

**Univerzita Karlova
Lékařská fakulta v Plzni**

Disertační práce

Plzeň, 2021

MUDr. Tomáš Malotín

**Univerzita Karlova
Lékařská fakulta v Plzni**

Studijní program: Ortopedie

**Biomechanická studie
přenosu sil v oblasti periprotetické zlomeniny
distálního femuru u jednotlivých typů osteosyntézy
s aplikací do praxe**

**Biomechanical study
of force transmission in the area
of periprosthetic fracture of the distal femur
in individual types of osteosynthesis
with application in practice**

Disertační práce

Školitel: doc. MUDr. Jiří Matějka, Ph.D.

Plzeň, 2021

MUDr. Tomáš Malotín

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně podle metodických pokynů školitele a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu v seznamu použité literatury.

Experimentální část práce probíhala ve spolupráci s výzkumným centrem NTIS na Fakultě Aplikovaných věd, ZČU v Plzni, jmenovitě Ing. Magdalenou Jansovou, Ph.D.

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

V Plzni, 12. 4. 2021

MUDr. Tomáš Malotín

Abstrakt

Periprotetické zlomeniny distálního femuru (dále PZDF) jsou nepříznivou komplikací u pacientů s endoprotézou kolenního kloubu. Četnost výskytu je uváděna v literatuře mezi 0,3–2,5 %. Počet periprotetických zlomenin v oblasti kolenního kloubu je na vzestupu díky stárnutí populace, rostoucímu počtu implantací, delšímu přežívání pacientů, větší pohybové aktivitě pacientů a výskytu osteoporózy. Většina těchto zlomenin je léčena operačně, neoperační léčení je vyhrazeno pouze pro pacienty, kteří nejsou schopni podstoupit operaci z interních příčin.

V našem sledovaném souboru jsme zhodnotili soubor pacientů s periprotetickou zlomeninou distálního femuru, kteří byli léčeni na našem pracovišti v období 2007–2020. V tomto období bylo provedeno 4035 primoimplantací TEP kolena. Celkový počet pacientů s periprotetickou zlomeninou byl 88. Průměrný věk pacientů s PZDF byl 77 let (56–94 let). Průměrný věk u mužů v době zlomeniny byl 71 let a u žen 78 let. Průměrná doba od implantace TEP k periprotetické zlomenině byla 8,2 roku (0–20 let). Zlomeniny jsme hodnotili dle Su klasifikace modifikované dle Krbce.

Totální endoprotéza kolenního kloubu byla implantována primárně v 75 případech pro gonartrózu, v 7 případech pro revmatoidní artritidu a v 6 případech pro sekundární, poúrazovou gonartrózu. U 90 % případů byla na RTG vyšetření přítomna osteoporóza skeletu. Průměrný počet výskytu periprotetických zlomenin distálního femuru byl 6 případů na 1 rok. Výskyt periprotetických zlomenin distálního femuru v poměru k počtům primoimplantací v jednotlivém roce byl průměrně 2,2 %. Ženy byly zastoupeny v 84 %, muži v 16 %.

Zlomeniny typu Su I byly zastoupeny v našem souboru v 23 %, zlomeniny typu Su II v 67 % a zlomeniny typu Su III v 10 %. Jednotlivé typy dle Su jsme dělili dle Krbce na 3 podtypy. 70 pacientů s PZDF bylo léčeno operačně, v 18 případech bylo postupováno konzervativně. V našem souboru byla průměrná doba léčby PZDF ke zhojení svalkem 6,6 měsíce (3–12 měsíců). Letalita během prvních 3 měsíců od osteosyntézy PZDF byla 9 %. Selhání osteosyntézy PZDF jsme zaznamenaly ve 4 případech.

V experimentální části jsme se zabývali biomechanickou studií přenosu sil v oblasti periprotetické zlomeniny distálního femuru u jednotlivých typů osteosyntézy s aplikací do praxe. Cílem studie bylo určit biomechanické vlastnosti různých typů osteosyntézy periprotetické zlomeniny distálního femuru – sledovali jsme napětí v implantátu a dislokaci ve 3 rovinách během axiálního a torzního zatížení. Chování osteoporotické kosti a implantátů bylo analyzováno pomocí počítačového konečně-prvkového modelu. Studie byla provedena ve spolupráci s výzkumným centrem NTIS na Fakultě Aplikovaných věd, ZČU v Plzni. Bylo zvoleno 5 typů osteosyntézy: kondylární 95st. dlaha, DCS dlaha, NCB dlaha, LISS dlaha a DFN. Potvrdila se nám pouze hypotéza 1 – největší tuhost při axiálním zatížení měl DFN hřeb. Další dvě hypotézy se vyvrátily.

Ke klasifikaci těchto zlomenin bylo vypracováno mnoho klasifikačních systémů. Nejvýhodnější se nám jeví klasifikace dle Su a kol., která PZDF dělí na 3 skupiny a to podle

výše lomné linie ve vztahu k femorální komponentě. Osteosyntéza retrográdním femorálním hřebem je určena pro periprotetické zlomeniny, kde máme dostatek kosti v distálním femuru, který nám umožní stabilní distální jištění. Nové generace anatomicky tvarovaných úhlově stabilních implantátů nám nabízí další možnost osteosyntézy PZDF. Mnoho studií poukazuje na výhody těchto implantátů u osteoporotické kosti ve srovnání s konvenčními dlahami.

Počet PZDF bude mít vzestupný charakter. Hlavními metodami vnitřní osteosyntézy zůstávají úhlově stabilní dlahy a retrográdní femorální hřeb. Předoperační plánování je důležité pro stanovení typu a rozměru stávající femorální komponenty a ke zjištění, zda je či není uvolněná. Volba implantátu může být určena množstvím kosti, které je k dispozici pro distální fixaci. Retrográdní femorální hřeb je obvykle nejvhodnější metodou léčby pro proximální PZDF (Su typ I). Úhlově stabilní dlahy se mohou použít pro PZDF začínající při femorální komponentě (Su typ II a typ III). Velmi distální zlomeniny Su typ III s uvolněním femorální komponenty si vyžadají revizní operaci s implantací revizní TEP kolena s dřívky. Operatér by měl být připraven na revizní operaci, když je peroperační nález komplikovanější, než se jevílo při předoperačním RTG vyšetření.

Abstract

Periprosthetic distal femoral fractures (PDFF) constitute an unpleasant complication in patients with a total knee replacement (TKR). The incidence reported in literature is 0,3–2,5 %. The number of periprosthetic knee fractures has been increasing due to the ageing of population, a growing number of implants, a longer life expectancy of patients, a more intensive physical activity of patients, and osteoporosis. Most of these fractures are treated surgically, non-surgical treatment is reserved solely for patients unable to undergo a surgery for general health conditions.

Our retrospective study evaluated the group of patients with PDFF who were treated at our department in the period 2007–2020 and 4035 primary TKR were performed. The total number of patients with PDFF was 88. The mean age of patients with PDFF was 77 years (56–94 years) and at the time of fracture the mean age was 71 years in men and 78 years in women. The average time from the TKR to periprosthetic fracture was 8.2 years (0–20 years). The fractures were assessed using the Su classification modified by Krbec.

A primary TKR was performed in 75 cases for gonarthrosis, in 7 cases for rheumatoid arthritis and in 6 cases for secondary, post-traumatic gonarthrosis. The average incidence of periprosthetic distal femoral fractures was 6 cases per year. Women represented 86 %, men 14 %. Su Type I fracture was diagnosed in 23 % of cases, Su Type II fractures in 67 %, and Su Type III fractures in 10 %. 70 patients with PDFF were treated surgically, in 18 cases conservative treatment was opted for. The average treatment time of PDFF to healing by callus formation was 6,6 months (3–12 months). Mortality during the first 3 months after osteosynthesis of PDFF was 9 %. A failure of osteosynthesis of PDFF was reported in 4 cases.

We dealt with biomechanical studies of the transfer of forces in the area of periprosthetic fracture of the distal femur in individual types of osteosynthesis with applications in practice in the experimental part. The aim of the study was to determine the biomechanical properties of different types of osteosynthesis of a periprosthetic fracture of the distal femur – we monitored the tension in the implant and the dislocation in 3 planes during axial and torsional loading. The behaviour of osteoporotic bones and implants was analysed using a computer finite-element model. The study was carried out in cooperation with the NTIS – New Technologies for the Information Society Research Centre of the Faculty of Applied Sciences of University of West Bohemia. Five types of osteosynthesis were chosen: angled blade plate, DCS plate, NCB plate, LISS plate and DFN. Of the three monitored targets, we managed to achieve only the first target – the DFN nail had the highest stiffness under axial loading. The other two objectives were not confirmed.

Multiple classification systems were developed to assess these fractures. The most appropriate we consider the classification of Su et al. classifying the PDFF into 3 groups, namely based on the height of the fracture line relative to the femoral component. Osteosynthesis by retrograde femoral nail is indicated for periprosthetic fractures, with sufficient bone mass in distal femur, which allows stable distal fixation. The new generation

of anatomically shaped angular stable implants gives us yet another option for osteosynthesis of PDFF. Many studies point at the advantages of these implants in osteoporotic bone as against the conventional plates.

The number of PDFF has been increasing. The main methods of internal osteosynthesis continue to be the angular stable plates and the retrograde femoral nail. Preoperative planning is important to determine the type and dimensions of the existing femoral component and to distinguish whether or not it has come loose. The choice of the implant may depend on the bone mass available for distal fixation. The retrograde femoral nail is usually the most suitable method of treatment for proximal PDFF (Su Type I). The angular stable plates can be used for PDFF originating at the femoral component (Su Type II and Type III). Very distal fractures classified as Su Type III with a loose femoral component require a revision surgery with a TKR with stems. The surgeon should be prepared for a revision surgery if the intraoperative finding is more complicated than anticipated based on the preoperative radiograph.

Obsah

1	Úvod	11
1.1	Definice	11
1.2	Prevalence a patogeneze	11
1.3	Rizikové faktory	12
1.4	Metody léčby	14
1.4.1	Konzervativní léčení	14
1.4.2	Operační léčení	15
1.5	Komplikace	16
2	Cíl práce	17
3	Klasifikace periprotetických zlomenin distálního femuru	18
3.1	Klasifikace dle Neera (1967)	18
3.2	Klasifikace dle DiGioia a Rubashe (1991)	19
3.3	Klasifikace dle Chena (1994)	19
3.4	Klasifikace dle Lewis & Rorabecka (1997)	19
3.5	Klasifikace dle Su (2004)	20
3.6	Klasifikace dle Kima (2006)	22
3.7	Klasifikace dle Faklera (2017)	22
3.8	Klasifikace dle Rhee (2018)	25
3.9	České klasifikace PZDF	26
3.9.1	Krbcova modifikace klasifikace dle Su (2009)	26
3.9.2	Klasifikace PZDF dle Tomáše (2010)	27
4	Materiál a metodika – klinická část	29
4.1	Diagnostický algoritmus	29
4.2	Operační přístupy používané k osteosyntéze PZDF	31
4.2.1	Laterální přístup k distálnímu konci stehenní kosti	31
4.2.2	Laterální přístup k diafýze stehenní kosti	31
4.2.3	Přístup k retrográdnímu hřebování	32
4.3	Pooperační péče	33
4.4	Implantáty používané k osteosyntéze periprotetických zlomenin	34
4.4.1	Konvenční dlahy	34
4.4.2	Úhlově stabilní zamykací dlahy (LISS, NCB, LAP)	35
4.4.3	Duální technika dlah	38

