaznamenali maximální distální dosednutí. V 6 měsících od operace nebyl defekt Adamsova oblouku stále prostavěn, proto jsme provedli dynamizaci hřebu. Čtyři týdny od dynamizace a celkově 7 měsíců od operace došlo ke zhojení.

Ve druhém a třetím případě se jednalo o zlomeninu A1.2 a A2.2. Na pooperačním snímku byla patrná distrakce v lomné linii. Na kontrolních RTG byla lomná linie zhojena v 7 měsících od operace.

8.4.8. Periimplantační zlomeniny

Ve sledovaném souboru jsme zaznamenali celkem 10 periimplantačních zlomenin (3,3 %). Poměr mezi ženami a muži byl 7:3. Průměrný věk 73,6 roku (43–91let), muži 65,7 roku, ženy 77 let. Všechny vznikly po pádu na operovanou končetinu (tab. 17). V šesti případech (60 %) vznikly zlomeniny do 6 týdnů od primární osteosyntézy (z toho 3 případy do 2 týdnů od operace), ve dvou případech (20 %) od 6 týdnů do jednoho roku od primární zlomeniny, poslední dva (20 %) případy vznikly po jednom roce od operace. V jednom případě (10 %) byla primární zlomenina A1.2, ve dvou případech (20 %) A2.1, zlomenina A2.2 byla ve třech případech (30 %), nejčastější výskyt byl u zlomeniny A2.3 – ve čtyřech případech (40 %).

	rozdělení zlomenin dle AO 31					celkem
	A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A2.3	
Periimpl. zlomeniny						294
ne	3	37	56	88	110	96,7
%	100	97,3	96,56	96,7	96,4	96,7
ano	0	1	2	3	4	10
%	0	2,6	3,4	3,3	3,5	3,2
Celkem	3	38	58	91	114	304
%	100	100	100	100	100	100

Tabulka 17. Zastoupení periimplantačních zlomenin dle typu zlomeniny

V 9 případech byly vyřešeny reoperací (90 %), v jednom případě (10 %) bylo postupováno konzervativně. Dále byly periimplantační zlomeniny rozděleny dle lomné linie ve vztahu k implantátu do dvou skupin.

Zlomeniny pod úrovní distálního konce hřebu

Celkem v pěti případech (50 %) byla zlomenina pod úrovní distálního konce hřebu. Z toho ve třech (30 %) případech se jednalo o zlomeninu, kde lomná linie zasahovala ke špičce hřebu. Řešením byla dvakrát osteosyntéza úhlově stabilní dlahou, jednou konverzí na dlouhý hřeb PFN Medin. Ve dvou případech (20 %) se jednalo o zlomeninu, kde lomná linie primárně zasahovala distální femur, řešením byla osteosyntéza úhlově stabilní dlahou.

Zlomenina v oblasti hřebu

V pěti případech byla lomná linie periimplantační zlomeniny v rozsahu délky hřebu a nezasahovala pod distální konec hřebu (obr. 94). Ve čtyřech případech (40 %) se jednalo o zlomeninu laterální stěny stehenní kosti s dislokací fragmentu laterální kortikalis femuru. Dvakrát bylo zvoleno řešení tzv. „distálním dozajištěním hřebu“ (hřeb byl dodatečně zajištěn dvěma šrouby pro statické i dynamické zajištění). Jedenkrát bylo postupováno konzervativně (zlomenina se zhojila do proběhlé kontroly bez nutnosti reoperace).

V jediném případě (10 %) byla zjištěna zlomenina, kde novým úrazovým mechanismem došlo k odlomení velkého mediálního fragmentu včetně malého trochanteru a dále laterálně k rozlomení velkého trochanteru s laterální dislokací. V tomto případě byla zvolena metoda konverze na dlouhý hřeb PFN Medin.



Obr. 93. Petrochanterická zlomenina, pooperační snímek po ošetření hřebem PFN Medin, periimplantační zlomenina femuru

Všechny periimplantační zlomeniny v souboru se po našem terapeutickém zásahu zhojily. Statistické zhodnocení multivariantní ani logistickou regresí a prokázání signifikantní vazby se sledovanými parametry (typ zlomeniny dle AO, způsobu zavedení proximálních krčkových šroubů do hlavice, postavení šroubů v krčku stehenní kosti, zavedení hřebu v lomné linii či apexem velkého trochanteru, volba úhlu hřebu, distální zajištění) se vzhledem k malému počtu periimplantačních zlomenin a malému souboru nepodařilo prokázat.

8.4.9. Migrace osteosyntetického materiálu

Z 304 pertrochanterických zlomenin jsme zaznamenali 7 (2,3 %) případů migrace osteosyntetického materiálu. Ve čtyřech (1,3 %) případech se jednalo o Z-efekt, ve třech (1,0 %) případech o „cut-out“ fenomén.

Z-efekt nastal v prvním případě u zlomeniny A2.2, kdy došlo k varizaci proximálního fragmentu a následně Z-efekt nosných šroubů. Definitivním řešením byla extrakce osteosyntetického materiálu a implantace totální endoprotézy kyčle.

Druhý případ Z-efektu nastal u zlomeniny A2.2, kdy došlo k resorpci krčku stehenní kosti. Primárně byla zvolena výměna migrovaného proximálního nosného krčkového šroubu za kratší. Následně pokračovala resorpce krčku, varizace proximálního fragmentu, vznik pakloubu a protruze proximálního nosného šroubu. Definitivním řešením byla implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu.

Třetí případ reverzního Z-efektu byl u zlomeniny A2.3 s migrací distálního nosného šroubu do acetabula. Vzhledem ke stavu pacienta byla paliativně zvolena pouze extrakce migrovaného šroubu.

Poslední případ vznikl u zlomeniny A2.1, následovala resorpce krčku stehenní kosti a Z-efekt. Vzhledem k závažnému stavu pacienta řešením byla extrakce migrovaného proximálního nosného šroubu, po které došlo k zhojení.

První případ „cut-out“ fenoménu vznikl u zlomeniny A2.3, kdy 10 měsíců od operace vznikla nekróza hlavice a „cut-out“ proximálního nosného šroubu. Řešením byla implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu.

Druhý „cut-out“ fenomén vznikl u zlomeniny A2.2, kde nelze vyloučit primární špatnou diagnostiku zlomeniny s bazicervikální složkou. Nejprve došlo k varizaci proximálního fragmentu a „cut-out“ proximálního nosného šroubu. Vzhledem ke stavu pacientky byla zvolena extrakce obou nosných šroubů a ponechání hřebu. Došlo ke zhojení ve varozitě.

Třetí „cut-out“ proximálního šroubu nastal u zlomeniny A2.3, kde došlo k varizaci proximálního fragmentu. Vzhledem k celkovému stavu pacienta bylo indikováno pouze vynětí protrhovaného nosného šroubu, následně došlo ke zhojení.

8.5. Diskuse

Diskuze o zlomeninách horního konce stehenní kosti patří mezi frekventovaná témata. Dominantně se jedná o problematiku spojenou s vyšším věkem. Většina publikací má velmi podobné charakteristiky souboru pacientů [62, 63, 82, 99, 157]. I v našem souboru převládají ženy nad muži. Ženy s pertrochanterickou zlomeninou jsou signifikantně starší. Vyšší věk a vyšší zastoupení žen je spojován s delší průměrnou dobou dožití a zejména s osteoporózou [43, 99].

Z hlediska zastoupení pertrochanterických zlomenin dle AO většinu zlomenin tvořili nestabilní typy, ale nepodařilo se nám signifikantně prokázat vazbu typu zlomeniny na pohlaví. Zastoupení u obou pohlaví bylo podobné. Prokázali jsme však, že pacienti s **nestabilní zlomeninou AO 31A2.3 jsou signifikantně starší** než pacienti se zlomeninou AO 31A2.2 a AO 31A1.2. Nejvyšší průměrný věk, ale v našem souboru měli pacienti se stabilní zlomeninou AO 31A1.1, ale vzhledem k malému počtu pacientů v této skupině byla statistická analýza zkreslená. Přesto náš původní předpoklad, možné vazby věku na nestabilitu zlomeniny, se neprokázal. Vzhledem k charakteristické skupině pacientů, kdy samotný úraz, operace, komorbidita vedou k vysoké mortalitě, která v některých studiích dosahuje až k 37% hranici v prvním roce od operace, je korektní technické provedení osteosyntézy jedním z klíčů ke snížení komplikací [110].

V našem souboru pacientů, kteří byli ošetřeni jedním typem implantátu PFN Medin jsme hodnotili technické parametry osteosyntézy, jejich vliv na chování proximálního fragmentu vzhledem k diafýze a vznik komplikací. Hned v úvodu je nutné uvést, že naše studie má určité limity, které je nutné brát v úvahu. Vzhledem k tomu, že standardně provádíme po operaci pouze předozadní snímek proximálního femuru, nešlo hodnotit tip apex distance (TAD) [29]. Tip apex distance (TAD) je často uváděn jako parametr, který predikuje vznik jedné z vážných komplikací osteosyntézy – proříznutí nosného šroubu (cut-out). Tip apex distance je dle autorů konstruován primárně pro jednošroubové systémy [29]. Využití je tedy vhodné pro dynamický kyčelní šroub (DHS), z hřebů lze použít měření pro jednošroubové systémy, tak jak to doporučili Geller a spol. [80]. Mezi tyto systémy patří například hřeb Gamma 3 (Stryker), s určitými modifikacemi lze použít i hřeb PFT Targon (BBraun) s jedním teleskopickým nosným šroubem a krátkým antirotačním pinem. Námi použitý hřeb PFN Medin má však **dva naprosto stejné nosné prvky**, tudíž měření a hodnocení je poněkud hůře přenositelné. K měření tip apex distance (TAD) se rovněž vážou jisté problémy, neboť zajištění přesné axiální projekce v časném pooperačním období je technicky, ale i pro pacienta velmi obtížné. Jedním z možných řešení se zdá být metoda peroperační, kterou publikovali v roce 2015 Wright a spol. [198]. Další možností zejména pro intramedulární implantáty je měření „Calcar referred Tip Apex Distance-CalTAD“, tak jak navrhli Kashigar a spol. [112]. V naší studii jsme použili prosté předozadní rentgenové snímky, proto nadále budeme hodnotit pouze snímky v předozadní projekci. Z publikací je patrné, že ideální zavedení nosných prvků do proximálního krčkového fragmentu je ve středu krčku (pozice center) [28, 129]; u hřebu je možné zavedení v kaudální pozici [108]. Tento způsob zavedení snižuje riziko cut-out fenoménu.

Jednoznačnou výhodou většiny současných implantátů je umožnění skluzu (dosednutí) proximálního krčkového fragmentu k diafýze stehenní kosti. Tento klíčový jev, pokud je veden v ose krčku, zvětšuje kontakt mezi fragmenty. Tímto může dojít k urychlení hojení a zároveň omezit mikropohyby, které mohou vést k přetížení celého systému kost-implantát [95]. Skluzný efekt byl experimentálně studován Lochem a spol. [135]. Autoři zjistili, že skluzný efekt je výrazně ovlivněn konstrukcí hřebu. Na modelu prokázali, že velikost otvoru v hřebu nepřímo úměrně ovlivňuje sílu nutnou k vyvolání skluzu proximálního fragmentu. V našem souboru jsme prokázali, že **ke skluzu dochází v 67 % případů**. Nepodařilo se nám, ale signifikantně prokázat rozdíl v dosednutí proximálního krčkového fragmentu k diafýze mezi jednotlivými typy pertrochanterických zlomenin. Rovněž se nám nepodařilo prokázat vazbu pohlaví na chování proximálního fragmentu. Signifikantně jsme prokázali, že ke skluznému efektu dochází častěji u pacientů pod 83 let věku než ve skupině nad 83 let. Očekávali jsme, že dosednutí proximálního fragmentu je ovlivněno způsobem, jakým jsou zavedeny nosné šrouby. Ukázalo se, že **nejčastěji dochází k dosednutí, když oba šrouby nejsou ukotveny do subchondrální kosti hlavice**, ale nepodařilo se nám prokázat signifikanci. Rovněž zavedení nosných šroubů v krčku v kaudální ani kraniální třetině neovlivnilo dosednutí. Stejně výsledky nám přineslo zhodnocení skluzu ve vztahu k úhlu implantátu PFN Medin, volbě „entry pointu“. Ani multivariantní analýzou jsme nenašli faktor, který by přímo ovlivňoval skluzný efekt. Vzhledem k tomu, že v recentní literatuře není obdobná studie dostupná, je i porovnání s výsledky dalších autorů obtížné. Jediný parametr, který jsme vzhledem k designu studie neposuzovali, je právě postavení a ukotvení nosných šroubů v proximálním fragmentu v axiální projekci. Domníváme se, že právě zavedení a ukotvení nosných prvků v axiální projekci může hrát významnou roli v těchto dynamických jevech. Tato pozorování s jistou obezřetností podporují i výsledky naší biomechanické studie.