4.4.4	Retrográdní femorální hřeb	38
4.4.5	Zevní fixatér	39
4.4.6	Cerkláže	39
4.5	Interprotetické zlomeniny	40
5	Výsledky – klinická část.....	46
5.1	Charakteristika sledovaného souboru	46
5.2	Letalita	50
5.3	Selhání osteosyntézy	51
5.4	Infekční komplikace, nekróza operační rány	51
5.5	Cévní komplikace	51
5.6	Komplikace po osteosyntéze DFN	52
5.7	Komplikace po osteosyntéze zamykacími dlahami	52
5.8	Poměr zastoupení osteosyntéz retrográdním hřebem a dlahovou osteosyntézou .	52
5.9	Interprotetické zlomeniny	53
5.10	Konzervativně léčené PZDF	54
6	Materiál a metodika – experimentální část.....	55
7	Výsledky – experimentální část.....	57
7.1	Axiální zatížení	57
7.2	Torzni zatížení	58
7.3	Odpověď na cíle práce	60
7.4	Diskuze k experimentální části	61
7.4.1	Mäkinen – Periprotetická suprakondylická zlomenina femuru po TEP kolena – biomechanické srovnání čtyř metod fixace	61
7.4.2	Marti – Biomechanická analýza suprakondylické zlomeniny femuru po osteosyntéze LISS a retrográdním hřebem	64
7.4.3	Alexander – Biomechanické zhodnocení periprotetických refraktur po osteosyntéze distálního femuru zamykacími dlahami	65
7.4.4	Rupprecht – Periprotetické a meziimplantátové zlomeniny femuru – biomechanická analýza.....	67
8	Diskuze k celému výzkumu.....	70
9	Závěr.....	76
10	Použitá literatura.....	77
11	Obrazová příloha	85

Seznam použitých symbolů a zkratek

a. = arteria

ABP = Angled Blade Plate

AFN = přední femorální notching

AP = předozadní (anteroposterior)

CCG = kompresní cerkláž titanovým páskem

CR = TEP kolena zachovávající zadní zkřížený vaz (cruciate-retaining)

CT = Computed Tomography, výpočetní tomografie

CT AG = CT angiografie

DCS = Dynamic Condylar Screw

DF = distální femur

DFN = Distal Femoral Nail

DHS = Dynamic Hip Screw

ePACS = platforma pro výměnu zdravotnických dat mezi poskytovateli zdravotních služeb

IFF = interprotetické zlomeniny femuru

IM, IMN = nitrodřeňový hřeb

JIP = jednotka intenzivní péče

Ki drát = Kirschnerův drát

LAP = Locking Attachment Plate

LCP = Locking Compression Plate

Lig. = ligamentum

LISS = Less Invasive Stabilization System

m. = musculus

M = měsíc

MIPO = minimálně invazivní dlahová osteosyntéza

MO = mechanická osa dolní končetiny

n. = nervus

NCB Plate = Non-Contact Bridging Plate

ORIF = Open Reduction and Internal Fixation

OS = osteosyntéza

PE = polyethylén

PMMA = polymethylmethakrylát

PS = TEP kolena se zadní stabilizací (posterior-stabilized)

PZDF = periprotetická zlomenina distálního femuru

R = rok

RAFN = Retrograde/Antegrade Femoral Nail

RTG = rentgenový (snímek)

SKIA = skiografie

T = týden

TEN = tromboembolická nemoc

TEP = totální endoprotéza

TKR = Total Knee Replacement

v. = vena

ZF = zevní fixatér

1 Úvod

1.1 Definice

Totální endoprotéza kolenního kloubu výrazně zlepšila léčení artrózy kolenního kloubu, ale implantace endoprotézy stále nezůstává bez komplikací. Periprotetické zlomeniny distálního femuru (dále PZDF) jsou nepříznivou komplikací u pacientů s endoprotézou kolenního kloubu. Periprotetické zlomeniny při endoprotéze kolenního kloubu tvoří zlomeniny distálního femuru, zlomeniny proximální tibie a zlomeniny česky. Nejčastější je výskyt zlomenin distálního femuru.

Suprakondylická zlomenina femuru nad endoprotézou kolena je méně častou komplikací, incidence se v literatuře uvádí nejčastěji mezi 0,3 % až 2,5 %. Nastává častěji u pacientů starších než 60 let a u pacientů s osteoporózou. Očekává se, že počet těchto periprotetických zlomenin bude narůstat v budoucnosti díky narůstajícímu počtu náhrad kolenního kloubu, stárnutí populace, delšímu přežívání a zvýšené pohybové aktivitě starších pacientů [39, 78, 80].

Vznik periprotetických zlomenin může být časně pooperačně, či až více než 10 let po implantaci TEP kolena, v průměru 2 až 4 roky po implantaci [75]. Během posledních 30 let nebyli autoři jednotní v definici periprotetické zlomeniny distálního femuru. Neer považoval za suprakondylické zlomeniny ty, které vznikají v dolních 3 palcích femuru (7 cm). Culp sem řadí zlomeniny vznikající 9 cm proximálně od kloubní štěrbiny [10]. Sisto sem řadí všechny zlomeniny vznikající 15 cm proximálně od kloubní štěrbiny [69]. Ve starší literatuře se obecně považuje za suprakondylickou periprotetickou zlomeninu ta, která je vzdálená do 15 cm od kloubní štěrbiny nebo v případě dřikové endoprotézy zlomenina, která je do 5 cm od proximálního konce implantátu. Důležité je porozumět tomu, že tyto zlomeniny vznikají v oblasti zvýšené koncentrace napětí v blízkosti komponenty a přítomnost protézy má významný efekt na léčení zlomeniny. Stevanović považuje za periprotetické suprakondylické zlomeniny takové zlomeniny, které zasahují 7 cm od kloubní štěrbiny nebo když jsou do vzdálenosti 2 cm od štítu femorální komponenty [75, 78].

1.2 Prevalence a patogeneze

Výskyt suprakondylické periprotetické zlomeniny se uvádí mezi 0,3 % až 2,5 % [3, 20, 21, 36, 39, 78, 86]. Většina pacientů, kteří utrpí zlomeninu v okolí TEP kolena, jsou ženy, nejčastěji kolem sedmé dekády života. Obdobně jako ostatní suprakondylické zlomeniny ve stáří i periprotetické zlomeniny obvykle vznikají po nízkoenergetickém poranění. Většinou je přítomna osteoporóza skeletu díky tzv. stress shieldingu způsobeným rigidním implantátem, vlivem farmakoterapie, hormonálními vlivy a vyšším věkem. Také je uváděna souvislost s revmatoidní artritidou, hlavně u pacientů, kteří užívají perorálně

kortikosteroidy. Neurologická onemocnění mají také vliv na vznik těchto zlomenin díky medikaci, která indukuje osteoporózu, nebo poruchami chůze. Revizní operace TEP jsou také spojeny se zvýšením výskytu periprotetických zlomenin, většinou pro použití více stišťených implantátů, které přenášejí torzní síly přímo na kost již oslabenou. Přední femorální notching oslabením ventrální kortikalis během implantace TEP se uvádí také jako faktor přispívající ke vzniku periprotetické zlomeniny distálního femuru.

Přední defekt může být přítomen i bez notchingu jako v případě degenerativních cystických lézí či revmatického původu blízko horního okraje femorálního štítu. Adekvátní remodelace není možná, pokud jsou tyto cysty vyplněny kostním cementem během operace TEP. Tyto defekty zůstávají trvalým místem mechanického oslabení kosti (permanent stress riser), které může být predispozicí k periprotetické zlomenině. Velké přední defekty je lepší vyřešit během operace TEP spongioplastikou nebo chránit distální femur použitím dřívkové femorální komponenty [66]. Poslední dobou jsou uváděny jako další rizikový faktor masivní osteolytické defekty distálního femuru při uvolnění TEP, které vedou ke vzniku periprotetické zlomeniny. Tyto defekty jsou popisovány ve spojitosti s asymptomatickou dobře fixovanou necementovanou femorální komponentou. Ankylóza TEP může být také predispozicí ke zlomenině tvorbou zvýšeného napětí v distální metafýze femuru [12, 56].

1.3 Rizikové faktory

Rizikové faktory periprotetických zlomenin můžeme rozdělit do třech hlavních skupin. První skupinu tvoří špatná kvalita kosti. Do druhé skupiny patří oslabená mechanická pevnost kosti a do třetí skupiny se řadí neurologická onemocnění – jak je uvedeno v tabulce 1.

Údaje z literatury uvádí, že pacienti s osteopenií mají zvýšené riziko vzniku periprotetické zlomeniny. Dále z rizikových faktorů následuje revmatoidní artritida a léčba kortikoidy, ženské pohlaví a věk [1, 10, 25, 46, 50]. Wallace uvádí, že ženy měly 2,3× větší pravděpodobnost vzniku periprotetické zlomeniny po primární TEP kolena než muži [84].

Další rizikové faktory tvoří neurologická onemocnění, revizní TEP a rotačně stišťené implantáty, které zvyšují napětí v přechodu implantátu v kost v torzi [11].

Mnoho klinických a biomechanických studií se zabývalo úlohou předního femorálního notchingu na zvýšení rizika periprotetické zlomeniny. Matematická analýza zjistila, že 3 milimetrové podříznutí ventrální kortikalis způsobí 29,2% snížení odolnosti kosti v torzi [66]. Na druhou stranu v souboru 670 endoprotéz kolena, kde byl u 27 % femurů notching aspoň 3mm se vyskytly pouze 2 suprakondylické zlomeniny (u jednoho pacienta s notchingem, u jednoho bez notchingu) [56]. Bylo to vysvětleno jako důsledek remodelace a redistribuce napětí v okolí implantátu při nízkém výskytu zlomenin u vysokého počtu peroperačního notchingu. V posledních biomechanických studiích u kadaverozních femurů se vytvořil přední femorální notching v plné tloušťce kortikalis těsně nad horním okrajem štítu femorální komponenty. Autoři uváděli statisticky významné snížení síly na ohyb (18 %) a v torzi (39 %) u pacientů s notchingem [43]. Vznikaly rozdílné zlomeniny u pacientů

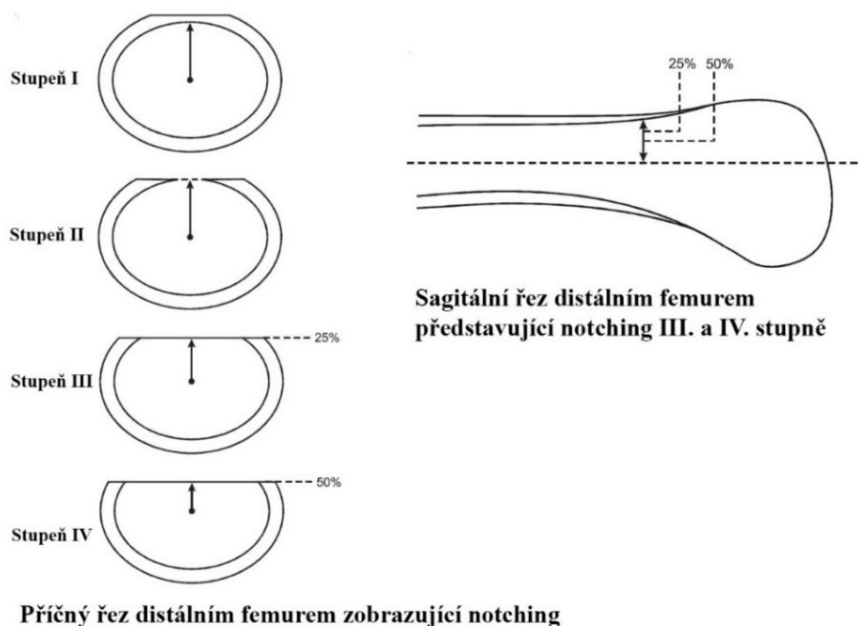
s notchingem a bez něj. U femurů s notchingem vznikají krátce šikmé zlomeniny začínající z podříznuté kortikalis. U femurů bez notchingu vznikaly diafyzární zlomeniny [78].

Gujarathi provedl v roce 2009 retrospektivní studii a zhodnotil 200 TEP kolena. Notching byl pozorován u 41 %. Představil Tayside klasifikaci předního femorálního notchingu (obrázek 1) do 4 stupňů – stupeň I: poškození zevní části kortikalis na přední straně femuru. Stupeň II: poškození kortikalis v celé šířce. Stupeň III: poškození do 25 % šíře dřevné dutiny (od kortikalis ke středu dřevného kanálu). Stupeň IV: poškození do 50 % šíře dřevné dutiny (od kortikalis ke středu dřevného kanálu). Minimální notching (stupeň I a II) není rizikovým faktorem při vzniku suprakondylické zlomeniny po TEP kolena [20].

Kromě toho existuje všeobecný názor, že nejvýznamnějším rizikovým faktorem, který způsobuje periprotetickou zlomeninu, je zvýšená aktivita u starších pacientů, která je umožněna náhradou kolena. Tato zvýšená aktivita pak vystavuje pacienty většímu riziku uklouznutí a pádu [75].

Tabulka 1 – Rizikové faktory periprotetických zlomenin

1. Špatná kvalita kosti	2. Oslabená mechanická pevnost	3. Neurologická onemocnění
<ul style="list-style-type: none"> - věk - ženské pohlaví - užívání kortikosteroidů - revmatoidní artritida - stress shielding 	<ul style="list-style-type: none"> - otvory po šroubech - lokální osteolýza - ztuhlé koleno - přední femorální notching 	<ul style="list-style-type: none"> - epilepsie - Parkinsonova choroba - cerebelární ataxie - myastenien gravis - poliomyelitida - cévní mozková příhoda



Obrázek 1 – Přední femorální notching – Tayside klasifikace (volně dle Gujarathi)

1.4 Metody léčby

Léčení suprakondylické zlomeniny femuru po TEP kolena bylo vždy výzvou pro ortopedy bez ohledu na typ zlomeniny a druh fixace. Hlavním cílem léčby je navrátit funkční stav pacienta, jaký byl před úrazem. To je charakterizováno zhojením zlomeniny, zachováním komponent bez uvolnění, infekce či jiných komplikací, udržení správného postavení protézy, obnovením rozsahu pohybu v kloubu. Nutnost dosáhnout všech těchto cílů ztěžuje léčbu těchto zlomenin. Pokud není dosaženo jen jednoho cíle, výsledek léčby není optimální a může to vést k uvolnění endoprotézy [75].

V minulosti se tyto zlomeniny léčily skeletální trakcí, sádrovou fixací či jejich kombinací. O způsobu léčby rozhoduje charakter zlomeniny, stupeň osteopenie a typ endoprotézy. Výsledek léčby je úzce spojen s poúrazovým uspořádáním a stabilitou TEP. Volba metody operační léčby je založena na zdravotním stavu pacientu, charakteru zlomeniny a dislokace, přítomnosti tříštivé zlomeniny, tíži osteopenie a stavu komponent protézy (uvolněná, nestabilní nebo ve špatném postavení) [75].

1.4.1 Konzervativní léčení

Konzervativní léčení PZDF je vyhrazeno pro pacienty, kteří nejsou schopni podstoupit operaci z interních příčin [46]. Výhodou neoperační léčby je neinvazivita a nízké riziko infekce. Zhojení zlomeniny je pravděpodobné u nedislokovaných zlomenin. Konzervativní léčba je jednotně doporučována jako iniciální léčba u těchto případů [10]. Nevýhodou může být relativně vysoký podíl zhojení v nesprávném postavení a ztráta funkce, zejména u pacientů s dislokovanou zlomeninou v osteoporotickém terénu, u kterých je udržení repozice problematické. Neoperační léčení je vyhrazeno pro nedislokované zlomeniny, které nezasahují interkondylicky. Konzervativní léčba odstraňuje rizika operace jako krvácení, infekci, ztrátu fixace a komplikace z anestezie. Na druhou stranu delší upoutání starších pacientů na lůžko sebou přináší riziko vzniku proleženin, pneumonie, tromboembolické nemoci a svalové atrofie. Dále vyžaduje delší dobu imobilizace postižené končetiny [75].

Dislokované suprakondylické zlomeniny se mohou léčit konzervativně u imobilních pacientů a při přítomnosti závažných komorbidit. V těchto případech se dislokované zlomeniny zavřeně reponují a imobilizují se ve vysoké sádrové fixaci po dobu 4-6 týdnů či v ortéze. Konzervativní terapie vyžaduje pravidelné klinické a RTG kontroly. Dojde-li k redislokaci zlomeniny, zvažujeme indikaci k operační léčbě dle celkového stavu pacienta a únosnosti k operační léčbě [11, 83].

Chen srovnával výsledky konzervativní a operační léčby periprotetických zlomenin distálního femuru v literatuře [28]. Úspěšnost konzervativní léčby u nedislokovaných zlomenin byla 83 %. Co se týká léčby dislokovaných zlomenin, nebyl signifikantní rozdíl

ve spokojenosti ve skupině operačně léčených a konzervativně léčených (61 % vs. 67 %). Vedle toho je výskyt komplikací vyšší ve skupině operovaných [28, 83].

Avšak v případě větší dislokace fragmentů nebo při přítomné osteoporóze může být repozice neúspěšná nebo obtížné její udržení při konzervativní léčbě a riziko zhojení ve špatném postavení je vysoké. Dle Chena nastalo zhojení ve špatném postavení u všech 9 pacientů při konzervativní léčbě dislokovaných zlomenin, zatímco 10 z 15 operačně léčených dosáhlo výborných výsledků. Z tohoto důvodu je zásadní správná volba pacienta k úspěšné konzervativní léčbě v případě Rorabeck zlomenin typu II a III vzhledem k vysokému riziku pakloubu či zhojení ve špatném postavení [28, 83].

1.4.2 Operační léčení

Léčení periprotetické zlomeniny distálního femuru záleží na stupni dislokace, kvalitě kosti, velikosti distálního fragmentu a stabilitě femorální komponenty.

V minulosti se používala k fixaci po repozici kondylární dlahy, která poskytovala výhodu v anatomické rekonstrukci, rigidní fixaci a umožňovala časnou rehabilitaci. Udržení repozice může být problémem, když je zlomenina tříštivá v osteoporotickém terénu. Je často pozorováno zhojení v nesprávném postavení. Použití kondylárních dlah je vhodné pro méně tříštivé zlomeniny, méně dislokované zlomeniny s dostatečnou kostní hmotou. Použití podpěrné kondylární dlahy poskytuje možnost umístit více šroubů distálně v různých směrech a dobrou vizualizaci zlomeniny k dosažení anatomické repozice. Nevýhodou je rozsáhlý operační přístup s uvolněním měkkých tkání a méně rigidní fixace ve srovnání s hřebem nebo úhlově stabilními dlahami [75].

Nové zamykací (úhlově stabilní) dlahy [18, 22, 26, 30, 39, 40, 45, 48, 55] poskytují výhody v léčbě PZDF oproti konvenčním dlahám. Zajišťují stabilní fixaci v osteoporotické kosti, u různých typů zlomenin a endoprotéz a mohou být zaváděny miniinvazivně. Další výhodou těchto dlah je při přítomnosti implantátu v proximálním femuru – umožňují unikortikální fixaci šroubů k překlenutí distální části k proximálnímu implantátu k vyloučení tzv. stress riser mezi implantáty [87].

Rigidní retrogradní femorální hřeb [29, 32, 41, 45, 61, 81] poskytuje výhodu miniinvazivního zavádění a současně poskytuje dobrou axiální, úhlovou a rotační stabilitu. Může být zaveden přes šlachy *lig. patellae* či mediálně od *lig. patellae* s perkutánním zavedením jisticích šroubů v případě méně tříštivých zlomenin se zachováním hematomu zlomeniny a kostního cévního zásobení. Kontraindikace zahrnují uvolněné komponenty TEP, velmi tříštivé zlomeniny, nízké zlomeniny distálního femuru a přítomnost dlouhého dřívku TEP kyčle, dále dřívkové TEP kolena a femorální komponenta TEP se zadní stabilizací (tzv. closed box design). Tato technika má několik výhod před klasickou otevřenou repozicí a fixací dlahou. Nitrodřeňový hřeb je biomechanicky výhodnější než subperiostálně umístěná dlahy, která má znatelně větší ohýbací moment, není potřeba uvolňovat měkké tkáně, což by poškodilo cévní zásobení v místě zlomeniny a zvýšilo riziko pakloubu. Fixace dlahy může být technicky náročná a často si vyžádá doplnění spongioplastikou [75].

Revizní totální endoprotéza kolena poskytuje výhodu stabilní fixace s nitrodřeňovým dříkem ukotveným v diafýze umožňující časnou rehabilitaci a zatěžování končetiny. Tato metoda je vhodná pro extrémně nízké zlomeniny nebo tříštivé zlomeniny, kde je obtížné zabezpečit stabilní fixaci ostatními metodami osteosyntézy nebo pro zlomeniny spojené s uvolněnými, nestabilními nebo výrazně špatně umístěnými komponentami TEP kolena. Revizní TEP kolena je často vyžádána pro případy, kde další metody (konzervativní a operační) selhaly [75].

Nejobtížnější případy představují uvolněné protézy spojené s kostním defektem v oblasti distální metafýzy femuru, činící základní revizi nemožnou. Tyto případy vyžadují odstranění distálního fragmentu a náhradu buď distálního femuru protézou či strukturálním štěpem. Tato metoda se také používá pro paklouby po selhané osteosyntéze. O implantátech nahrazujících distální femur by mělo být uvažováno jako o končetinu zachraňující výkon, když ostatní chirurgické výkony nejsou proveditelné. Použití dříkových stišťených revizních implantátů se strukturálním distálním femorálním alograftem je popsáno jako efektivní prostředek poskytující stabilitu endoprotézy i zlomeniny [75].

PZDF mají vyšší frekvenci pakloubu než normální suprakondylické zlomeniny u starších pacientů. To je přisuzováno změnám cévního zásobení v místě zlomeniny v důsledku primární operace, přítomnosti implantátu a nitrodřeňově umístěném kostním cementu nebo dlouhodobému orálnímu užívání kortikoidů [75].

Cílem léčby, ať už operační nebo konzervativní, je zahojení zlomeniny, obnovení a udržení rozsahu pohybu v kolenu a nebolestivé funkce kolena. Dobrým výsledkem lze nazvat minimální rozsah pohybu 90°, zkrat femuru do 1 cm, valgus / varus deformita menší než 5°, flexe či extenze distálního femuru menší než 10°. Splnění těchto kritérií umožňuje uspokojivou funkci kolena, což je primárně nejdůležitější pro pacienta [75].

1.5 Komplikace

Hlavní časné komplikace představují pakloub a zhojení v nesprávném postavení, které často vedou k uvolnění protézy, bolesti a revizní operaci. Léčení prodlouženého hojení spongioplastikou je vyhrazeno pro správné osové uspořádání a v případě dostatečné fixace osteosyntézy PZDF. V případě deformity, časných známek selhání protézy nebo nemožnosti zabezpečit rigidní fixaci, je nejvhodnější revize. Nejhorší komplikací operační léčby těchto zlomenin je infekce. Incidence PZDF je postupně narůstající a léčba těchto zlomenin může být náročná s komplikacemi, které vážně ovlivňují jak pacienta, tak operátora. Kromě toho komplikace léčby se vyskytují v rozmezí 20 až 75 % podle literatury: v souboru 415 případů byl prezentován výskyt pakloubu v 9 %, selhání fixace ve 4 % a infekční komplikace ve 3 % a revizní operace ve 13 % [75].

2 Cíl práce

Cílem studie bylo určit biomechanické vlastnosti různých typů osteosyntézy periprotetické zlomeniny distálního femuru – sledovali jsme napětí v implantátu a dislokaci ve 3 rovinách během axiálního a torzního zatížení.