Další částí studie je rozbor komplikací našeho souboru. Sledovali jsme výskyt intraoperačních komplikací. Mezi nejzávažnější patří krvácení způsobené zavedením vodícího drátu do pánve, jak je popsali Leunig a spol. [132]. S touto komplikací jsme se nesetkali. I další intraoperační komplikace včetně malrotace proximálního fragmentu se nám ve sledovaném období neobjevily. Jistým vysvětlením může být, že s hřebem PFN Medin a intramedulárními implantáty máme na naší klinice dlouhodobé zkušenosti. [23, 24, 59, 120]. Další relativně častou komplikací, se kterou se můžeme setkat, jsou poruchy hojení rány a infekty. Výskyt infekčních komplikací se v literatuře uvádí v rozmezí 1,3–3,6 % [35, 156, 196]. Edwards a spol. v souboru 3686 pacientů se zlomeninou horního konce femuru zaznamenali 2,3 % infekčních komplikací, z toho 1,2 % hlubokých a 1,1 % povrchových infektů [64]. **V našem sledovaném souboru jsme nezaznamenali hluboký ani povrchový infekt**, pouze v 5 případech (1,6 %) byla revidována operační rána pro neinfikovaný hematom. Vysvětlení není jednoduché, doufat v nulový výskyt pooperačních infekčních komplikací je snem každého chirurga. Realita je, ale jiná. Domníváme se, že infekční komplikace se v našem souboru objevily, ale patrně unikly evidenci.

Samostatnou kapitolou jsou komplikace spojené s kostním hojením. V našem souboru jsme se setkali celkem s 39 (12,8 %) komplikacemi, svým spektrem se neodlišujeme od publikovaných studií [141, 199].

Mezi komplikace spojené s kostním hojením jsme zařadili nekrózu proximálního fragmentu. V úvodu je nutné zdůraznit, že do této kategorie, vzhledem k malému počtu 17 (5,5 %) případů, jsme z důvodu statistického zhodnocení spojili 4 (1,3 %) případy nekrózy hlavice a 13 (4,2 %) případů resorpce či nekrózy krčku stehenní kosti, i když etiologie může být odlišná.

Nekróza hlavice kosti stehenní je u pertrochanterických zlomenin raritní komplikace. Publikací, které by se detailněji věnovaly nekróze proximálního fragmentu, příliš není. V první podrobnější studii z roku 1973 Mann a spol. uvádí pět případů nekrózy hlavice za 10 let z celkem 1600 pertrochanterických zlomenin [137]. Nenalezl rozdíl ve výskytu žen a mužů a neidentifikoval příčinu vzniku nekrózy. Ani v našem souboru jsme neprokázali signifikantní rozdíl v zastoupení mužů a žen. Baixauli a spol. v roce 1999 publikovali soubor 12 pacientů s nekrózou hlavice kosti stehenní, výskyt v jejich souboru byla 0,5 % [15]. Rovněž nezjistili příčinu vzniku. Pouze upozornili na rizikové faktory vzniku, mezi které zařadili poškození cévní anastomózy při bázi krčku stehenní kosti. Výskyt v našem souboru byl 1,3 %. Z našeho pracoviště publikovali Bartoníček a spol. v roce 2007 rozsáhlou práci s historickým přehledem publikací a současně soubor s detailním rozbohem 8 pacientů [25]. Jako rizikovou dobu vzniku nekrózy označili dobu do 4 let od úrazu. Dále doporučili při užití hřebu u primárního výkonu vstupní bod apex trochanteru a nikoliv *fossa trochanterica*, jako prevenci poškození cévního zásobení hlavice. V souladu s citovanými pracemi i v našem souboru vznikla nekróza hlavice ve třech případech do jednoho roku od operace a v jednom případě ve třetím roce od operace. Vzhledem k malému počtu pacientů s nekrózou hlavice i po spojení v jednu kategorii se nepodařilo prokázat vliv typu zlomeniny na vznik nekrózy proximálního fragmentu. Jako jeden z rizikových faktorů se uvádí charakter lomné linie, který může imitovat linii basicervikální, při které může dojít k porušení cévního zásobení hlavice a rozvoji nekrózy [25]. Zejména poškození hluboké větve z *a. circumflexa femoris medialis* je dle Gautiera a spol. možnou příčinou vzniku avaskulární nekrózy [79]. Přesto dál zůstává etiologie nekrózy proximálního fragmentu nevyjasněná.

Strukturální změny krčku stehenní kosti se vyskytly v našem souboru celkem ve 13 (4,2 %) případech, stejně jako nekróza hlavice nejsou v písemnictví častým tématem. Na rentgenovém snímku ve srovnání s nekrózou hlavice se relativně brzy objevují charakteristické změny. Tyto strukturální změny krčku jsou viditelné ihned při první rentgenové kontrole v 6 týdnech od operace. Typická je redukce kostní tkáně krčku a povyjetí nosných šroubů laterálně, v jednom našem případě však došlo k migraci dolního nosného šroubu do acetabula, ve druhém k Z-efektu. Kyle a spol. v roce 2005 byli prvními, kteří nekrózu krčku popsali, ale u intertrochanterické zlomeniny (31-A3) [128]. Bartoníček popsal 8 případů u zlomenin trochanterického masivu, pouze jedna zlomenina byla pertrochanterická, ostatní intertrochanterické [19]. Tyto nálezy na RTG s úbytkem kostní tkáně krčku odpovídají našim nálezům. Dále identifikoval u 6 případů z 8 sekundární lomnou linii při bázi krčku, tyto nálezy však v našem souboru nemůžeme potvrdit. Kolaps krčku u trochanterických zlomenin dosud není zcela vysvětlen. Zmiňováno je cévní poškození stejně jako u avaskulární nekrózy krčku [79], ke kterému může dojít například volným fragmentem [19] nebo při zavádění hřebu velkým trochanterem [169].

Nekrózu hlavice kosti stehenní jako následek proběhlého traumatu je nutné dále řešit. Pokud je pacient schopen dalšího operačního výkonu, je elegantním způsobem řešení totální endoprotéza kyčelního kloubu. Někteří autoři dokonce doporučují aloplastiku jako primární řešení peritrochanterických zlomenin [52, 71, 86, 163, 171]. Naproti tomu u nekrózy či resorpce krčku se doporučuje sledovat dynamiku změn, při zvýšeném riziku selhání je indikována reoperace včetně možné implantace aloplastiky. V našem souboru jsme konzervativně postupovali a ve většině případů (70 %) došlo ke zhojení. Pouze ve čtyřech případech bylo přistoupeno k reoperaci. Řešením může být pouhé odstranění migrovaného osteosyntetického materiálu, které může vést ke zhojení. Dalším způsobem je možnost implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu, zejména pokud je při operaci zjištěn pakloub. Postupy v těchto případech jsou vždy ryze individuální, neboť vše je odvislé od zdravotního stavu pacienta.

Zlomeniny stehenní kosti v terénu po osteosyntéze trochanterické zlomeniny nejsou tématem novým a spojeným pouze s intramedulárními implantáty. S postupným nárůstem používání intramedulárních implantátů se začaly objevovat práce, které srovnávaly komplikace hřebů a extramedulárních implantátů [7, 11, 163, 199]. Bridle a spol. v roce 1991 v randomizované studii porovnal výsledky trochanterických zlomenin ošetřených DHS a hřebem Gamma a nenalezl signifikantní rozdíly [39]. Pouze ve skupině pacientů ošetřených Gamma hřebem uvedl čtyři případy zlomeniny v okolí hřebu (periimplantační zlomenina), incidence v jejich souboru byla 2,0 %. V jednom případě se jednalo o následek dopravní nehody. V druhém případě byla za příčinu periimplantační zlomeniny označena perioperačně vzniklá fissura laterálního kortexu femuru. Poslední dvě, jak uvádí Bridle a spol., vznikly na podkladě minimálního traumatu. Bridle a spol. viděli jako možné příčiny vzniku zlomeniny tvar hřebu, který vytváří tlak na porotickou kost. Druhou příčinu viděli v napětí, které vyvolává špička hřebu na diafýzu (tip-effect) a třetí příčinu viděli v oslabení diafýzy po předvrtání. I další autoři zaznamenali zvýšený výskyt perimplantačních zlomenin u intramedulárních implantátů [1, 149, 186]. Někteří autoři označili za jednu z příčin výrazně odlišné zakřivení hřebu a stehenní kosti (bowing) [65]. Za další možnost byla označena problematika distální jistižení hřebu [3]. Marmor a spol. na biomechanickém modelu potvrdili zvýšené riziko vzniku zlomeniny v okolí zajištění hřebu, bez rozdílu použité délky hřebu [138]. V našem souboru jsme hodnotili, zda má zajištění hřebu vliv na vznik periimplantační zlomeniny. Tento vztah se nám nepodařilo signifikantně prokázat. Vopat a spol. u stabilní peritrochanterické zlomeniny doporučují ošetření dlouhým hřebem, který distálně nezajišťují [190]. Naproti tomu Skála-Rosenbaum a spol. indikují zajištění krátkého hřebu PFN Medin u čtyř typů peritrochanterických zlomenin: sekundární lomné linii zasahující metadiafyzárně, komínce laterální kortikalis pod velkým trochanterem, velký posteromediální fragment zasahující pod malý trochanter, široká dutina stehenní kosti nevyplněna tenkým hřebem [175]. Analýzy komplikací tedy nutně vedly ke změnám v konstrukci hřebu, jednak ve změně tvaru distální špičky hřebu, změny profilu hřebu, zakřivení proximální části hřebu, změnám ve způsobu distálního zajištění [45]. I přes tyto změny se však nadále setkáváme u hřebů tzv. nové generace (Intertan-Smith and Nephew) s periimplantačními zlomeninami, které dosahují incidence od 1,5 do 6 % [69, 140]. Hřeb PFN Medin a jeho konstrukce

rovněž proděla od svého prvotního uvedení několik změn. Na těchto změnách se podílela i Ortopedicko-traumatologická klinika 3. LFUK a FNKV, přesto jsme i v našem souboru řešili celkem 10 periimplantačních zlomenin (3,3 %). V porovnání s publikovanými studiemi je počet našich periimplantačních zlomenin spíše nižší [69, 140]. Ve dvou případech jsme zaznamenali zlomeninu distálního femuru, kde se lomná linie ani nepřibližuje ke špičce hřebu, tudíž nejsou vázány na provedenou osteosyntézu. Jedná se tedy o zlomeniny čistě distálního femuru a nikoliv periimplantační zlomeniny. Po vyřazení toho typu zlomenin byl výskyt v našem souboru 2,6 %. Vzhledem k malému počtu periimplantačních zlomenin v souboru se nám statistickým zhodnocením multivariantní ani logistickou regresí nepodařilo prokázat vazbu periimplantační zlomeniny na typ primární zlomeniny dle AO, způsobu zavedení proximálních krčkových šroubů do hlavice, postavení šroubů v krčku stehenní kosti, zavedením hřebu v lomné linii či apexem velkého trochanteru, distální zajištění.

Oblast trochanterického masivu je vzhledem ke svému anatomickému upořádání velmi dobře prokrvena, proto je setkání s prodlouženým hojením i v terénu zlomeniny vzácné.

V našem souboru jsme se setkali s prodlouženým hojením celkem ve třech případech (0,9 %), kdy k definitivnímu zhojení došlo až v 7 měsíci od operace. Cruz-Sanchez a spol. analyzovali soubor 11 případů selhání hřebu po pertrochanterické zlomenině a zjistili, že diastáza více než 3 mm mezi hlavními fragmenty může vést k prodlouženému hojení, přetížení hřebu a následně zlomení hřebu [48]. V našem pozorování jsme ve všech případech zjistili rovněž diastázu mezi hlavními fragmenty. Řešením prodlouženého kostního hojení může být buď dynamizace hřebu, reosteosyntéza s výměnou hřebu, přídatná dlaha či náhrada kyčelního kloubu [189].

Mezi velmi často diskutovaná témata spojená s osteosyntézou horního konce stehenní kosti patří migrace či selhání osteosyntézy. V našem souboru jsme se setkali se 7 (2,3 %) případy, kdy došlo k migraci nosných šroubů (cut-out, Z-effect). Doslovné zlomení hřebu, tak jak to popisuje řada autorů, je sice málo častá komplikace, v našem souboru pertrochanterických zlomenin se neobjevila žádná [4, 48, 81, 189].

Ztráta repozice, varizace proximálního fragmentu a následné proříznutí nosného prvku hlavice kraniálně (cut-out) je známou věcí. Proč k tomuto jevu dochází, byla věnována řada studií zejména s extramedulárními implantáty typu DHS [29, 52, 152]. Jako klíčový parametr, podle kterého lze predikovat hrozící cut-out je obecně uznáván tip-apex distance [29]. S příchodem intramedulárních implantátů, které jsou vzhledem ke své konstrukci biomechanicky výhodnější a měly by lépe odolávat varizaci proximálního fragmentu, se očekávalo, že incidence „cut-out“ fenoménu poklesne, k tomu však obecně nedošlo. Výskyt mezi intramedulárními a extramedulárními implantáty je v některých srovnávacích studiích srovnatelná [141]; dosahuje dokonce až 9,7 % [6]. Běžněji udávaný výskyt však osciluje na hranici 2 % [35, 81]. Bojan a spol. analyzovali 12letý soubor 3066 pacientů ošetřených hřebem Gamma s výskytem cut-out fenoménu 1,8 % [35]. V našem souboru byl výskyt 1%, což je v porovnání s ostatními autory dolní hranice. Ve všech třech případech došlo k varizaci proximálního fragmentu, proříznutí horního nosného šroubu. Jednou byla diagnostikována nekróza hlavice a řešením byla implantace totální endoprotézy kyčle, dvakrát byl pouze odstraněn migrovaný osteosyntetický materiál.

Prvními, kdo v literatuře popsali fenomén, při kterém dochází u hřebu k mediální migraci proximálního krčkového šroubu a laterální migraci kaudálního šroubu, byli Werner-Tutschku a spol. [194]. Vysvětlení této komplikace viděli autoři ve špatné repozici, kdy CCD úhel byl menší než 125° . Na biomechanickém modelu Z-efekt zkoumali Strauss a spol. [180]. Poukázali na jev, kdy při zvýšené vertikální síle působící více na hlavici než na krček, dojde k varizaci a následně je facilitován skluz kaudálního nosného šroubu laterálně. Dalším pomocným faktorem, který by měl vést k Z-efektu, je defekt mediální kortikalis (defekt Adamsova oblouku), špatná kvalita kosti a špatný „entry point“ pro hřeb [158, 184]. V našem souboru jsme zaznamenali celkem čtyři (1,3 %) případy (tři případy Z-efektu a jeden případ reverzního Z-efektu). Jednou došlo k nekroze krčku, varizaci proximálního fragmentu, migraci kaudálního nosného šroubu laterálně, řešením byla implantace totální endoprotézy kyčle. V ostatních případech k varizaci nedošlo. Úhel CCD byl ve všech případech vyšší než 130° .

Statistickou analýzou všech 7 případů migrace osteosyntetického materiálu (4 případy Z-efekt, 3 případy cut-out), které jsme v našem souboru zaznamenali, se nám nepodařilo prokázat vazbu na zavedení nosných šroubů do proximálního fragmentu, ukotvení do hlavice. Důvodem neprokázání signifikance byl nízký power analyzovaných dat (schopnost rozeznat event. rozdíl). Komplikací tohoto typu je tak málo, že počet 7 případů k prokázání nestačí. Přesto jsme u stabilních zlomenin nezaznamenali žádný případ migrace osteosyntetického materiálu. Toto pozorování je ve shodě s výsledky biomechanické studie, které ukázaly, že k překročení meze kluzu σ_k u stabilních zlomenin nedochází a systém PFN Medin dokáže tolerovat i mírně odlišné zavedení nosných prvků, než například DHS [96, 97]. Tímto klinickým a biomechanickým sledováním i bez podpory statistických metod můžeme s jistou nadsázkou doporučit z tohoto hlediska systém PFN Medin i k ošetření stabilních pertrochanterických zlomenin. Jiná situace je u nestabilních (31-A2.2–31-A2.3) a potencionálně nestabilních zlomenin (31-A2.1), všech 7 případů migrace bylo u těchto zlomenin. V 6 případech byly nosné šrouby zavedeny do střední třetiny krčku, v 1 případě do horní třetiny krčku. Hrubina a spol. prokázal na biomechanickém modelu DHS, že zavedení nosného šroubu do horní části krčku je rizikové z hlediska překročení meze kluzu σ_k a tím rizika selhání osteosyntézy [96]. V našem sledovaném souboru lze na základě biomechanické studie, kdy rovněž jiné než optimální zavedení vede k přetížení systému. Podpořit klinické sledování a s jistou opatrností uvést, že zavedení nosných šroubů do střední a horní třetiny krčku v předozadní projekci a současně nekorektně v axiální projekci je rizikovější z hlediska možného selhání osteosyntézy. Přesto malý počet klinických komplikací při porovnání s výsledky naší biomechanické studie minimálně poukazuje na zvýšené riziko migrace osteosyntetického materiálu při nekorektním zavedení zejména v axiální projekci. Právě v této situaci je celý systém hřeb-kost vystaven enormním silám, které mohou vést k selhání osteosyntézy.

Osteosyntéza pertrochanterických zlomenin hřebem PFN Medin a zejména její dlouhodobé výsledky jsou minimálně srovnatelné se zahraničními studiemi a implantáty. V některých parametrech ve sledovaném souboru dokonce hřeb PFN Medin vykazuje lepší výsledky. Hřeb PFN Medin z našeho hlediska splňuje parametry pro moderní implantát k ošetření stabilních a zejména nestabilních pertrochanterických zlomenin.

8.6. Závěr

Na základě sledování našeho klinického souboru pacientů v letech 2009–2011. Můžeme po zhodnocení konstatovat následující doporučení pro klinickou praxi:

1. Fenomén dosednutí není problém, došlo k němu u dvou třetin pertrochanterických zlomenin. Tento jev není ovlivněn věkem, pohlavím ani typem zlomeniny, k dosednutí dojde do 6 týdnů od operace, po této době již k dosednutí nedochází.
2. Zásadní pro dobrý výsledek je dodržení správné volby šířky implantátu, který by měl vyplňovat dřeňovou dutinu.
3. Správné zavedení implantátu PFN Medin apexem velkého trochanteru.
4. Správné zavedení nosných šroubů respektuje CCD úhel, u nestabilních zlomenin preferujeme mírnou valgizaci zlomeniny.
5. Nosné šrouby je třeba zavádět v předozadní projekci do dolní třetiny krčku, v axiální projekci je nutné respektovat zavedení v ose krčku.
6. Nosné šrouby jsou stabilní při ukotvení v subchondrální kosti hlavice.

Na základě analýzy výskytu komplikací a ve srovnání s ostatními implantáty se domníváme, že hřeb PFN Medin je vhodný k ošetření stabilních i nestabilních pertrochanterických zlomenin. Jeho konstrukce splňuje požadavky na moderní osteosyntézu pertrochanterických zlomenin.

9. Závěr

Tato dizertační práce a především postgraduální studium mělo ověřit hypotézu, zda je osteosyntéza hřebem PFN Medin vhodná k ošetření stabilních i nestabilních petrochanterických zlomenin. Zjistit, zda způsob zavedení nosných krčkových šroubů dokáže ovlivnit chování celého systému kost-implantát. Cílem práce bylo zhodnotit klinický soubor pacientů ošetřených jedním implantátem PFN Medin, v biomechanické studii vytvořit model stabilní a nestabilní petrochanterické zlomeniny a identifikovat možné rizikové pozice zavedení nosných šroubů do proximálního fragmentu. V anatomické části provést morfologickou studii zaměřenou na vstupní bod (entry point) pro hřeb, a struktury, které mohou být při zavedení hřebu poraněny.

Hypotéza byla ověřena a cíle práce splněny.

1. Potvrdili jsme, že analýzy metodou konečných prvků (MKP) přinášejí validní výsledky, které je možné s jistými omezeními transponovat i do klinické praxe. Na vytvořeném biomechanickém modelu stabilní i nestabilní petrochanterické zlomeniny jsme provedli řadu biomechanických simulací. Prokázali jsme, že při řešení stabilních petrochanterických zlomenin je stabilita celého systému hřeb-kost méně závislá na způsobu zavedení nosných šroubů do proximálního krčkového fragmentu, než je tomu například u běžně používaného skluzného šroubu (DHS). Hřeb PFN Medin dokáže u stabilních petrochanterických zlomenin tolerovat i jiné než optimální zavedení nosných šroubů. Zcela jiná situace je však u nestabilních petrochanterických zlomenin. Právě u nestabilních zlomenin je stabilita celého systému kost-implantát závislá na pozici zavedení nosných šroubů. Z výsledků studie je patrné, že klíčovým faktorem je pozice krčkových šroubů v axiální projekci. Cílem je zavedení ve střední části krčkového fragmentu v axiální projekci. Pokud je porušena tato podmínka, je osteosyntéza zlomeniny méně stabilní, a tím se zvyšuje riziko selhání osteosyntézy (medializace nebo proříznutí). Při dodržení správného osového zavedení nosných šroubů do krčkového fragmentu v axiální projekci není ovlivněna stabilita systému PFN Medin hloubkou zavedení krčkových šroubů do hlavice. Provedené MKP analýzy ukázaly, že správná funkce je také závislá na optimálním umístění PFN Medin v kosti, ale oproti DHS nemusí případná technická chyba při implantaci nutně vést k výraznému zvýšení rizika selhání celého systému. Také možnost použití tohoto systému v závislosti na typu zlomeniny proximálního konce stehenní kosti je mnohem širší a umožňuje jeho využití i v případech, u nichž by bylo užití DHS rizikové.
2. V klinické části bylo potvrzeno, že při respektování zásad implantace hřebu PFN Medin (správná volba šířky hřebu, vstupní bod v oblasti hrotu velkého trochanteru, správná volba úhlu hřebu vzhledem k CCD úhlu, zavedení nosných šroubů v předozadní projekci do dolní

třetiny krčku stehenní kosti, v axiální projekci ve středu krčku, ukotvení nosných šroubů do subchondrální kosti hlavice) je hřeb PFN Medin implantátem, který je vhodný k ošetřování stabilních i nestabilních pertrochanterických zlomenin. Výskyt komplikací je minimálně srovnatelný, ne-li nižší než u implantátů zahraniční provenience.