Hypotéza 1: Zjistit, který implantát má největší tuhost na axiální zatížení

Předpokládáme, že největší tuhost na axiální zatížení má DFN hřeb.

Hypotéza 2: Zjistit, který implantát má největší tuhost na torzní násilí

Předpokládáme, že největší tuhost na torzní násilí mají zamykací dlahy.

Hypotéza 3: Zjistit, u kterého implantátu dochází k největšímu posunu v lomné linii

Předpokládáme, že k největšímu posunu v lomné linii dochází u konvenčních dlah (kondylární dlaha, DCS dlaha).

3 Klasifikace periprotetických zlomenin distálního femuru

S narůstajícím počtem periprotetických zlomenin distálního femuru bylo nutné vytvořit klasifikační systém, podle kterého bychom mohli tyto zlomeniny třídit a indikovat operační léčbu.

3.1 Klasifikace dle Neera (1967)

V literatuře se uvádí jako první použitelná klasifikace Neerova, která je založená na dislokaci a stabilitě zlomeniny. Byla vytvořena pro suprakondylické zlomeniny femuru bez přítomné endoprotézy kolena a tím selhává, protože nebere v potaz vztah zlomeniny k implantátu. Jednotlivé typy ukazuje tabulka 2.

Tabulka 2 – Neerova klasifikace zlomenin distálního femuru (1967)

Typ I	Nedislokované zlomeniny <ul style="list-style-type: none">- dislokace menší než 5 mm- angulace menší než 5 stupňů
Typ II	Dislokované zlomeniny – dislokace větší než 1 cm
Typ II A	s dislokací kondylů mediálně
Typ II B	s dislokací kondylů laterálně
Typ III	Dislokované tříštivé zlomeniny (suprakondylická zlomenina femuru kombinovaná se zlomeninou diafýzy femuru)

V původní Neerově práci je uveden celkový počet pacientů se suprakondylickou zlomeninou femuru 110. 59 % pacientů byly ženy, 41 % muži. Věk pacientů byl od 23 let do 86 let. Vnitřní osteosyntéza byla provedena u 36 pacientů (33 %), 71 pacientů (65 %) bylo léčeno kombinací skeletální trakce a sádrové fixace, u 3 pacientů byla primárně provedena amputace (2 %, u 2 z nich bylo již před úrazem cévní onemocnění se zvažováním amputace) [51].

3.2 Klasifikace dle DiGioia a Rubashe (1991)

Tato klasifikace vychází z Neerovy klasifikace a pouze ji modifikuje. Také nebere v potaz přítomnost endoprotézy a její případné uvolnění [14]. Jednotlivé skupiny zobrazuje tabulka 3.

Tabulka 3 – Klasifikace dle DiGioia a Rubashe (1991)

Skupina I	Extraartikulární, nedislokované (translace menší než 5 mm, angulace menší než 5 stupňů)
Skupina II	Extraartikulární, dislokované (translace větší než 5 mm, angulace více než 5 stupňů)
Skupina III	Velmi dislokované zlomeniny (se ztrátou kortikálního kontaktu) nebo angulované zlomeniny (více než 10 stupňů), eventuálně interkondylické či T-formní zlomeniny

3.3 Klasifikace dle Chena (1994)

Chen popisuje 195 suprakondylických zlomenin nad aloplastikou kolena ze 12 publikovaných studií. Na jejich základě autoři rozdělili zlomeniny na konzervativně a operačně léčené. Tyto zlomeniny dělili na nedislokované zlomeniny (Neer I) a dislokované (Neer II a III) – jak je uvedeno v tabulce 4. Byla provedena statistická analýza každého typu zlomeniny z hlediska různých léčebných a klinických výsledků. Tato studie prokázala uspokojivé výsledky u 83 % pacientů s nedislokovanou zlomeninou, kteří byli léčeni konzervativně. Naproti tomu jen 64 % všech pacientů s dislokovanými zlomeninami, kteří byli léčeni konzervativně či operačně, mělo uspokojivé výsledky. Tento rozdíl byl statisticky významný ($p < 0,05$). U pacientů s dislokovanými zlomeninami konzervativně léčených oproti operačnímu léčení nebyl statisticky významný rozdíl ($p < 0,9$) 67 % oproti 61 % uspokojivých výsledků. Na základě výše uvedených údajů je navržen algoritmus léčby [28].

Tabulka 4 – Klasifikace dle Chena

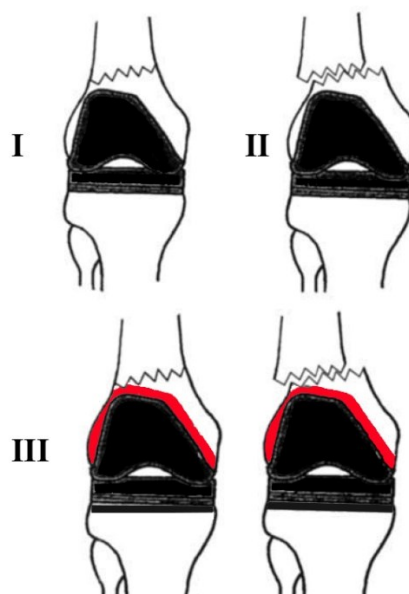
Typ I	Nedislokované zlomeniny (Neer I)
Typ II	Dislokované a tříštivé zlomeniny (Neer II nebo III)

3.4 Klasifikace dle Lewis & Rorabecka (1997)

Lewis a Rorabeck vytvořili klasifikaci, která bere v potaz dislokaci zlomeniny a stav endoprotézy (uvolněná či selhaná). Jedná se o první klasifikaci, která zohledňuje případné uvolnění či selhání endoprotézy. Jednotlivé typy ukazuje tabulka 5 a obrázek 2.

Tabulka 5 – Klasifikace dle Lewise & Rorabecka (1997)

Typ I	Nedislokované zlomeniny a protéza je stabilní
Typ II	Dislokované zlomeniny a protéza je stabilní
Typ III	Nedislokované a dislokované, kdy je protéza uvolněná či selhaná



Obrázek 2 – Klasifikace dle Lewise & Rorabecka (volně dle Rorabeck & Taylor, 1999)

Nedislokovaná zlomenina se stabilní endoprotézou je velmi vzácná. Aby byla možná časná mobilizace, je lepší volit operační léčbu. Vnitřní fixace zlomeniny dává lepší výsledky než konzervativní léčba [58, 59]. Stejně tak u typu II je indikována operační léčba. U typu III s uvolněnou endoprotézou je indikována revizní operace TEP [26].

3.5 Klasifikace dle Su (2004)

Su navrhuje pro jednotlivé typy následující metody léčby. Zlomeniny typu I jsou umístěny proximálně od femorální komponenty. U těchto zlomenin je možné provést osteosyntézu anterográdním či retrográdním nitrodřeňovým hřebem (jestliže má femorální komponenta open box design), někdy je nutné použít úhlově stabilní implantát.

U zlomenin typu II linie začíná při horním okraji štítu femorální komponenty a pokračuje šikmo vzhůru. Zlomeniny typu II vyžadují úhlově stabilní implantát nebo retrográdní femorální hřeb, pokud to umožňuje tvar femorální komponenty (open box design).

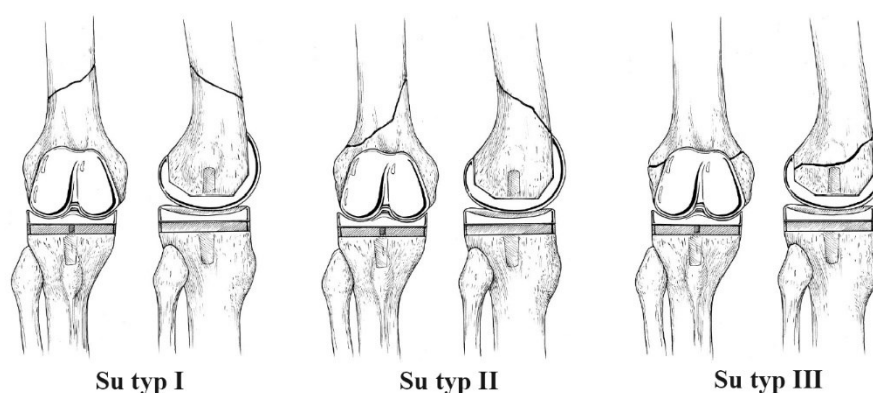
U zlomeniny typu III linie zasahuje pod horní okraj štítu femorální komponenty. Tyto zlomeniny mohou být stabilizovány pomocí úhlově stabilních implantátů, jestliže máme dostatečné množství kosti k adekvátní fixaci distálního fragmentu nebo revizní

artroplastiku s použitím dřívkové femorální komponenty, pravděpodobně s použitím kostního štěpu [78].

Jednotlivé typy zlomenin jsou uvedeny v tabulce 6 a na obrázku 3.

Tabulka 6 – Klasifikace de Su (2004)

Typ I	Zlomenina je proximálně od femorální komponenty
Typ II	Zlomenina začíná při horním okraji štítu femorální komponenty a linie lomu směřuje proximálním směrem
Typ III	Linie lomu zasahuje pod horní okraj štítu femorální komponenty



Obrázek 3 – Klasifikace PZDF dle Su (volně dle Su, 2004)

Pokud je uvolněna femorální komponenta, pak je nutná revizní artroplastika s použitím dřívkových komponent bez ohledu na umístění zlomeniny. To je však sporné, protože někteří autoři mohou nejprve upřednostňovat léčbu zlomeniny a později provést revizní operaci ke snížení množství kostní ztráty a vyloučení nutnosti použití velkého distálního femorálního kostního štěpu. Samozřejmě, že se předoperační plán může změnit během operace. Dokonce i když se zdá, že komponenty nejsou uvolněny na předoperačních RTG snímcích, musí být operatér připraven na revizní operaci, když se peroperačně prokáže uvolnění komponent. Implantáty jako zamykací dlahy mohou být zavedeny miniinvazivně skrz relativně malou incizi se šrouby zavedenými perkutánně. Tím je docílena stabilita a minimalizováno poškození měkkých tkání. Nevýhodou může být zvýšené riziko neurovaskulárního poškození miniinvazivním přístupem a nedostatečnou vizualizací zlomeniny pro repozici [78].

Významně tříštivá zlomenina si vyžádá přímou repozici. Použití kostního štěpu může podpořit rychlejší hojení zlomenin. Není jasné, zda je spongioplastika přínosem při použití retrográdního femorálního hřebu nebo jiné vnitřní fixace, které nevyžadují přímou repozici zlomeniny [78].

3.6 Klasifikace dle Kima (2006)

Tato klasifikace bere zřetel na množství kosti v distálním fragmentu (množství a hustota kosti), pozici a fixaci komponent a možnost reponovat zlomeninu. Na základě této klasifikace rozeznáváme 3 typy zlomenin (tabulka 7). U typu I zlomenina vzniká u pacientů s dobrou kvalitou kosti, u protézy bez uvolnění a dobře umístěné. U typu IA jsou zlomeniny buď nedislokované či snadno reponovatelné a mohou být léčeny konzervativně. U typu IB jsou zlomeniny nereponovatelné a vyžadují repozici a vnitřní fixaci. U typu II jsou zlomeniny reponovatelné s dobrou kvalitou kosti v distálním fragmentu, ale se špatně umístěnými či uvolněnými komponentami. Tyto zlomeniny je nutné léčit revizní operací s použitím dřívkových komponent. Typ III jsou velmi tříštivé zlomeniny se špatnou kvalitou kosti v distálním fragmentu k vnitřní fixaci či podpoře běžnými komponentami. Tyto zlomeniny je nejlepší vyřešit protézou s náhradou distálního femuru augmentem [35].