3. Z výsledků makroskopické pitvy jsme zjistili, že operační přístup při osteosyntéze trochanterických zlomenin hřebem je technicky nenáročný. Nešetrnou operační technikou však může dojít k poškození řady struktur, které mohou výrazně ovlivnit pooperační průběh. Při zavádění hřebu můžeme poškodit svalová vlákna musculus gluteus maximus et medius či větve z nervus gluteus superior, které mohou být odpovědné za přetrvávající pooperační bolesti. Poranění větve z arteria circumflexa femoris medialis a jejích terminálních retikulárních větví může dokonce vést ke vzniku avaskulární nekrózy. Lze tedy říci, že původně nenáročný a nerizikový operační přístup má svá jasná rizika a je třeba s nimi počítat a předcházet jim, např. šetrnou operační technikou.

Závěrem můžeme konstatovat, že z hlediska biomechanického a konstrukčního a na základě klinických zkušeností je hřeb PFN Medin implantát, který umožňuje ošetření stabilních i nestabilních pertrochanterických zlomenin způsobem, který plně odpovídá současným potřebám klinické praxe.

10. Poděkování

Autor by chtěl tímto způsobem poděkovat zejména svému školiteli *doc. MUDr. Václavu Báčovi, Ph.D.*, který svým odborným vedením po celou dobu studia, cennými radami, životní silou a hlavně neúnavným optimismem, uměl nasměrovat autora vždy tím správným směrem, čímž pomohl k vytvoření dizertační práce.

Tato práce by nevznikla, kdyby na Ortopedicko-traumatologické klinice 3. LF UK a FNKV nebyla problematika zlomenin horního konce stehenní kosti dlouhodobě studována. Proto bych chtěl poděkovat svému školiteli-konzultantovi *doc. MUDr. Jiřímu Skálovi-Rosenbaumovi, Ph.D.*, jemuž děkuji za vedení v klinické části studia, za cenné rady a umožnění čerpání dat z „Registru zlomenin proximálního femuru“. Byl to také on, kdo mi asistoval při mé první operaci pertrochanterické zlomeniny hřebem PFN Medin.

Děkuji *doc. MUDr. Valéru Džupovi, CSc.*, se kterým jsem často konzultoval průběžné výsledky. Jeho názory mi významně pomohli orientovat se ve zpracovávané problematice. Rovněž bych mu chtěl poděkovat za významnou pomoc v závěrečné fázi přípravy finální podoby mé dizertační práce.

Děkuji *prof. MUDr. Martinu Krbčovi, CSc.*, přednostovi kliniky, který mi umožnil vůbec začít na jím vedené klinice s postgraduálním studiem a za vytvoření podmínek pro studium.

Děkuji *doc. Ing. Zdeňku Horákovi, Ph.D.*, z Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky ČVUT, který mně pomohl při práci na biomechanické studii a upravil také technické části kapitol. Děkuji *as. MUDr. Petru Waldaufovi* za výraznou pomoc při statistickém hodnocení.

Také děkuji *prof. MUDr. Janu Bartoníčkoví, DrSc.*, za to že mne přijal na kliniku, v prvních letech odborně vedl a nasměroval právě k problematice zlomenin proximálního femuru.

V neposlední řadě děkuji *paní Miroslavě Plecité a PhDr. Vladimíru Musilovi, Ph.D.*, bez jejichž pomoci by utrpěla nejen formální stránka práce, ale rovněž by mi chyběly některé historické studie, ze kterých jsem čerpal.

Děkuji *doc. MUDr. Pavlu Doušovi, CSc.*, jehož odborné práce mi byly inspirací, a panu prim. MUDr. Vladimírovi Fričovi, CSc., za prostor pro studium, kdykoliv to provoz kliniky umožnil.

Děkuji kolektivu zaměstnanců 1. stanice naší kliniky a *paní Lence Tyrichtové* za podporu, kterou mi vyjadřovali v těžkých chvílích.

Závěrem chci tímto upřímně poděkovat své manželce, protože bez ní bych s touto prací možná začal, ale určitě nedokončil. Hlavně ona a moje rodina mi byly oporou v momentech, kdy jsem to nejvíce potřeboval.

11. Publikační aktivita

11.1. Publikace s IF

1. **BARTOŠKA, Radek**. Měření průměru hlavice femuru: klinická studie. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*. 2009, **76**(2), 133-136. ISSN 0001-5415. **IF: 1.628/2009**.
2. **BARTOŠKA, Radek**; BÁČA, Václav; KACHLÍK, David; MARVAN, Jiří a Valér DŽUPA. The correlation between muscles insertions and topography of break lines in pertrochanteric fractures: a comprehensive anatomical approach of complex proximal femur injuries. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2013, **35**(10), 957-962. ISSN 0930-1038. DOI: 10.1007/s00276-013-1124-2. **IF: 1.333/2013**.
3. BÁČA, Václav; KACHLÍK, David; BÁČOVÁ, Tereza; **BARTOŠKA, Radek**; MARVAN, Jiří; DOUŠA, Pavel; SECREST, Thomas Ownsby a Valér DŽUPA. Anatomist and the pioneer of radiology Étienne Destot - 95th anniversary of his death. *Clinical Anatomy*. 2014, **27**(3), 282-285. ISSN 0897-3806. DOI: 10.1002/ca.22314. **IF: 1.332/2014**.
4. BÁČA, Václav; BÁČOVÁ, Tereza; GRILL, Robert; OTČENÁŠEK, Michal; KACHLÍK, David; **BARTOŠKA, Radek** a Valér DŽUPA. Pudendal nerve in pelvic bone fractures. *Injury*. 2013, **44**(7), 952-956. ISSN 0020-1383. DOI: 10.1016/j.injury.2012.12.004. **IF: 2.462/2013**.
5. BARTONÍČEK, Jan; VÁVRA, Jaroslav a **Radek BARTOŠKA**. Operative treatment of avascular necrosis of the femoral head after slipped capital femoral epiphysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2011, **131**(4), 497-502. ISSN 0936-8051. DOI: 10.1007/s00402-010-1161-9. **IF: 1.369/2011**.
6. BARTONÍČEK, Jan; VÁVRA, Jaroslav; **BARTOŠKA, Radek** a Petr HAVRÁNEK. Operative treatment of avascular necrosis of the femoral head after proximal femur fractures in adolescents. *International Orthopaedics*. 2012, **36**(1), 149-157. ISSN 0341-2695. DOI: 10.1007/s00264-011-1272-0. **IF: 2.319/2012**.
7. HRUBINA, Maroš; HORÁK, Zdeněk; **BARTOŠKA, Radek**; NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. Computational modeling in the prediction of Dynamic Hip Screw failure in proximal femoral fractures. *Journal of Applied Biomedicine*. 2013, **11**(3), 143-151. ISSN 1214-021X. DOI: 10.2478/v10136-012-0017-8. **IF: 1.775/2013**.

8. MARVAN, Jiří; DŽUPA, Valér; **BARTOŠKA, Radek**; KACHLÍK, David; KRBEČ, Martin a Václav BÁČA. Transfixace nestabilních zlomenin hlezna Kirschnerovými dráty: indikace, technika provedení a výsledky. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2015, **82**(3), 216-221. ISSN 0001-5415. **IF: 0.388/2014**.
9. POPELKA, Ondřej; SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; **BARTOŠKA, Radek**; WALDAUF, Petr; KRBEČ, Martin a Valér DŽUPA. Typ zlomeniny a interval úraz–operace jako rizikové faktory pro vznik avaskulární nekrózy hlavice femuru po osteosyntéze intrakapsulárních zlomenin krčku. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2015, **82**(4), 282-287. ISSN 0001-5415. **IF: 0.388/2014**.
10. SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; DŽUPA, Valér; **BARTOŠKA, Radek**; ŘÍHA, Daniel; WALDAUF, Petr a Václav BÁČA. Subsequent contralateral hip fractures: can at-risk patients be identified? An observational study of 5,102 patients. *International Orthopaedics*. 2015, **39**(4), 755-760. ISSN 0341-2695. DOI: 10.1007/s00264-014-2646-x. **IF: 2.110/2014**.
11. SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; BARTONÍČEK, Jan a **Radek BARTOŠKA**. Is distal locking with IMHN necessary in every pertrochanteric fracture? *International Orthopaedics*. 2010, **34**(7), 1041-1047. ISSN 0341-2695. DOI: 10.1007/s00264-009-0874-2. **IF: 1.561/2010**.
12. WIDIMSKÝ, Petr; MOŤOVSKÁ, Zuzana; HAVLŮJ, Lukáš; ONDRÁKOVÁ, Martina; **BARTOŠKA, Radek**; BITTNER, Lukáš; DUŠEK, Ladislav; DŽUPA, Valér; KNOT, Jiří; KRBEČ, Martin; MENCL, Libor; PACHL, Jan; GRILL, Robert; HANINEC, Pavel; WALDAUF, Petr a Robert GÜRLICH. Perioperative cardiovascular complications versus perioperative bleeding in consecutive patients with known cardiac disease undergoing non-cardiac surgery: Focus on antithrombotic medication. The PRAGUE-14 registry. *Netherlands Heart Journal*. 2014, **22**(9), 372-379. ISSN 1568-5888. DOI: 10.1007/s12471-014-0575-3. **IF: 1.837/2014**.

11.2. Publikace bez IF

1. BARTONÍČEK, Jan; SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; DŽUPA, Valér; SVATOŠ, Filip a **Radek BARTOŠKA**. Cervikokapitální náhrada u intrakapsulárních zlomenin krčku femuru. *Rozhledy v chirurgii*. 2005, **84**(2), 88-95. ISSN 0035-9351.
2. BARTONÍČEK, Jan a **Radek BARTOŠKA**. Trochanterické zlomeniny – anatomie a klasifikace. *Rozhledy v chirurgii*. 2013, **92**(10), 581-588. ISSN 0035-9351.
3. DŽUPA, Valér; DŽUPOVÁ, Olga; BENDO VÁ, Eva; ZÁHORKA, Jiří; RICHTER, V.; **BARTOŠKA, Radek**; SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří a Michal ZÍDKA. Infekční komplikace operační léčby poranění pohybového aparátu: přehled rizikových faktorů a etiologických agens za roky 2000–2005. *Klinická mikrobiologie a infekční lékařství*. 2007, **13**(6), 242-247. ISSN 1211-264X.

4. HRUBINA, Maroš; HORÁK, Zdeněk; SKOTÁK, Miroslav; **BARTOŠKA, Radek** a Valér DŽUPA. Možnosti využití počítačového modelování při analýze specifických komplikací metody DHS. *Lékař a technika*. 2012, **42**(1), 26-32. ISSN 0301-5491.
5. SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; BARTONÍČEK, Jan a **Radek BARTOŠKA**. Eroze acetabula po cervikokapitální náhradě kyčelního kloubu: Klinicko-biomechanická studie. *Rozhledy v chirurgii*. 2009, **88**(10), 596-602. ISSN 0035-9351.
6. SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; DOUŠA, Pavel a **Radek BARTOŠKA**. Hřebování petrochanterických zlomenin – operační technika. *Rozhledy v chirurgii*. 2013, **92**(10), 607-614. ISSN 0035-9351.
7. SVATOŠ, Filip; **BARTOŠKA, Radek**; SKÁLA-ROSENBAUM, Jiří; DOUŠA, Pavel; PACOVSKÝ, Vladimír a Martin KRBEC. Zlomeniny patní kosti léčené otevřenou repozicí a dlahovou osteosyntézou – prospektivní studie: Část I, Základní analýza souboru pacientů. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*. 2011, **78**(2), 126-130. ISSN 0001-5415.

12. Literatura

1. ADAMS, C. I.; ROBINSON, C. M.; COURT-BROWN, C. M. a M. M. McQUEEN. Prospective randomised controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2001, **15**(6), 394-400. ISSN 0890-5339.
2. ADAMS, R. Hip Joint, Abnormal Condition. In: TODD, T. B. ed. *The Cyclopaedia of Anatomy and Physiology of Man*. Vol. II. London: Longman, 1839, s. 780-825.
3. AHRENGART, L.; TORNKVIST, H.; FORNANDER, P.; THORNGREN, K. G.; PASANEN, L. a P. WAHLSTROM. A randomized study of the compression hip screw and Gamma nail in 426 fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002, **401**, 209-222. ISSN 0009-921X.
4. ALVAREZ, D. B.; APARICIO, J. P.; FERNÁNDEZ, E. L.; MÚGICA, I. G.; BATALLA, D. N. a J. P. JIMÉNEZ. Implant breakage, a rare complication with the Gamma nail. A review of 843 fractures of the proximal femur treated with a Gamma nail. *Acta Orthopaedica Belgica*. 2004, **70**(5), 435-443. ISSN 0001-6462.
5. Amazing Thighbone. *Time*. 12. března 1945, **45**(11), 68. ISSN 0040-781X.
6. ANDRUSZKOW, H.; FRINK, M.; FRÖMKE, C.; MATITYAHU, A.; ZECKEY, C.; MOMMSEN, P.; SUNTARDJO, S.; KRETTEK, C. a F. HILDEBRAND. Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk factors for cut-out failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures. *International Orthopaedics*. 2012, **36**(11), 2347-2354. ISSN 0341-2695.
7. ANGLÉN, J. O. a J. N. WEINSTEIN. Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fracture: Changing pattern of practice. A review of the American Board Orthopaedic Surgery Database. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2008, **90**(4), 700-707. ISSN 0021-9355.
8. ANSARI MOEIN, C. M.; GERRITS, P. D. a H. J. TEN DUIS. Trochanteric fossa or piriform fossa of the femur: Time for standardised terminology? *Injury*. 2013; **44**(6), 722-725. ISSN 0020-1383.
9. ANSARI MOEIN, C. M.; VERHOFSTAD, M. H.; BLEYS, R. L. a C. VAN DER WERKEN. Soft tissue injury related to choice of entry point in antegrade femoral nailing: piriform fossa or greater trochanter tip. *Injury*. 2005, **36**(11), 1337-1342. ISSN 0020-1383.

10. ANSCHITZ, W. a O. PORTWICH. Prognose und Therapie der veralteten Schenkelhalsfraktur. In: PAYR, E. a H. KÜTTNER. *Ergebnisse der Chirurgie und Orthopädie: Zwanzigster Band*. Berlin: Springer, 1927, 1-70.
11. AROS, B.; TOSTESON, A. N.; GOTTLIEB, D. J. a K. J. KOVAL. Is a sliding hip screw or IM nail the preferred implant for intertrochanteric fracture fixation? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008, **466**(11), 2827-2832. ISSN 0009-921X.
12. BÁČA, V. a Z. HORÁK. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical Engineering & Physics*. 2007, **29**(8), 935. ISSN 1350-4533.
13. BÁČA, V.; KACHLÍK, D.; HORÁK, Z. a J. STINGL. The course of osteons in the compact bone of the human proximal femur with clinical and biomechanical significance. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2007, **29**(3), 201-207. ISSN 0930-1038.
14. BAIN, G. I.; ZACEST, A. C.; PATERSON, D. C.; MIDDLETON, J. a A. P. POHL. Abduction strength following intramedullary nailing of the femur. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1997, **11**(2), 93-97. ISSN 0890-5339.
15. BAIXAULI, E. J.; BAIXAULI jr., F.; BAIXAULI, F. a J. A. LOZANO. Avascular necrosis of the femoral head after intertrochanteric fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1999, **13**(2), 134-137. ISSN 0890-5339.
16. BARTONÍČEK, J a R. BARTOŠKA. Trochanterické zlomeniny – anatomie a klasifikace. *Rozhledy v chirurgii*. 2013, **92**(10), 581-588. ISSN 0035-9351.
17. BARTONÍČEK, J. a J. HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
18. BARTONÍČEK, J. a S. RAMMELT. The history of internal fixation of proximal femur fractures Ernst Pohl- the genius behind. *International Orthopaedics*. 2014, **38**(11), 2421-2426. ISSN 0341-2695.
19. BARTONÍČEK, J. Complication of Trochanteric Fracture. In: WADDLE, J. *Fractures of the Proximal Femur: Improving Outcomes*. 1st Ed. Philadelphia: Saunders, 2010, s. 171-173. ISBN 978-1-4377-0695-6.
20. BARTONÍČEK, J. Early history of operative treatment of fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2010, **130**(11), 1385-1396. ISSN 0936-8051.
21. BARTONÍČEK, J. Proximal femur fractures. The pioneer era of 1818 to 1925. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004, **2004**(419), 306-310. ISSN 0009-921X.
22. BARTONÍČEK, J. The history of fractures of the proximal femur-Adam's or Adams' arch? Historical mystery. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2002, **122**(9-10), 551-553. ISSN 0936-8051.

23. BARTONÍČEK, J.; DOUŠA, P. a M. KRBEČ. Komplikace osteosyntézy gama-hřebem u zlomenin proximálního konce femuru. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*. 1998, **65**(2), 84-99. ISSN 0001-5415.
24. BARTONÍČEK, J.; DOUŠA, P.; KOŠTÁL, R.; SVATOŠ, F. a J. SKÁLA-ROSENBAUM. Operační čas při osteosyntéze zlomenin trochanterického masivu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*. 2001, **68**(5), 294-299. ISSN 0001-5415.
25. BARTONÍČEK, J.; FRIC, V.; SKÁLA-ROSENBAUM, J. a P. DOUŠA. Avascular necrosis of the femoral head in pertrochanteric fractures: A report of 8 cases and a review of the literature. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2007, **21**(4), 229-236. ISSN 0890-5339.
26. BARTOŠKA, R. Měření průměru hlavice femuru: klinická studie. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*. 2009, **76**(2), 133-136. ISSN 0001-5415.
27. BASARIR, K.; OZSOY, M. H.; ERDEMLI, B.; BAYRAMOGLU, A.; TUCCAR, E. a V. E. DINCEL. The safe distance for the superior gluteal nerve in direct lateral approach to the hip and its relation with the femoral length: a cadaver study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2008, **128**(7), 645-650. ISSN 0936-8051.
28. BAUMGAERTNER, M. R. a B. D. SOLBERG. Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1997, **79**(6), 969-971. ISSN 0301-620X.
29. BAUMGAERTNER, M. R.; CURTIN, S. L.; LINDSKOG, D. M. a J. M. KEGGI. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1995, **77**(7), 1058-1064. ISSN 0021-9355.
30. BÉRENGER FERAUD, L. J. B. *Traité de l'immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures*. Paris: De Lahaye, 1870.
31. BHANDARI, M.; SCHEMITSCH, E.; JÖNSSON, A.; ZLOWODSKI, M. a G. J. HAIDUKEWYCH. Gamma nail revisited: gamma nail versus compression hip screw in the management of intertrochanteric fractures of the hip: a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2009, **23**(6), 460-464. ISSN 0890-5339.
32. BIRCHER, H. *Eine neue Methode unmittelbarer Retention bei Frakturen des Röhrenknochen*. Berlin: August Hirschwald, 1886, s. 410-425.
33. BIRNBAUM, K. a T. PARNDORF. Finite element model of the proximal femur under consideration of the hip centralizing forces of the iliotibial tract. *Clinical Biomechanics*. 2011, **26**(1), 58-64. ISSN 0268-0033.

34. BOHL, D. D.; BASQUETS, B. A.; GOLINVAUX, N. S.; MILLER, C. P.; BAUMGAERTNER, M. R. a J. N. GRAUER. Extramedullary compared with intramedullary implants for intertrochanteric hip fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2014, **96**(22), 1871–1877. ISSN 0021-9355.
35. BOJAN, A. J.; BEIMEL, C.; SPEITLING, A.; TAGLANG, G.; EKHOLM, C. a A. JÖNSSON. 3066 consecutive Gamma Nails. 12 years experience at a single centre. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2010, **11**, 133, 1-10. ISSN 1471-2474. DOI: 10.1186/1471-2474-11-133.
36. BONG, M. R.; KOVAL, J. K. a K. A. EGOL. The History of Intramedullary Nailing. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Disease*. 2006, **64**(3-4), 94 -97. ISSN 1936-9719.
37. Borovanský, L. *Soustavná anatomie člověka: celost. vysokošk. učebnice*. Díl 1. 4., opr., z části pozm. a dopln. vyd. Praha: Avicenum, 1972.
38. BOYD, H. B. a L. L. GRIFFIN. Classification and treatment of trochanteric fractures. *Archives of Surgery*. 1949, **58**(6), 853-866. ISSN 0272-5533.
39. BRIDLE, S. H.; PATEL, A. D.; BIRCHER, M. a P. T. CALVERT. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1991, **73**(2), 330-334. ISSN 0301-620X.
40. BRIOT, B. a kol. Fractures trochantériennes récentes: anatomie pathologique et Classification, in *Fractures de l'extrémité supérieure du fémur, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Expansion scientifique française*. 1980, **12**, 69-79.
41. BRUNN, W. V. Zum 150. Geburtstag von Johann Friedrich Diffenbach. *Zentralblatt für Chirurgie*. 1942, **6**, 210-216. ISSN 0044-409X.
42. BUCHOLZ, R. W. a A. JONES. Current concepts review: fractures of the shaft of the femur. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1991, **73**(10), 1561-1565. ISSN 0021-9355.
43. BURCIN, B. a T. KUČERA. *Prognóza populačního vývoje České republiky na období 2008–2070*. Praha: MPSV, 2010.
44. COLLES, A. Fracture of the neck of the femur. *Dublin Hospital Reports*. 1818, **2**, 334-355.
45. COLLINGE, C. A. a C. P. BELTRAN. Does modern nail geometry effect positioning in the distal femur of elderly patients with hip fracture? A comparison of otherwise identical intramedullary nails with a 200 versus 150 cm curvature. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2013, **27**(6), 299-302. ISSN 0890-5339.
46. COOPER, A. P. *A treatise on dislocation and on fractures of the joints*. Ed. 2. London: Longman, 1823, s. 114-176, 571-579.

47. COOPER, A. P. Fractures of The Neck of The Thigh bone. In: COOPER, A. P a B. TRAVERS eds. *Surgical Esseys*. Part II. London: Longman, Hurst, 1819, s. 20-54.
48. CRUZ-SÁNCHEZ, M.; TORRES-CLARAMUNT, R.; ALIER-FABREGÓ, A. a S. MARTÍNEZ-DÍAZ S. Salvage for nail breakage in femoral intramedullary nailing. *Injury*. 2015, **46**(4), 729-733. ISSN 0020-1383.
49. ČECH, O. a kol. *Stabilní osteosyntézy v traumatologii a ortopedii*. Praha: Avicenum, 1982.
50. ČECH, O. KOŠTÁL, R. a J. VÁCHAL. Nestabilní petrochanterické zlomeniny jejich biomechanika, klasifikace a terapie. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 2000, **67**(1), 17-27. ISSN 0001-5415.
51. ČERNÝ, M. Určování pohlaví podle postkraniálního skeletu. In: VLČEK, E. ed. *Symposium o určování stáří a pohlaví jedince na základě studia kostry*. Praha: Národní muzeum, 1971, s. 46-62.
52. DAVIS, T. R.; SHER, J. L.; HORSMAN, A.; SIMPSON, M.; PORTER, B. B. a R. G. CHECKETTS. Intertrochanteric femoral fractures. Mechanical failure after internal fixation. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1990, **72**(1), 26-31. ISSN 0301-620X.
53. DE MONTELLANO, R. O. *Aztec Medicine, Health, and Nutrition*. New Brunswick: Rutgers University, 1990, s. 174.
54. DEBBRUNNER, A. a O. ČECH. Biomechanik der Osteosynthese petrochanterer Frakturen. *Zeitschrift für Orthopädie*. 1969, **106**(3), 516-527.
55. DEHNE, A.; BERNHARD, J.; WOLF, R. a M. KINDER. Lezius nailing under controversy? Experiences with Lezius-Herzer curved nailing in 1062 petrochanteric femoral fractures. *Zentralblatt für Chirurgie*. 1987, **112**(16), 1023-1028. ISSN 0044-409X.
56. DIMON, J. H. a J. C. HUGHSTONC. Unstable intertrochanteric fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1967, **49A**(3), 440-450. ISSN 0021-9355.
57. DODENHOFF, R. M.; DANTON, J. N. a P. M. HUTCHINS. Proximal thigh pain after femoral nailing. Causes and treatment. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1997, **79-B**(5), 738-741. ISSN 0301-620X.
58. DORA, C.; LEUNIG, M.; BECK, M.; ROTHENFLUH, D. a R. GANZ. Entry point soft tissue damage in antegrade femoral nailing: a cadaver study. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2001, **15**(7), 488-493. ISSN 0890-5339.
59. DOUŠA, P.; BARTONÍČEK, J.; JEHLIČKA, D. a J. SKÁLA-ROSENBAUM. Osteosyntéza trochanterických zlomenin proximálním femorálním hřebem (PFN Synthes). *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 2002, **69**(2), 22-30. ISSN 0001-5415.

60. DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, s. 38-39. ISBN 80-247-0550-8.
61. DWIGHT, T. The size of the articular surface of the long bones as characteristics of sex: an anthropological study. *American Journal of Anatomy*. 1904, **4**(1), 19-31. ISSN 0002-9106.
62. DŽUPA, V.; BARTONÍČEK, J. a J. SKÁLA-ROSENBAUM. Rozbor souboru pacientů léčených v roce 1997 pro zlomeninu proximálního femuru - základní analýza souboru. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 1999, **66**(3), 235-239. ISSN 0001-5415.
63. DŽUPA, V.; BARTONÍČEK, J.; SKÁLA-ROSENBAUM, J. a V. PRÍKAZSKÝ. Úmrtí pacientů se zlomeninou proximálního femuru v průběhu prvního roku po úrazu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 2002, **69**(1), 39-44. ISSN 0001-5415.
64. EDWARDS, C.; COUNSELL, A.; BOULTON, C. a C. G. MORAN. Early infection after hip fracture surgery: risk factors, costs and outcome. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2008, **90**(6), 770-777. ISSN 0301-620X.
65. EGOL, K. A.; CHANG, E. Y.; CVITKOVIC, J.; KUMMER, F. J. a K. J. KOVAL. Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2004, **18**(7), 410-415. ISSN 0890-5339.
66. EKSIUGLU, F.; USLU, M.; GUDEMEZ, E.; ATIK, O. S. a I. TEKDEMIR. Reliability of the safe area for the superior gluteal nerve. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, (412), 111-116.
67. ENDER, J. a S. R. WEIDNER. Die Fixierung der trochanteren Brüche mit runden elastischen Condylennägeln. *Acta Chirurgica Austriaca*. 1970, **2**(1), 40-42. ISSN 1682-8631.
68. ENDER, J. Probleme beim frischen per-und subtrochanteren Oberschenkelbrüch. *Hefte zur Unfallheilkunde*. 1970, **106**, 2-11. ISSN 0085-1469.
69. EREZ, O. a P. J. DOUGHERTY. Early complications associated with cephalomedullary nail for intertrochanteric hip fractures. *Journal of Trauma*. 2012, **72**(2), E101-E105. ISSN 0022-5282.
70. EVANS, E. M. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1949, **31B**(2), 190-203. ISSN 0301-620X.
71. FALDINI, C.; GRANDI, G.; ROMAGNOLI, M.; PAGKRATI, S.; DIGENNARO, V.; FALDINI, O. a S. GIANNINI. Surgical treatment of unstable intertrochanteric fractures by bipolar hip replacement or total hip replacement in elderly osteoporotic patients. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2006, **7**(3), 117-121. ISSN 1590-9921.
72. FALTIN, R. The Treatment of the Fractures of the Neck of the Femur. *Acta Chirurgica Scandinavica*. 1924, **57**, 10-54.

73. FARILL, J. Orthopedics in Mexico. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1952, **24**(1), 506-512. ISSN 0021-9355.
74. FCAT. *Terminologia anatomica: international anatomical terminology*. Stuttgart: Thieme Verlag, 1998. ISBN 978-3-13-114361-4.
75. FISCHER, A. W. a R. MAATZ. Weitere Erfahrungen mit der Marknagelung nach Küntscher. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. 1942, **203**, 531. ISSN 1435-2443.
76. FLACK, N. A.; NICHOLSON, H. D. a S. J. WOODLEY. The anatomy of the hip abductor muscles. *Clinical Anatomy*. 2014, **27**(2), 241-253. ISSN 0897-3806.
77. FOSTER, J. C. Trochanteric fractures of the femur treated by the vitallium McLaughlin nail and plate. *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 1958, **40-B**(4), 684-693. ISSN 0301-620X.
78. GARDNER, M. J.; ROBERTSON, W. J.; BORAIHAH, S.; BARKER, J. U. a D. G. LORICH. Anatomy of the greater trochanteric 'bald spot': a potential portal for abductor sparing femoral nailing? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008, **466**(9), 2196-2000. ISSN 0009-921X.
79. GAUTIER, E.; GANZ, K.; KRÜGEL, N.; GILL, T. a R. GANZ. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2000, **82**(5), 679-683. ISSN 0301-620X.
80. GELLER, J. A.; SAIFI, C.; MORRISON, T. A. a W. MACAULAY. Tip-apex distance of intramedullary devices as a predictor of cut-out failure in the treatment of peritrochanteric elderly hip fractures. *International Orthopaedics*. 2010, **34**(5), 719-722. ISSN 0341-2695.
81. GEORGIANNOS, D.; LAMPRIDIS V. a I. BISBINAS. Complications following Treatment of Trochanteric Fractures with the Gamma3 Nail: Is the Latest Version of Gamma Nail Superior to Its Predecessor? *Surgery Research and Practice*. 2014, **2014**, Art. Id. 143598, 1-6. ISSN 2356-6124. DOI: 10.1155/2014/143598. Epub 2014 Feb 6.
82. GJERTSEN, J. E.; ENGESAETER, L. B.; FURNES, O.; HAVELIN, L. I.; STEINDAL, K.; VINJE, T. a M. M. FEVANG. The Norwegian Hip Fracture Register: experiences after the first 2 years and 15,576 reported operations. *Acta Orthopaedica*. 2008, **79**(5), 583-593. ISSN 1745-3674.
83. GLUCK, T. Autoplastic transplantation. Implantation von Fremdkörpern. *Berliner klinische Wochenschrift*. 1890, **19**, 421-427.
84. GOTTSCHALK, F.; KOUROSCH, S. a B. LEVEAU. The functional anatomy of the tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy*. 1989, **166**, 179-189. ISSN 0021-8782.
85. HACKETAHL, K. H. *Die Bündelnagelung*. Wien: Springer, 1961.

86. HAENTJENS, P.; CASTELEYN, P. P. a P. OPEDECAM. Hip arthroplasty for failed internal fixation of intertrochanteric and subtrochanteric fractures in the elderly patient. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1994, **113**(4), 222–227. ISSN 0936-8051.
87. HAFNER, R. H. V. Trochanteric fractures of the femur: a review of eighty cases with description of the „low nail“ method of internal fixation. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1951, **33B**(4), 513-516. ISSN 0301-620X.
88. HALDER, S. C. The Gamma nail for pertrochanteric fracture. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1992, **74-B**(3), 340-344. ISSN 0301-620X.
89. HANSEN, S. T. a R. A. WINQUIST. Closed Intramedullary nailing of The Femur Küntscher Technique with Reaming. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1979, (138), 56-61. ISSN 0009-921X.
90. HARDY, D. C.; DESCAMPS, P. Y.; KRALLIS, P.; FABECK, L.; SMETS, P.; BERTENS, C. L. a P. E. DELLINCE. Use of an intramedullary hip-screw compared with a compression hip screw with a plate for intertrochanteric femoral fractures. A prospective, randomized study of one hundred patients. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1998, **80**(5), 618–630. ISSN 0021-9355.
91. HELWIG, P.; FAUST, G.; HINDENLANG, U.; HIRSCHMÜLLER, A.; KONSTANTINIDIS, L.; BAHRS, C.; SÜDKAMP, N. a R. SCHNEIDER. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury*. 2009, **40**(3), 288-95. ISSN 0020-1383.
92. HEŘT, J.; FIALA, P. a J. JÍROVÁ. Mechanické namáhání krčku femuru člověka. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2001, **68**(4), 222-229. ISSN 0001-5415.
93. HEY GROVES, E. W. Treatment of fractured neck of femur with especial regard to the result. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1930, **12**(1), 1-14.
94. HEY GROVES, E. W. Ununited fractures with special reference to gunshot Injuries and the use of bone grafting. *British Journal of Surgery*. 1918, **6**(22), 203-247. ISSN 0007-1323.
95. HOFFMANN, S.; PAETZOLD, R.; STEPHAN, D.; PÜSCHEL, K.; BUEHREN, V. a P. AUGAT. Biomechanical evaluation of interlocking lag screw design in intramedullary nailing of unstable pertrochanteric fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2013, **27**(9), 483-490. ISSN 0890-5339.
96. HRUBINA, M.; HORÁK, Z.; BARTOŠKA, R.; NAVRÁTIL, L. a J. ROSINA. Computational modeling in the prediction of Dynamic Hip Screw failure in proximal femoral fractures. *Journal of Applied Biomedicine*. 2013, **11**(3), 143-151. ISSN 1214-021X.

97. HRUBINA, M.; SKOTÁK, M.; KRUMPL, O.; MÍKA, P. a J. LETOCHA. Zlomení osteosyntetického materiálu u pacientů se zlomeninou proximálního femuru ošetřenou DHS. *Rozhledy v chirurgii*. 2012, **91**(3), 146-150. ISSN 0035-9351.
98. HSUEH, K. K.; FANG, C. K.; CHEN, C. M.; SU, Y. P.; WU, H. F. a F. Y. CHIU. Risk factors in cutout of sliding hip screw in intertrochanteric fractures: an evaluation of 937 patients. *International Orthopaedics*, 2010, **34**(8), 1273-1276. ISSN 0341-2695.
99. CHANG, K. P.; CENTER, J. R.; NGUYEN, T. V. a J. A. EISMAN. Incidence of hip and other osteoporotic fractures in elderly men and women: Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004, **19**(4), 532-536. ISSN 0884-0431.
100. CHUNG, C. B.; ROBERTSON, J. E.; CHO, G. J.; VAUGHAN, L. M.; COPP, N. S. a D. RESNICK. Gluteus Medius Tendon Tears and Avulsive Injuries in Elderly Women: Imaging Findings in Six Patients. *American Journal of Roentgenology*. 1999, **173**(2), 351-352. ISSN 0361-803X.
101. ITO, M.; NATAKA, T.; NISHIDA, T. a M. UETANI. 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*. 2011, **48**(3), 627-630. ISSN 8756-3282.
102. JACOBS, L. G. a R. A. BUXTON. The course of the superior gluteal nerve in the lateral approach to the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1989, **71**(8), 1239-1243. ISSN 0021-9355.
103. JAKOBSEN, B. W. Breakage of a sliding hip screw: a case report. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1987, **58**(3), 292-293. ISSN 0001-6470.
104. JENSEN, J. S. a M. MICHAELSEN. Trochanteric femoral fractures treated with McLaughlin osteosynthesis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1975, **46**(5), 795-803. ISSN 0001-6470.
105. JENSEN, J. S. Classification of trochanteric fractures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1980, **51**(5), 803-810. ISSN 0001-6470.
106. JERUSALEM, M. Zur operativen Behandlung der Schenkelhalsbrüche. *Chirurg*. 1932, **4**, 773-774. ISSN 0009-4722.
107. JOHANNSON, S. *Operative Behandlung von Schenkelhalsbrüchen*. Leipzig: Thieme, 1934.
108. KANE, P.; VOPAT, B.; HEARD, W.; THAKUR, N.; PALLER, D.; KORUPROLU, S. a C. BORN. Is tip apex distance as important as we think? A biomechanical study examining optimal lag screw placement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2014, **472**(8), 2492-2498. ISSN 0009-921X.