Tabulka 7 – Klasifikace dle Kima (2006)

Typ	Možnost repozice zlomeniny	Kvalita kosti v distálním fragmentu	Dobrá pozice komponent a fixace komponent	Léčba:
I A	ANO	Dobrá	ANO	Konzervativní
I B	NE	Dobrá	ANO	Vnitřní fixace
II	ANO / NE	Dobrá	NE	Revize s dlouhými dřívkovými komponentami
III	ANO / NE	Špatná	NE	Náhrada protézou (náhrada distálního femuru)

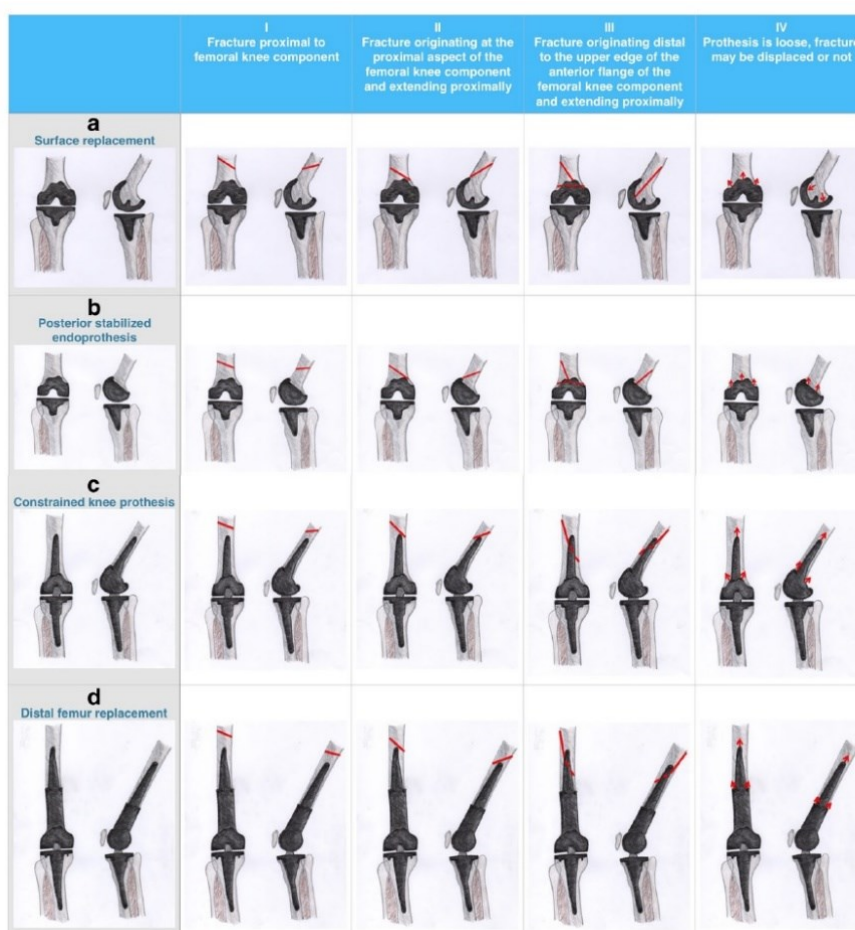
3.7 Klasifikace dle Faklera (2017)

Žádná z předchozích klasifikací nebere ohled na různé typy endoprotéz. V posledních letech narůstá počet revizních endoprotéz a komplexních revizních systémů v současné populaci pacientů. Rozmanitost revizních systémů s individuálními specifikacemi mají významný vliv na operační léčbu periprotetických zlomenin. Byly vyvinuty implantáty k léčbě periprotetických zlomenin u revizních systémů.

V literatuře je popsáno úspěšné klinické použití různých implantátů jako retrográdní femorální hřeb s možností úhlově stabilního jištění, dlahy s možností multidirekcionálního zavedení zamykacích šroubů nebo polyaxiální LCP dlahy.

Na základě narůstajícího počtu různých typů endoprotéz společně s různými revizními systémy byla vytvořena nová rozsáhlá klasifikace s jasným odkazem k implantátu. Fakler vytvořil novou klasifikaci periprotetických zlomenin ve vztahu k implantátu retrospektivní analýzou pacientů z Univerzitní nemocnice v Lipsku. Z této klasifikace vyplývají jasná terapeutická doporučení [16].

Fakler na podkladě klasifikace dle Su a Lewise & Rorabecka vytvořil na implantátu závislou klasifikaci periprotetických zlomenin distálního femuru ve vztahu k nejčastěji používaným protézám. Jsou vytvořeny a definovány 4 typy zlomenin na podkladě předchozích zmíněných klasifikací [16]. Schematická implantát dependentní klasifikace periprotetických zlomenin je zobrazena na obrázku 4.



Obrázek 4 – Klasifikace dle Faklera (volně dle Faklera, 2017)

Typ I: Zlomenina je proximálně od femorální komponenty (odpovídá Su typu I)

Typ II: Zlomenina začíná při horním okraji štítu femorální komponenty a směřuje proximálně (odpovídá Su typu II)

Typ III: Všechny zlomeniny probíhající pod štítem femorální komponenty (odpovídá Su typu III)

Typ IV: Suprakondylické zlomeniny femuru s uvolněnou femorální komponentou (odpovídá Lewis & Rorabeck typu III)

Byly vzaty v úvahu 4 nejčastější typy endoprotéz (A-D) a shrnuty ve čtyřech skupinách, které jsou definovány takto:

Typ A: bikondylární nestišťené endoprotézy (surface replacement)

Typ B: bikondylární polostišťené endoprotézy (se zadní stabilizací)

Typ C: stišťené endoprotézy s nitrodřeňovým kotvením (dříkové endoprotézy)

Typ D: náhrady distálního femuru (distal femur replacement)

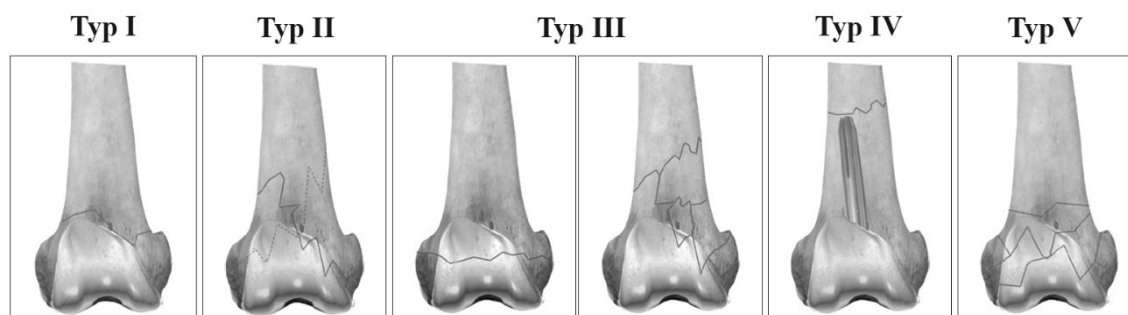
Tímto rozdělením vzniká finálně 16 subtypů na základě 4 typů zlomenin a 4 skupin druhů endoprotéz. Doporučení léčby s ohledem ke klasifikaci zlomenin byla provedena na základě zkušeností odborníků a analýzou současné literatury – jak je uvedeno v tabulce 8 [16].

Tabulka 8 – Doporučení léčby u jednotlivých subtypů (Fakler, 2014)

	I	II	III	IV
A	Zamykácí dlaha, retrográdní hřeb, (anterográdní hřeb)	Zamykácí dlaha, retrográdní hřeb	Zamykácí dlaha, revizní TEP (stišťená, event. s náhradou distálního femuru)	Revizní TEP (stišťená, event. s náhradou distálního femuru)
B	Zamykácí dlaha, anterográdní hřeb	Zamykácí dlaha, revizní TEP (náhrada distálního femuru, event. stišťená endoprotéza)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)
C	Zamykácí dlaha (polyaxiální), revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Zamykácí dlaha (polyaxiální), revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)
D	Zamykácí dlaha (polyaxiální), revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru), zamykácí dlaha (polyaxiální, attachment plates)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)	Revizní TEP (náhrada distálního femuru)

3.8 Klasifikace dle Rhee (2018)

Vyvinul nový klasifikační systém, který odpovídá možnostem současné operační léčby. Rozdělil periprotetické zlomeniny distálního femuru na 5 základních typů, jak je zobrazeno na obrázku 5. Typ I představuje jednoduchá dvojúlomková zlomenina, kdy lomná linie začíná v úrovni horního okraje femorální komponenty a pokračuje proximálním směrem. Distální fragment poskytuje dostatečnou oporu pro osteosyntézu ať už retrográdním nitrodřeňovým hřebem či unilaterální LCP dlahou podle tvaru interkondylického boxu (closed box vs. open box). Zlomeniny typu II mají šikmou nebo reverzně šikmou zlomeninu zasahující pod horní okraj štítu femorální komponenty. Tyto zlomeniny obsahují zobákovitý inferomediální či inferolaterální proximální fragment a superolaterálně či superomediálně vybíhající distální fragment s větší či menší tříštivou zónou. Tato poranění nejsou vhodná k ošetření retrográdním femorálním hřebem a je u nich indikována osteosyntéza unilaterální LCP dlahou v závislosti na stabilitě vnitřního kondylu femuru. Do typu III se řadí relativně méně tříštivé zlomeniny, kde je celá lomná linie pod úrovní horního štítu femorální komponenty nebo mediálně tříštivé zlomeniny. Vzhledem k malému distálnímu fragmentu nebo nedostatečné stabilitě mediálního pilíře je osteosyntéza unilaterální LCP dlahou nedostatečná k zajištění stabilní fixace tohoto typu zlomeniny. Pro tento typ je doporučena bikortikální dvojitá dlahová technika s přídatnou mediální dlahou. Typ IV jsou příčné zlomeniny diafýzy femuru v úrovni konce dřívku revizní náhrady kolenního kloubu. Tyto zlomeniny jsou nevhodné pro osteosyntézu LCP dlahou pro nedostatek kostní tkáně v oblasti distálního fragmentu. Jsou indikovány k osteosyntéze periprotetickou polyaxiální dlahou s možností variabilního zavádění zamykacích šroubů. Typ V jsou distální tříštivé zlomeniny, u kterých není rozpoznatelný hlavní fragment s nestabilním implantátem. Tento typ zlomeniny může být vyřešen revizní náhradou kolenního kloubu, tumorozní náhradou či kompozitní alograftovou protézou [54].