109. KANIS, J. A.; ODÉN, A.; MCCLOSKEY, E. V.; JOHANSSON, H.; WAHL, D. A. a C. COOPER. A systematic review of hip fracture incidence and probability of fracture worldwide. *Osteoporosis International*. 2012, **23**(9), 2239–2256. ISSN 0937-941X.
110. KANNEGAARD, P. N.; VAN DER MARK, S.; EIKEN, P. a B. ABRAHAMSEN. Excess mortality in men compared with women following a hip fracture. National analysis of comedications, comorbidity and survival. *Age and Ageing*. 2010, **39**(2), 203-209. ISSN 0002-0729.
111. KANNUS, P.; PARKKARI, J.; SIEVÄNEN, H.; HEINONEN, A.; VUORI, I. a M. JÄRVINEN. Epidemiology of hip fractures. *Bone*. 1996, **18**(Suppl. 1), 57-63. ISSN 8756-3282.
112. KASHIGAR, A.; VINCENT, A.; GUNTON, M.J.; BACKSTEIN, D.; SAFIR, O. a P. R. T. KUZYK. Predictors of failure for cephalomedullary nailing of proximal femoral fractures.
113. KELLER, T. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*. 1994, **27**(9), 1159-1168. ISSN 0021-9290.
114. KEMPF, I.; GROSSE, A.; TAGLANG, G. a E. FAVREUL. Le clou gamma dans le traitement á foyer fermé des fractures trochanteriennes. Resultats et indications á propos d'une série de 121 cas. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*. 1993, **79**(1), 29-40. ISSN 0035-1040.
115. KEYAK, J. a Y. FALKINSTEIN. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics*. 2003, **25**(9), 781–787. 1350-4533.
116. KINGZETT-TAYLOR, A.; TIRMAN, P. F.; FELLER, J.; MCGANN, W.; PRIETO, V.; WISCHER, T.; CAMERON, J. A.; CVITANIC, O. a H. K. GENANT. Tendinosis and tears of gluteus medius and minimus as a cause of hip pain: MR imaging findings. *American Journal of Roentgenology*. 1999, **173**(4), 1123-1126. ISSN 0361-803X.
117. KNOTHE, U.; KNOTHE-TATE, M. a S. M. PERREN. 300 Years of Intramedullary fixation – from Aztec Practice to Standard Treatment Modality. *European Journal of Trauma*. 2000, **26**(5), 217-225. ISSN 1863-9933.
118. KOCHER, T. *Beiträge zur Kenntnis einiger Praktisch wichtiger Fracturformen. III. Die Fracturen am oberen Femurende*. Basel: Carl Sallmann, 1896, s. 204-211.
119. KONSTANTINIDIS, L.; PAPAIOANNOU, C.; HIRSCHMÜLLER, A., PAVLIDIS, T.; SCHROETER, S.; SÜDKAMP, N. P. a P. HELWIG. Intramedullary nailing of trochanteric fractures: central or caudal positioning of the load carrier? A biomechanical comparative study on cadaver bones. *Injury*. 2013, **44**(6), 784-790. ISSN 0020-1383.

120. KOŠŤÁL, R.; DOUŠA, P. a J. BARTONÍČEK. PFH (proximální femorální hřeb) další alternativa osteosyntézy trochanterických zlomenin. *Rozhledy v chirurgii*. 2003, 82(1), 28-31. ISSN 0035-9351.
121. KOUVIDIS, G. K.; SOMMERA, M. B.; GIANNOUDIS, P. V.; KATONIS, P. G. a P. BOTLAG. Comparison of migration behavior between single and dual lag screw implants for intertrochanteric fracture fixation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2009, 4, 16, 1-9. ISSN 1749-799X. DOI: 10.1186/1749-799X-4-16.
122. KUBIAK, E. N.; BONG, M.; PARK, S. S.; KUMMER, F.; EGOL, K. a K. KOVAL. Intramedullary fixation of unstable intertrochanteric hip fractures: one or two lag screws. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2004, 18(1), 12-17. ISSN 0890-5339.
123. KÜNTSCHER, G. Die Marknagelung des Trümmerbruches. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. 1968, 322(1), 1063-1069. ISSN 1435-2443.
124. KÜNTSCHER, G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie*. 1940, 200, 443-455. ISSN 1435-2443.
125. KÜNTSCHER, G. Intramedullary Surgical technique and its place in orthopaedic surgery. My present concept. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1965, 47(4), 809-818. ISSN 0021-9355.
126. KÜNTSCHER, G. *Praxis der Marknagelung*. Berlin: Schattauer, 1962.
127. KÜNTSCHER, G. The intramedullary nailing fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2014, 8(Suppl.), 3-10. ISSN 0890-5339.
128. KYLE, R. F.; ELLIS, T. J. a D. C. TEMPLEMAN. Surgical treatment of intertrochanteric hip fractures with associated femoral neck using a sliding hip. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2005, 19(1), 1-4. ISSN 0890-5339.
129. KYLE, R. F.; GUSTILO, R. B. a R. F. PREMER. Analysis of 622 Intertrochanteric Hip Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1979, 61A(2), 219-221. ISSN 0021-9355.
130. LAKHWANI, O. P.; MITTAL, P. S. a D. C. NAIK. Piriformis Fossa – An Anatomical and Orthopedics Consideration. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014, 8(3), 96-97. ISSN 0973-709X.
131. LES, C.; KEYAK, J.; STOVER, S.; TAYLOR, K. a A. KANEPS. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*. 1994, 12(6), 822-833. ISSN 0736-0266.
132. LEUNING, M.; MEYER, M.; BECJ, M.; TRILLER, J.; STUPNICKI, A. a H. ZIMMERMANN. Fatal retroperitoneal hemorrhage caused by perforation of guidewire pin for proximal femur fixation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2002, 122(1), 61-63. ISSN 0936-8051.

133. LEZIUS, A. Intramedullary nailing of intertrochanteric and subtrochanteric fractures with curved nail. *Journal of the International College of Surgeons*. 1950, **13**(5), 569-572. ISSN 0096-557X.
134. LI, B.; ZHANG, B.; DING, Z.; LIU, Y. a M. DAI. Anterolateral intermuscular Approach for Type A2 Intertrochanteric Fractures: A Cadaveric Study. *International Surgery*. 2015, **100**(2), 314-319. ISSN 0020-8868.
135. LOCH, D. A.; KYLE, R. F.; BECHTOLD, J. E.; KANE, M.; ANDERSON, K. a R. F. HERMAN. Forces required to initiate sliding in second-generation intramedullary nails. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1998, **80**(11), 1626-1631. ISSN 0890-5339.
136. LOWE, J. A.; MIN, W.; LEE, M. A. a P. R. WOLINSKY. Risk of Injury to the Superior Gluteal Nerve When Using a Proximal Incision for Insertion of a Piriformis-Entry Reamed Femoral Intramedullary Nail. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2012, **94**(15), 1416-1419. ISSN 0021-9355.
137. MANN, R. J. Avascular necrosis of the femoral head following intertrochanteric fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1973, (92), 108-115. ISSN 0009-921X.
138. MARMOR, M.; ELLIOTT, I. S.; MARSHALL, S. T.; YACOUBIAN, S. V.; YACOUBIAN S. V. a S. T. HERFAT. Biomechanical comparison of long, short, and extended-short nail construct for femoral intertrochanteric fractures. *Injury*. 2015, **46**(6), 963-969. ISSN 0020-1383.
139. MASSIE, W. K. Fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1964, **46A**(3), 658-690. ISSN 0021-9355.
140. MATRE, K.; HAVELIN, L. I.; GJERTSEN, J. E.; ESPEHAUG, B. a J. M. FEVANG. Intramedullary nails result in more reoperations than sliding hip screws in two-part intertrochanteric fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2013, **471**(4), 1379-1386. ISSN 0009-921X.
141. MATRE, K.; VINJE, T.; HAVELIN, L. I.; GJERTSEN, J. E.; FURNES, O.; ESPEHAUG, B.; KJELLEVOLD, S. H. a J. M. FEVANG. TRIGEN INTERTAN intramedullary nail versus sliding hip screw: a prospective, randomized multicenter study on pain, function, and complications in 684 patients with an intertrochanteric or subtrochanteric fracture and one year of follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2013, **95**(3), 200-208. ISSN 0890-5339.
142. MCCONNELL, G. M.; TORNETTA 3rd, P.; BENSON, E. a J. MANUEL. Gluteus medius tendon injury during reaming for gamma nail insertion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, (407), 199-202. ISSN 0009-921X.

143. MCLAUGHLIN, H. L. An adjustable internal fixation element for the hip. *American Journal of Surgery*. 1947, **73**(2), 150-161. ISSN 0002-9610.
144. MÜLLER, M. E.; NAZARIAN, S. KOCH, P. a kol. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. 1st ed. Berlin: Springer-Verlag, 1990.
145. NICOLAOU, D. a J. T. WATSON. Nailing proximal femur fractures: How to choose starting point and proximal screw configuration. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2015, **29**(Suppl. 4), S22-S27. ISSN 0890-5339.
146. NIEMINEN, S. a K. SATOKARI. Classification Of Medial Fractures Of The Femoral Neck. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae Fenniae*. 1975, **64**(6), 369-374. ISSN 0003-3855.
147. NOOR, S.; PRIDHAM, C.; FAWCETT, T.; BARCLAY, M.; FENG, Y. T., HASSAN, O. a I. PALLISTER. Finite model analysis modelling of proximal femoral fractures, including post-fixation periprosthetic fractures. *Injury*. 2013, **44**(6), 791-795. ISSN 0020-1383.
148. NÜCHTERN, J. V.; RUECKER, A. H.; SELLENSCHLOH, K.; RUPPRECHT, M.; PÜSCHEL, K.; RUEGER, J. M.; MORLOCK, M. M. a W. LEHMANN. Malpositioning of the lag screws by 1- or 2-screw nailing systems for pertrochanteric femoral fractures: a biomechanical comparison of gamma 3 and intertan. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2014, **28**(5), 276-282. ISSN 0890-5339.
149. OSNES, E. K.; LOFTHUS, C. M.; FALCH, J. A.; MEYE, H. E.; STENSVOLD, I.; KRISTIANSEN, I. S. a L. NORDSLETTEN. More postoperative femoral fractures with the Gamma nail than the sliding screw plate in the treatment of trochanteric fractures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2001, **72**(3), 252-256. ISSN 0001-6470.
150. OZSOY, M. H.; BASARIR, K.; BAYRAMOGLU, A.; ERDEMLI, B.; TUCCAR, E. a M. F. EKSHIOGLU. Risk of Superior Gluteal Nerve and Gluteus Medius Muscle Injury During Femoral Nail Insertion. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2007, **89**(4), 829-834. ISSN 0021-9355.
151. PAPADAKIS, S. A.; SHEPHERD, L.; BABOURDA, E. C. a S. PAPADAKIS. Piriform and trochanteric fossae. A drawing mismatch or a terminology error? A review. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2005, **27**(3), 223-226. ISSN 0930-1038.
152. PARKER, M. J. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1992, **74**(4), 625. ISSN 0301-620X.
153. PARKER, M. J. a H. H. HANDOLL. Gamma and other cephalocyondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fraactures in Adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2010, Sep 8;(9):CD000093. ISSN 1469-493X. DOI: 10.1002/14651858.CD000093.pub5.
154. PARSONS, F. G. The characters of the English thigh-bone. *Journal of Anatomy and Physiology*. 1914, **48**(Pt 3), 238-267.