Obrázek 5 – Klasifikace dle Rhee (volně dle Rhee, 2018)

3.9 České klasifikace PZDF

3.9.1 Krbcova modifikace klasifikace dle Su (2009)

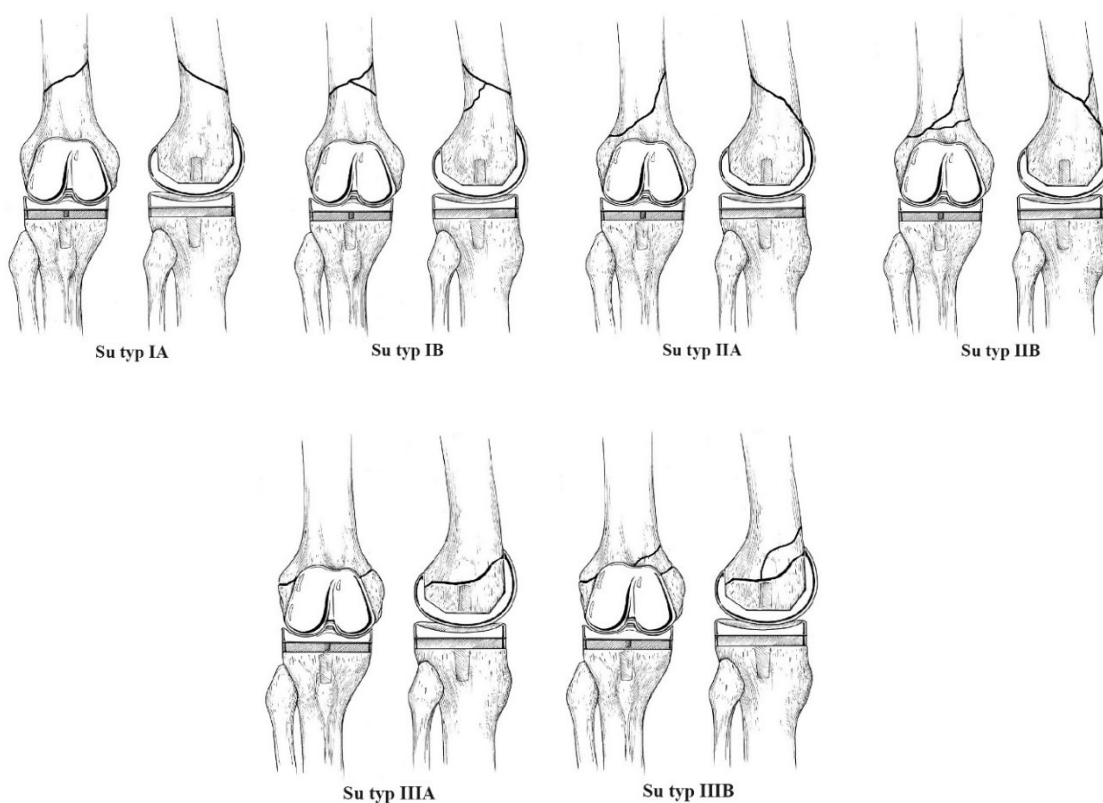
Krbec v roce 2009 modifikoval klasifikaci dle Su – rozšířil tuto klasifikaci u každého základního typu o tři podtypy:

podtyp A – s jednoduchou linií lomu

podtyp B – zlomeniny s meziúlomkem

podtyp C – s tříštvivou zónou tří a více úlomků (obrázek 6)

Popisoval morfologii zlomeniny na podkladě využití klasifikace AO. U typu Su III předpokládal již parciální nebo úplné uvolnění femorální komponenty endoprotézy [39].



Obrázek 6 – Krbcova modifikace Su klasifikace (volně dle Krbce, 2009)

3.9.2 Klasifikace PZDF dle Tomáše (2010)

Tomáš vypracoval vlastní klasifikaci suprakondylických periprotetických zlomenin v roce 2010, vycházel ze souboru 53 pacientů ošetřených na svém pracovišti v období 1977 až 2008, jak je zobrazeno v tabulce 9.

Do typu I zařadil zlomeniny bez dislokace. Pro tento typ zlomenin byla typická dislokace do 2 mm v AP a bočné projekci. V této skupině byli 3 pacienti, z čehož byli 2 pacienti léčeni konzervativně.

Typ II tvoří dislokované zlomeniny. Autor je rozdělil na 4 skupiny. Do typu II A zařadil zlomeniny s laterální kominucí. Tento typ byl nejčastější, vyskytl se ve 20 případech. Linie zlomeniny začíná proximálně od mediální části předního štítu femorální komponenty a probíhá směrem dolů a laterálně. Pro tento typ zlomeniny je typický intaktní mediální kondyl a laterální kominutivní zóna. Endoprotéza je dobře fixována k mediálnímu kondylu femuru, který se stává cílovým místem pro osteosyntézu. Autor použil k osteosyntéze 95° kondylární dlahu v 16 případech. Jako typ II B označuje zlomeniny s mediální kominucí. Tato zlomenina se vyskytuje v autorově souboru v 5 případech. Linie lomu začíná nahoře od laterální části předního štítu femorální komponenty a probíhá směrem dolů mediálně. Pro tuto zlomeninu je typický intaktní laterální kondyl femuru a mediálně kominutivní zóna. Endoprotéza je dobře fixována minimálně k jednomu (laterálnímu) kondylu, který se stává cílovým místem osteosyntézy. Tento typ byl zatížen 60% selháním osteosyntézy. Do typu II C byly zařazeny periprotetické zlomeniny s linií nad femorální komponentu (stejně jako Su typ I). Jednalo se u druhý nejčastější typ v autorově souboru s četností výskytu 17 případů (32 %). Charakteristickým znakem této zlomeniny je, že lomná linie probíhá nad femorální komponentou, ke které nezasahuje. Lomná linie je šikmá nebo spirální. V 6 případech byly tyto zlomeniny řešeny nitrodřeňovým hřebem a v 11 případech dlahovou osteosyntézou. Do typu II D byly zařazeny zlomeniny s rozsáhlou kominucí zasahující mediální i laterální kondyl femuru. Charakteristické pro tento typ zlomeniny je rozlomení obou kondylů nejčastěji v osteoporotickém terénu. Proximální diafyzární fragment je zaražen mezi oba kondyly. V kontaktu s endoprotézou zůstává jen velmi omezené množství kostní hmoty a neposkytuje oporu pro případnou fixaci osteosyntetického materiálu. Tento typ zlomeniny se vyskytl v autorově souboru třikrát (5,7 %).

Do typu III byly zařazeny periprotetické zlomeniny vzniklé při uvolnění femorální komponenty totální náhrady kolenního kloubu. Tyto zlomeniny charakterizuje rozsáhlý kostní defekt v oblasti femorální komponenty způsobený granulomem při aseptickém uvolnění komponenty. V kontaktu s femorální komponentou zůstávají jen rezidua kostní hmoty. V autorově souboru se vyskytlo 5 typů těchto zlomenin [80].

Tabulka 9 – Klasifikace periprotetických zlomenin dle Tomáše (2010)

Typ	Charakteristika	Počet	%
I	Nedislokované zlomeniny	3	5,7 %
II	Dislokované zlomeniny		
II A	Zlomeniny s laterální kominucí	20	37,7 %
II B	Zlomeniny s mediální kominucí	5	9,4 %
II C	Zlomeniny nad TEP	17	32 %
II D	Kompletně kominutivní zlomeniny	3	5,7 %
III	Zlomeniny při uvolněné TEP	5	9,4 %

4 Materiál a metodika – klinická část

4.1 Diagnostický algoritmus

U pacientů s tímto typem poranění obvykle zjistíme v anamnéze pád během chůze. Obvykle se klinicky projevuje bolestí a nemožností zatížit končetinu. Protože tyto zlomeniny jsou typicky nízkonoenergetickým poraněním, otok měkkých tkání nebývá obvyklý. Není-li přítomna výrazná dislokace, nebývá patrna ani deformita kolena při fyzikálním vyšetření.

Důkladné vyhodnocení zahrnuje pečlivé fyzikální vyšetření, pečlivou anamnézu a RTG vyšetření. Na poraněné dolní končetině by měl být zhodnocen stav měkkých tkání a neurovaskulární vyšetření. Musí být také zaznamenáno umístění jizev po předchozích operacích [38, 75].

RTG vyšetření zlomeniny distálního femuru nad TEP kolena zahrnuje standardní předozadní projekci kolena a bočnou projekci kolena, taktéž dlouhý snímek postižené končetiny. Šikmé projekce a tomografie jsou také často užitečné. K diagnostickému vyhodnocení je důležitá přesná bočná projekce, která ukáže dislokaci zlomeniny a množství kosti při femorální komponentě, které můžeme použít k případné osteosyntéze. Dále nám ukáže umístění čepů femorální komponenty u CR komponenty a centrální části femorální komponenty se zadní stabilizací (PS). Nedislokované zlomeniny či minimálně dislokované zlomeniny mohou být skryty za štítem femorální komponenty. Je důležité odhalit nedislokované zlomeniny, protože k dislokaci může dojít později [75]. Tabulka 10 zobrazuje charakteristiky femuru a endoprotézy, které hodnotíme při popisu RTG snímku.

Tabulka 10 – Charakteristika zlomeniny na rtg vyšetření

Dislokace zlomeniny a charakter zlomeniny
Osově uspořádání končetiny
Kvalita kosti (osteoporóza)
Umístění zlomeniny ve vztahu k endoprotéze
Stabilita endoprotézy (uvolnění)

Důležité je posouzení RTG snímků z období před vznikem zlomeniny, jsou-li dostupné. Můžeme posoudit původní osu končetiny, fixaci implantátu a přítomnost oblastí osteolýzy či polyethylenového otěru. Typ implantované endoprotézy ovlivní volbu použitého implantátu k osteosyntéze, když bude nutná operační léčba [14, 58, 59].

Prvním krokem v diagnostickém algoritmu periprotetické zlomeniny je stanovit, jestli je endoprotéza uvolněna (tabulka 11). I kdyby bylo postavení zlomeniny pro hojení

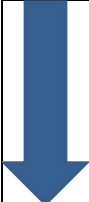
správné v případě uvolněné endoprotézy, léčení bez revizní operace povede ke špatnému výsledku. Špatné postavení endoprotézy, osteolýza a otěr polyethylenu jsou důležité faktory, které nám napomohou k volbě dalšího postupu [75].

Typické známky uvolnění femorální komponenty jsou uvolnění jejího štítu či separace cementu. U nejednoznačného nálezu může být doplněno CT vyšetření, které nám pomůže nalézt známky uvolnění, zejména kolem femorální komponenty (tzv. CT O-MAR = Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants) [44].

Jako druhý krok v léčbě je stanovení dislokace zlomeniny a rozhodnutí, kdy je nutné provést repozici. Každá změna osového postavení končetiny díky zlomenině může vést ke změně zatížení protézy, což povede k většímu otěru a akcelerovanému uvolnění endoprotézy.

Třetím krokem je stanovením vhodného léčení pro dislokované zlomeniny [75].

Tabulka 11 – Diagnostický algoritmus pro PZDF při TEP kolena dle Stevanoviće

	1. krok	zjistit, zda není endoprotéza uvolněná
	2. krok	zjistit dislokaci zlomeniny a jestli není nutné provést repozici
	3. krok	stanovit vhodné léčení pro dislokované zlomeniny

V současné době je na všech pracovištích nahrazována klasická skiografie na rentgenové filmy digitální technikou, která má až několikanásobně nižší radiační zátěž. Po primoinplantaci TEP kolenního kloubu se zhotovuje rentgenový snímek celé dolní končetiny vestoje v neutrální rotaci. Snímek je po expozici automaticky digitalizován a pomocí speciálního softwaru provedena fúze všech zhotovených obrázků se znázorněním celé dolní končetiny. Zároveň zůstává možnost ponechání jednotlivých snímků kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. V počítačovém programu na prohlížení RTG snímků můžeme změřit mechanickou osu končetiny po 3 měsících po operaci [38]. Po operační léčbě PZDF je vhodné provést také dlouhý snímek celé končetiny vestoje ke změření mechanické osy dolní končetiny. Na krátkém snímku totiž nemusí být patrna změny osy dolní končetiny.

Nejdůležitější podmínkou správného zhodnocení snímků je zavedení standardizace snímkování [38]. Část pacientů s PZDF byla primárně operovaná na jiných pracovištích. Když to pomůže k diagnostice případného uvolnění TEP před úrazem či ke stanovení operační metody, vyžádáme si RTG dokumentaci z pracoviště, kde byl pacient primárně operován. Je možné provést zaslání digitálních snímků ePACSem.

4.2 Operační přístupy používané k osteosyntéze PZDF

4.2.1 Laterální přístup k distálnímu konci stehenní kosti

Poloha pacienta při tomto přístupu je na zádech s lehce flektovanou končetinou v kolenní a kyčli. Dosáhneme k distálnímu konci stehenní kosti, je možné se dostat do kolenního kloubu a pod kontrolou zraku zreponovat nitrokloubní zlomeninu.

Kožní řez navazuje podélně na laterální přístup k diafýze stehenní kosti. Distálně je řez zahnutý k *tuberositas tibiae* v délce 15 až 18 cm. V případě periprotetických zlomenin zasahujících vysoko do diafýzy femuru se řez prodlužuje proximálním směrem v požadované délce. V hloubce protínáme *tractus iliotibialis* ve stejném řezu jako kůži a distálně řez prodloužíme před *tuberculum Gerdy* směrem k *tuberositas tibiae*. Po discizi *tractus iliotibialis* protneme při zadním okraji svalu fascii *m. vastus lateralis*, který raspatoriem oddělíme od intermuskulárního septa a elevatoriem odsuneme ventrálně. Preparujeme šetrně přes *septum intermusculare laterale*, během preparace podvazujeme *vasa perforantia II a III* a těsně nad zevním kondylem stehenní kosti i *a. et v. genus superior lateralis*. V distálním pólu rány se objeví femorální úpon zevního postranního vazů na laterální epikondyl femuru. Při zavádění tupého Hohmann-Müllerova elevatoria na dorzální stranu distálního konce stehenní kosti přísně subperiostálně při flexi kolenního kloubu je téměř vyloučena možnost poranění nervově cévního svazku. Při implantované TEP kolena k přesnému umístění dlahy v oblasti laterální epikondylu femuru kontrolujeme přední a dolní konec femorální komponenty (obrázek 67–71). Po provedení osteosyntézy na závěr provádíme suturu kloubního pouzdra kolenního kloubu a *tractus iliotibialis* [74].

Anatomické poznámky: v průběhu diafýzy stehenní kosti proráží *septum intermusculare laterale* několik větví perforujících tepen a žil v nepravidelných vzdálenostech, které musíme vypreparovat a bezpečně podvázat. V distálním pólu rány podvážeme konečnou část *a. genus superior lateralis*, navazující na *rete articulare genus*. Na laterálním epikondylu stehenní kosti je proximální úpon *lig. collaterale laterale genus*, který nesmíme při preparaci poranit [74].

4.2.2 Laterální přístup k diafýze stehenní kosti

Poloha pacienta je stejná jako při laterálním přístupu k distálnímu konci stehenní kosti. Tímto přístupem dosáhneme k diafýze stehenní kosti, používá se k ošetření zlomenin v této oblasti. Tento přístup se používá i v případě interprotetických zlomenin, kdy kromě TEP kolena je přítomna i TEP kyčelního kloubu.

Kožní řez se provádí laterálně na stehně, proximálně může pokračovat přes velký trochanter či původní jizvou po TEP kyčle. Jeho délka je 15 až 25 cm. Distálním směrem navazuje na laterální přístup k distálnímu konci stehenní kosti. V hloubce se protíná fascie ve směru vláken *tractus iliotibialis* ve stejném rozsahu jako kožní řez. Ke stehenní kosti

pronikáme po přední ploše *septum intermusculare laterale*, zásadně ne přes *m. vastus lateralis*. Tímto přístupem šetříme svalové skupiny. Svalovou fascii protínáme podélně při zadním okraji svalu. Pomocí raspatoria uvolníme sval od svalové fascie až k *linea aspera*. Před přední okraj stehenní kosti zavádíme Hohmannova-Müllerova elevatoria. *M. vastus lateralis* odklopíme dopředu a pozorně při preparaci podvazujeme *vasa perforantia*, která bezpečně a pečlivě před vstupem do intermuskulárního septa podvážeme pro riziko krvácení a vzniku hematomu. Při dodržení výše uvedených zásad je přístup bez rizika. Při uzavěru operační rány nešíjeme svalovou fascii, provádíme bezpečnou suturu *tractus iliotibialis* [74].

Anatomické poznámky: při preparaci musíme bezpečně podvázat *a. et v. perforantes*, jejichž výška výstupu je variabilní. Přístupem před intermuskulárním septem porušíme minimálně *m. vastus lateralis*. Přístup přes tento sval není doporučován, stejně tak přes *m. rectus femoris* a *m. vastus intermedius* [74].

4.2.3 Přístup k retrográdnímu hřebování

Poloha pacienta při tomto přístupu je v poloze na zádech na radiolucentním stole a C rameno je umístěno na protilehlé straně. Koleno je vypořádáno polštářem, abychom dosáhli 30st. flexe v kolenním kloubu.

Při přístupu k retrográdnímu hřebování musíme dávat pozor na několik anatomických struktur. Je velmi důležité vyvarovat se poškození zadního zkríženého vazy. Anatomickým orientačním bodem je Blumensaatova linie, která koresponduje se stropem interkondylické fosy.

Kožní incizi provádíme podélně ve střední čáře od apexu česky středem ligamentum patellae směrem k *tuberositas tibiae*. Parapatelární měkké tkáně uvolníme mediálně podélně pomocí nůžek a jemně retrahujeme laterálně *lig. patellae* k umožnění zavedení vodícího drátu. Přístup může být alternativně proveden i přes šlachy *lig. patellae*. Pro jizevnaté změny po implantaci TEP kolena je snadnější přístup mediálně od *lig. patellae*.

Vodící drát zavádíme do centra interkondylické fosy ventrálně od Blumensaatovy linie a dále do distální metafýzy femuru. Pod SKIA kontrolou v obou projekcích ověříme, že máme vodící drát v obou projekcích zaveden ve středu dřevné dutiny. Jsme limitováni femorální komponentou a jejím interkondylickým prostorem, někdy je nutné zvolit vstupní bod více dorzálněji, protože původní vstup do dřevné dutiny je zakryt částečně či úplně femorální komponentou [74].

4.3 Pooperační péče

Osteosyntéza periprotetické zlomeniny klade velké nároky na zkušenosti operátora v oblasti osteosyntézy, znalosti různých druhů implantátů i v oblasti implantace aloplastiky kolenního kloubu. Průměrný čas osteosyntézy periprotetické zlomeniny bývá kolem 120 minut (rozsah 75-180 minut).

Pacient je pooperačně umístěn na monitorovaném lůžku na JIP, operovaná končetina je vypodložena a ledována. Je sledována periferie operované končetiny – hybnost, citlivost a prokrvení prstů, SpO₂ na prstech operované končetiny. Jsou podávána profylakticky antibiotika a po dobu 5 týdnů od operace provádíme prevenci TEN nízkomolekulárním heparinem. Operační rána je drénována Redonovým drénem po dobu 48 hodin. První převaz provádíme druhý pooperační den.

Operovaná končetina může být po operaci ponechána bez fixace v případě stabilní osteosyntézy a spolupracujícího pacienta. Ve většině případů se jedná o starší pacienty (věk 75–80 let) s osteoporózou a neschopností pooperačně plně odlehčovat operovanou končetinu. V těchto případech volíme pooperační fixaci v rigidní ortéze s časnou mobilizací na motorové dlaze. Ortéza se ponechává na několik týdnů na chůzi. U těchto pacientů je i pooperačně zvýšené riziko pádů, proto pečlivě dbáme i na prevenci pádů a nácvik chůze se provádí vždy ve spolupráci s fyzioterapeutem.

Bylo prokázáno, že včasná mobilizace u starších pacientů s periprotetickou zlomeninou distálního femuru snižuje úmrtnost, nemocnost a zrychluje rekonvalescenci.

Omezení zátěže operované končetiny po operaci komplikuje rekonvalescenci prodloužením závislosti na pomůckách pro chůzi a potřebou pacienta zůstat v zařízení následné péče. Umožněním okamžité plné zátěže u periprotetických zlomenin distálního femuru by usnadnilo rekonvalescenci s udržení nízkého výskytu komplikací dle některých autorů. Historicky byla plná zátěž zakázána pooperačně pro vysoké riziko selhání fixace až v 26 % u pacientů s otevřenou repozicí [70].

Stehy odstraňujeme 14. pooperační den, RTG kontroly provádíme v pravidelných intervalech (6T, 3M, 6M, 1R) vždy ve 2 projekcích. Dle klinického stavu a RTG nálezu při 6T kontrole dovolujeme částečnou zátěž operované končetiny. Je-li hojení periprotetické zlomeniny dostatečné při kontrolním RTG vyšetření povolujeme plnou zátěž s odstupem 3 měsíců od osteosyntézy. Je vhodné po 3 měsících provést dlouhý RTG snímek celé dolní končetiny vestoje ke změření mechanické osy dolní končetiny. Jen na dlouhém snímku můžeme posoudit odchylku osy dolní končetiny, dislokaci femorální komponenty do varózního či valgózního postavení. Dále hodnotíme postavení femorální komponenty v bočné projekci.

4.4 Implantáty používané k osteosyntéze periprotetických zlomenin

4.4.1 Konvenční dlahy

Konvenční dlahy byly prvními dlahami, které se používaly k osteosyntézám periprotetických zlomenin distálního femuru. Patří sem 95° kondylární dlahy a DCS dlahy. Kregor uvádí až 30 % komplikací při užití konvenčních metod osteosyntézy [40].

4.4.1.1 95° kondylární dlahy (Depuy Synthes, Oberdorf, Switzerland)

Při osteosyntéze periprotetické zlomeniny distálního femuru kondylární dlahou se používá laterální přístup k distálnímu femuru. Před zavedením dlahy se reponuje zlomenina pod SKIA kontrolou v obou projekcích. Na AP projekci kontrolujeme postavení femorální komponenty ve frontální rovině (varózní vs. valgózní postavení), v bočné projekci kontrolujeme postavení distálního femuru. Extenční dislokaci distálního femuru korigujeme vypořádáním distálního femuru válcem. Místo zavedení čepele kondylární dlahy je přibližně 3–5 mm proximálně od čepů femorální komponenty, v bočné projekci je na přechodu přední a střední 1/3 femuru. Zavádíme Kirschnerův drát paralelně s kloubní linií TEP. Zaváděcím dlátem připravíme otvor pro čepel dlahy. Čepel zavádíme před čepy femorální komponenty v bočné projekci. Čepel dlahy by měla být paralelně s distální částí femorální komponenty [80]. Po zavedení čepele dlahy do distálního fragmentu ji můžeme využít k repozici distálního fragmentu. Horní konec dlahy pomocí reпозиčních kleští zafixujeme k diafýze femuru. Do distálních otvorů ve dlaze je možné umístit šikmo zavedené spongiozní šrouby směřující do intaktního mediálního kondylu femuru. Dlahy je přifixována k proximálnímu femuru minimálně 4 bikortikálně zavedenými kortikálními šrouby průměru 4,5 mm. Na našem pracovišti v posledních 20 letech nebyla osteosyntéza PZDF kondylární dlahou použita [44].

4.4.1.2 DCS dlahy (Dynamic Condylar Screw, Depuy Synthes, Oberdorf, Switzerland)

Vstupní bod je cca 2 cm proximálně od distálního konce femorální komponenty a v bočné projekci na přechodu přední a střední 1/3 femuru. Důležitá je správná hloubka zavedení vodícího Ki drátu. Špička drátu by se měla pouze dotknout mediální kortikalis. Když na AP projekci drát mírně perforuje mediálně, je příliš dlouhý a DCS šroub by mohl být dlouhý a mediálně způsobovat bolest. Vnitřní rotací distálního femuru (30°) se přesvědčíme o správné délce Ki drátu. Vyvrtáme otvor a závit pro kompresní šroub, zasuneme dlahu. Dotloukačem zarazíme dlahu ke kosti, připevníme dlahu ke kosti reposisičními kleštěmi, zavedeme a utáhneme kompresní šroub. Do nejvíce distálního otvoru v dlaze zavedeme spongiozní šroub k prevenci rotace distálního fragmentu okolo DCS

šroubu. Proximálně přifixujeme dlahu nejméně 4 bikortikálně zavedenými kortikálními šrouby [80].

Kondylární dlahy poskytují bezpečnější kotvení ve spongiózní kosti distálního femuru než DCS, který vyžaduje více kvalitní spongiózní kosti pro bezpečnou pozici šroubu. Vzhledem k přítomnosti endoprotézy je korektní umístění šroubu implantátu velmi nesnadné [80]. DCS a kondylární dlahy vyžadují při implantaci vyjmutí poměrně velkého množství kosti.