155. PARSONS, F. G. The characters of the English thigh-bone: The difficulty of sexing. *Journal of Anatomy and Physiology*. 1915, **49**(Pt 4), 345-361.
156. PARTANEN, J.; SYRJÄLÄ, H.; VÄHÄNIKKILÄ, H. a P. JALOVAARA. Impact of deep infection after hip fracture surgery on function and mortality. *Journal of Hospital Infection*. 2006, **62**(1), 44-49. ISSN 0195-6701.
157. PAVELKA, T.; KORTUS, J. a M. LINHART. Osteosyntéza zlomenin proximálního femuru krátkým proximálním femorálním hřebem. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 2003, **70**(1), 294-299. ISSN 0001-5415.
158. PIRES, R. E.; SANTANA jr. E. O.; SANTOS, L. E.; GIORDANO, V.; BALBACHEVSKY, D. a F. B. DOS REIS. Failure of fixation of trochanteric femur fractures: Clinical recommendations for avoiding Z-effect and reverse Z-effect type complications. *Patients Safety in Surgery*. 2011, **5**(17), 1-6. ISSN 1754-9493. DOI: 10.1186/1754-9493-5-17.
159. RAMADIER, J. O.; DUPARC, J.; ROUGEMONT, J. a G. DE FERRARI. Le traitement chirurgical des fractures trochanterriennes et juxta-trochanterriennes. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*. 1956, **42**(6), 759-782, discussion, 782-786. ISSN 0035-1040.
160. RATLIFF, A. H. C. Ernest William Hey Groves contributions to orthopaedic surgery. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*. 1983, **65**(3), 203-206. ISSN 0035-8843.
161. RICCI, W. M.; SCHWAPPACH, J.; TUCKER, M.; COUPE, K.; BRANDT, A.; SANDERS, R. a R. LEIGHTON. Trochanteric versus piriformis entry portal for the treatment of femoral shaft fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2006, **20**(10), 663–667. ISSN 0890-5339.
162. RODOP, O.; KIRAL, A.; KAPLAN, H. a I. AKMAZ. Primary bipolar hemiprosthesis for unstable intertrochanteric fractures. *International Orthopaedics*. 2002, **26**(4), 233-237. ISSN 0341-2695.
163. ROGMARK, C.; SPETZ, C. L. a G. GARELLICK. More intramedullary nails and arthroplasties for treatment of hip fractures in Sweden. *Acta Orthopaedica*. 2010, **81**(5), 588-592. ISSN 1745-3674.
164. RUSH, L. V. a H. L. RUSH. A reconstructive operation for comminuted fracture of the upper third of ulna. *American Journal of Surgery*. 1937, **38**, 332-333. ISSN 0002-9610.
165. RUSH, L. V. a H. L. RUSH. A technique for longitudinal pin fixation of certain fractures of the ulna and of the femur. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1939, **21**(3), 619-626. ISSN 0021-9355.
166. RUSH, L. V. a H. L. RUSH. Evolution of medullary fixation of fractures by the longitudinal pin. *American Journal of Surgery*. 1949, **78**, 324-333. ISSN 0002-9610.

167. SENN, N. A New Method of direct fixation of the Fragments in compound and ununited fractures. *Annals of Surgery*. 1893, **18**(2), 125-151. ISSN 0003-4932.
168. SCHÖNE, G. Zur behandlung von Volderarmfrakturen mit Bolzung. *Münchner medizinische Wochenschrift*. 1913, **60**, 2327-2328.
169. SCHOTTEL, P. C.; HINDS, R. M.; LAZARO, L. E.; KLINGER, C.; NI, A.; DYKE, J. P.; HELFET, D. L. a D. G. LORICH. The effect of antegrade femoral nailing on femoral head perfusion: a comparison of piriformis fossa and trochanteric entry points. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2015, **135**(4), 473-480. ISSN 0936-8051.
170. SCHUMPELICK, W. Die stabile Osteosynthese des medialen Schenkelhalsbruches mit der verbundenen Doppelschraube. *Chirurg*. 1955, **26**, 131-135. ISSN 0009-4722.
171. SIDHU, A. S.; SINGH, A. P.; SINGH, A. P. a S. SINGH. Total hip replacement as primary treatment of unstable intertrochanteric fractures in elderly patients. *International Orthopaedics*. 2010, **34**(6), 789-792. ISSN 0341-2695.
172. SIMMERMACHER, R. K. J.; BOSCH, A. M. a C. VAN DER WERKEN. The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN) a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. *Injury*. 1999, **30**(5), 327-332. ISSN 0020-1383.
173. SIMPSON, A. H.; VARTY, K. a C. A. DODD. Sliding hip screws: model of failure. *Injury*. 1989, **20**(4), 227-231. ISSN 0020-1383.
174. SKÁLA-ROSENBAUM, J.; BARTONÍČEK, J. a R. BARTOŠKA. Is distal locking with IMHN necessary in every pertrochanteric fracture? *International Orthopaedics*. 2010, **34**(7), 1041-1047. ISSN 0341-2695.
175. SKÁLA-ROSENBAUM, J.; BARTONÍČEK, J.; ŘÍHA, D; WALDAUF, P. a V. DŽUPA. Single-center study of hip fractures in Prague, Czech Republic, 1997-2007. *International Orthopaedics*. 2011, **35**(4), 587-593. ISSN 0341-2695.
176. SMITH-PETERSEN, M. N.; CAVE, E. G. W. VANGORDER. Intracapsular fractures of the neck of the femur. Treatment by internal fixation. *Archives of Surgery*. 1931, **23**, 715-759.
177. STARR, A. J.; HAY, M. T.; REINERT, C. M.; BORER, D. S. a K. C. CHRISTENSEN. Cephalomedullary nails in the treatment of high-energy proximal femur fractures in young patients: a prospective, randomized comparison of trochanteric versus piriformis fossa entry portal. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2006, **20**(4), 240-246. ISSN 0890-5339.
178. STEPAN, J. J.; VACULÍK, J.; PAVELKA, K.; ŽOFKA, J.; JOHANSSON, H. a J. A. KANIS. Hip fracture incidence from 1981 to 2009 in the Czech Republic as a basis of the country-specific FRAX model. *Calcified Tissue International*. 2012, **90**(5), 365-372. ISSN 0171-967X.

179. STOKES, W. *On the Diagnosis and Treatment of Fractures of the Neck of the Femur*. Introduction to a Discussion in the Section of Surgery at the Annual Meeting of the British Medical Association, London, 1896.
180. STRAUSS, E. J.; KUMMER, F. J.; KOVAL, K. J. a K. A. EGOL. The "Z-effect" phenomenon defined: a laboratory study. *Journal of Orthopaedic Research*. 2007, **25**(12), 1568-1573. ISSN 0736-0266.
181. SWIFT, C. G. Prevention and management of hip fracture in older patients. *Practitioner*. 2011, **255**(1743), 29–33. ISSN 0032-6518.
182. ŠIMKO, P. a W. BUCHINGE. Indikácie a použitie štandardného a dlhého gamma klinca. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 1995, **62**(5), 289-296. ISSN 0001-5415.
183. THORTON, L. The treatment of trochanteric fractures of the femur: two new methods. *Piedmont Hospital Bulletin*. 1937, **10**, 21-35.
184. TOSOUNIDIS, T. H.; CASTILLO, R.; KANAKARIS, N. K. a P. V. GIANNOUDIS. Common complications in hip fracture surgery: Tips/tricks and solutions to avoid them. *Injury*. 2015, Aug 19. ISSN 0020-1383. DOI: 10.1016/j.injury.2015.08.006.
185. TRONZO, R. G. ed. *Surgery of the Hip Joint*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973, s 115-131.
186. UTRILLA, A. L.; REIG, J. S.; MUÑOZ, F. M. a C. B. TUFANISCO. Trochanteric gamma nail and compression screw for trochanteric fractures: A randomized prospective komparative study 210 elderly patient with new design of the gamma nail. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2005, **19**(4), 229-233. ISSN 0890-5339.
187. VAN TUERENHOUT, D. R. *The Aztecs: New Perspective*. Santa Barbara: ABC-Clio, 2005, s. 250-251. ISBN 978-1-57607-921-8.
188. VANNINEUSE, A. a Ch. FONTAINE. *Fractures de l'extrémité proximale du fémur*. Paris: Springer-Verlag, 2000, s. 12-28.
189. VON RÜDEN, C.; HUNGERER, S.; AUGAT, P.; TRAPP, O.; BÜHREN, V. a C. HIERHOLZER. Breakage of cephalomedullary nailing in operative treatment of trochanteric and subtrochanteric femoral fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2015, **135**(2), 179-185. ISSN 0936-8051.
190. VOPAT, B. G.; KANE, P. M.; TRUNTZER, J.; MCCLURE, P.; PALLER, D.; ABBOOD, E. a C. BORN. Is distal locking of long nails for intertrochanteric fractures necessary? A clinical study. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2014, **5**(4), 233-239. ISSN 0976-5662.

191. WADE, P. A.; CAMPBELL jr., R. D. a R. J. KERIN. Management of intertrochanteric fractures of the femur. *American Journal of Surgery*. 1959, **97**(5), 634-643. ISSN 0002-9610.
192. WARD, F. O. *Outlines of human osteology*. London, Henry Renshaw, 1838, s. 299-321.
193. WEIGNER, K. *Topografická anatomie se zřetelem k studiu anatomie a k potřebám klinickým. 5. část, Topografická anatomie končetin. 2. vyd. V Praze: Vesmír, 1938.*
194. WERNER-TUTSCHKU, W.; LAJTAI, G.; SCHMIEDHUBER, G.; LANG, T.; PIRKL, C. a E. ORTHNER. Intra- und perioperative Komplikationen bei der Stabilisierung von per- und subtrochantären Femurfrakturen mittels PFN®. *Unfallchirurg*. 2002, **105**(10), 881-855. ISSN 0177-5537.
195. WIJERATNA, M. D.; MCROBERTS, J. a M. J. PORTEOUS. Cost of infection after surgery for intracapsular fracture of the femoral neck. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*. 2015, **97**(4), 283-286. ISSN 0035-8843.
196. WILLIAMS, Peter L., ed. *Gray's anatomy: the anatomical basis of medicine and surgery*. 38th ed. New York: Churchill Livingstone, [1995]. xx, 2092 s. International student edition. ISBN 0-443-05717-6.
197. WINQUIST, R. A.; HANSEN jr., S. T. a D. K. CLAWSON. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1984, **66**(4), 529–539. ISSN 0021-9355.
198. WRIGHT, J.; KAHANE, S.; MOEED, A. a A. MACDOWELL. Accuracy of the surgeon's eye: use of the tip-apex distance in clinical practice. *Injury*. 2015, **46**(7), 1346-1348. ISSN 0020-1383.
199. YLI-KYYNY, T. T.; SUND, R.; JUNTUNEN, M.; SALO, J. J. a H. P. KRÖGER. Extra- and intramedullary implants for the treatment of pertrochanteric fractures – results from a Finnish National Database Study of 14,915 patients. *Injury*. 2012, **43**(12), 2156-2160. ISSN 0020-1383.
200. YUAN, G. X.; SHEN, Y. H.; CHEN, B. a W. B. ZHANG. Biomechanical comparison of internal fixation in osteoporotic intertrochanteric fracture. A finite element analysis. *Saudi Medical Journal*. 2012, **33**(7), 732-739. ISSN 0379-5284.
201. ZICKEL, R. E. A new fixation device for subtrochanteric fractures of the femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1967, **54**, 115-123. ISSN 0009-921X.