V poslední době zamykací dlahy kompletně nahradily kondylární dlahy (ABP) a DCS dlahy. To je díky lepším výsledkům v osteoporotické kosti s tříštivou zónou, s menším poškozením měkkých tkání při miniinvazivním zavádění a možností polyaxiálního zavádění šroubů se specifickou fixací fragmentů [23, 39, 40].

4.4.2 Úhlově stabilní zamykací dlahy (LISS, NCB, LAP)

4.4.2.1 LISS dlahy (Less invasive stabilization system, Depuy Synthes, Oberdorf, Switzerland)

LISS dlahy jsou indikovány pro zlomeniny distální diafýzy femuru, suprakondylické zlomeniny femuru, nitrokloubní zlomeniny a periprotetické zlomeniny femuru. Ohýbání dlahy není doporučováno, protože to může oslabit dlahu, poškodit otvory se závitem a narušit cílení pomocí cílicího ramena. V distální rozšířené části dlahy máme k dispozici 7 otvorů pro šrouby značené písmeny A-G.

Dlahy LISS může být zaváděna miniinvazivně, řez se provádí směrem od *tuberculum Gerdy* proximálním směrem – přibližně 8 cm. Protne se v rozsahu kožního řezu ve směru vláken *tractus iliotalis*. Raspatoriem děláme tunel mezi *m. vastus lateralis* a periostem. Na dlahu připevníme cílič. Dlahy musí být správně umístěna naplocho na zevní kondyl femuru. Zevní kondyl femuru je skloněn mediálně o 10°. Pak je dlahy v dobrém kontaktu s kostí, na AP projekci dlahy vypadá jako v mírné vnitřní rotaci. Správnou polohu dlahy ověřujeme pod SKIA kontrolou. Provedeme repozici zlomeniny, dlahy provizorně fixujeme 1 Kirschnerovým drátem v cílicí v otvoru A a proximálně přes cílič v nejbližším proximálním otvoru. U příliš distálních periprotetických zlomenin musíme hodně ohnout koleno do flexe (cca 60 st.), abychom snížili tah *m. gastrocnemius*. Zkontrolujeme horní část LISS dlahy v B projekci – snažíme se umístit dlahy na střed diafýzy, aby nebyla příliš ventrálně či dorzálně. LISS dlahy poskytují úhlovou stabilitu, prevenci před uvolněním šroubů, nabízí možnost fixace v osteoporotické kosti a u tříštivých zlomenin. V horní části dlahy máme kombinované otvory k použití standardních kortikálních šroubů či zamykacích šroubů. LISS dlahy musí být distálně umístěna velmi přesně, protože není možné měnit směr šroubů [33, 36, 37, 39, 40, 79].

4.4.2.2 NCB (Non-Contact Bridging Plate, Zimmer, Warsaw, IN, USA)

NCB (Non-Contact Bridging) dlahy od firmy Zimmer má několik variant – pro diafýzu stehenní kosti, pro distální femur, dále periprotetická varianta pro proximální a distální femur. Všechny tyto varianty lze použít k osteosyntéze periprotetických zlomenin distálního femuru, interprotetických zlomenin či periprotetických zlomenin v oblasti kyčelního kloubu.

Periprotetické dlahy mají ve střední části tři diagonálně umístěné otvory, které umožňují více možností k zavedení šroubů. Výhodou to má při zavádění šroubů kolem dřívku protézy a tím umožní stabilní bikortikální fixaci. Do těchto otvorů je možné zavést šroub o průměru 5 mm a 2 druhy šroubů o průměru 4 mm, když máme méně kosti okolo dřívku. Prostřední otvor lze použít i k fixaci 5mm monokortikálním šroubem, šroubovacího oka pro kabel, když nelze dosáhnout bikortikální fixace. Otvory při krajích se dají použít pro fixaci šroubů do cementového pláště kolem dřívku cementované TEP kyčle.

NCB dlahy umožňují polyaxiální zavádění šroubu v konu 30° s možností uzamčení šroubů pomocí zamykací čepičky. Uzamykatelná konstrukce umožňuje zlepšenou stabilitu speciálně v osteoporotické kosti. Před uzamčením se šroub chová jako tahový šroub a může být použit k repozici. Což je výhoda, kterou neumožňuje standardní zamykací systém.

Na konci dlahy jsou otvory pro šrouby umístěny divergentně, což zvyšuje rezistenci dlahy k vytržení (pull-out), dále to snižuje riziko zlomeniny při umístění otvorů pro šrouby v přímé řadě.

Nejdistálnější centrální otvor na periprotetické dlaze pro distální femur je pod úhlem 95° a umožňuje zavedení šroubů paralelně s linií kloubu. To pomůže reponovat zlomeninu a usnadní to uspořádání anatomické osy femuru. Distálně máme 3 otvory pro Ki dráty, které jsou paralelně s nejdistálnějším centrálním otvorem k usnadnění osového uspořádání, proximálně máme 1 otvor pro Ki drát k provizorní fixaci dlahy ke kosti. Dlahy jsou tvarovány anatomicky, máme pravou a levou variantu.

Vyšší rigidita montáže zamykatelných dlah ovlivňuje tvorbu svalku v místě zlomeniny a může vést k prodlouženému hojení či ke vzniku pakloubu.

Zlepšením zamykatelných dlah je možnost použití polyaxiálně zaváděných šroubů (u NCB dlah). To významně usnadní primární umístění dlahy a přesné zavedení šroubů do pevné kostní tkáně v oblasti femorální komponenty TEP. V případě LISS dlahy nemáme možnost měnit směr šroubů, směr šroubů je určován cíličem (otvorem v dlaze). Proto primární poloha dlahy musí být velmi přesná a následně již nemůžeme měnit směr nejdistálnějších šroubů.

Zamykatelné dlahy mají mnoho výhod ve srovnání s konvenčními dlahami, ale i tato technika je zatížena v různém procentu selháním. Při použití monokortikální fixace šroubů je riziko vytržení dlahy z osteoporotické kosti, proto v případě osteoporotické kosti je doporučováno použití bikortikální fixace šroubů či pojištění osteosyntézy cerkláží

či kabely. Další komplikací může být přílišná rigidita konstrukce, která může způsobit zlomení šroubů či dlahy nebo vést ke vzniku pakloubu.

Zamykatelné dlahy můžeme použít jako přemostující dlahy přes tříštivou zónu periprotetické zlomeniny. Nejdříve reponujeme zlomeninu a kontrolujeme správné osové postavení, poté přikládáme dlahu ke kosti.

U LISS dlahy a NCB dlahy je možnost umístit více šroubů co nejbližší do okolí femorální komponenty, což je výhodou u nízké periprotetické zlomeniny nebo při přítomné osteoporóze. Minimálně se snažíme zavést aspoň 4 šrouby. Nasazení cíliče na dlahu umožní miniinvazivní zavedení šroubů proximálně. Je vhodné používat dlahu s delší pracovní délkou dlahy. Zamykací šrouby se do těchto dlah doporučuje zavádět ob jeden otvor dlahy, což zlepšuje distribuci a absorpci stresových sil [80].

4.4.2.3 LAP dlahy (DePuy Synthes, Solothurn, Switzerland)

Locking Attachment Plate jsou dlahy od výrobce Synthes, jsou součástí LCP systému dlah (pro distální femur LCP DF 4.5/5.0, VA-LCP 4.5/5.0 Condylar Plate, LCP Proximal Femoral Plate 4.5/5.0, LCP Proximal Femoral Hook Plate 4.5/5.0).

Hlavní indikací LAP dlah je léčení periprotetických zlomenin. Další indikací je prevence vytržení šroubů laterálně (pull-out) v osteoporotické kosti a zlomeniny kolem nitřodřeňového implantátu. Jsou alternativou ke kabelům a mohou být použity a různých LCP dlah 4.5/5.0.

Výběžky na každé straně dlahy nabízejí možnost vyhnout se protéze 3,5mm zamykacím šroubem či 3,5mm kortikálním šroubem. Schopnost uzamčení je důležitá pro úhlovou stabilitu v osteoporotické kosti, u periprotetických zlomenin nebo u víceúlomkových zlomenin, kde je omezená možnost umístění šroubů. Tyto šrouby nemusí spoléhat na kompresi dlahy ke kosti, aby odolávaly zátěži tíhou pacienta, ale fungují podobně jako několik malých úhlových dlah.

Vlastnosti a výhody

- jsou anatomicky tvarované, aby správně doléhaly na femur
- zkřížená ramena na každé straně dlahy pro 3,5mm zamykací šrouby, které nabízejí možnost vyhnout se dřívku protézy
- vytváří úhlově stabilní konstrukci a zlepšují fixaci při užití 3,5mm zamykacích šroubů
- ramena se můžou ohnout či zkrátit, aby dobře seděla na diafýze femuru
- mají na sobě otvor pro spojovací šroub k připojení LAP dlahy k LCP dlaze
- mají dobrou mechanickou stabilitu

- v instrumentariu je speciální cílič, do kterého se připevňují vrtací pouzdra
- LAP jsou ve 2 variantách - 4 a 8 otvorové

4.4.3 Duální technika dlah

Periprotetické zlomeniny distálního femuru, které zasahují příliš distálně ke štítu femorální komponenty jsou velkou výzvou. Je velice obtížné dosáhnout dostatečné fixace kvůli přítomné femorální komponentě a špatné kvalitě kosti. V recentní literatuře je popisována metodika dvojité dlahy [5, 9, 34, 54, 63]. Tato technika je indikována u velmi nízkých periprotetických zlomenin, kde osteosyntéza samostatnou laterální dlahou nezajistí dostatečnou stabilitu zlomeniny. Mediální umístění dlahy není příliš používáno pro riziko poranění cévního svazku v adduktorovém kanálu (*a. + v. femoralis, n. saphenus*). Většinou je doporučován k umístění mediální dlahy přístup přes jizvu po předchozí operaci TEP a mediální parapatelární přístup [9, 34]. Tímto přístupem nedochází k oslabení síly *m. quadriceps femoris*. Tato technika má snížený výskyt komplikací, nedochází k varóznímu kolapsu a selhání implantátu. Tato metoda osteosyntézy umožňuje časnou mobilizaci, rehabilitaci a časnou plnou zátěž [9].

4.4.4 Retrográdní femorální hřeb – DFN, RAFN (Depuy Synthes, Oberdorf, Switzerland)

Nitrodřeňový hřeb přenáší přes svou délku zatížení, stabilizuje zlomeninu a stimuluje sekundární kostní hojení svalkem. Dosažený stupeň stability může být ještě zvýšen statickým jištěním. Pro PZDF retrográdní hřeb poskytuje obecně lepší fixaci než anterográdní hřeb. Při zavádění hřebu se používá předchozí incize ve střední čáře. Pacient může po operaci ihned cvičit hybnost v kolenu a zatěžovat, což znatelně snižuje riziko artrofibrózy. Několik retrospektivních studií prezentovalo dobrý funkční výsledky s nitrodřeňovým hřebem použitým k fixaci PZDF, nízký výskyt komplikací a téměř ve 100 % zhojení v průměru za 3–4 měsíce [84]. Tento rigidní implantát nabízí stabilní fixaci zlomeniny se zachováním měkkých tkání, rychlý návrat k plné zátěži končetiny a činí menší problémy se zhojením než ORIF. Osteosyntéza PZDF retrográdním femorálním hřebem je možná tehdy, když máme fragment distálního femuru při femorální komponentě dostatečně velký, aby poskytl dostatečnou oporu pro zajišťovací šrouby hřebu. Velice důležité je předoperační plánování s ověřením, zda je nitrodřeňový hřeb kompatibilní ve vztahu k interkondylickému prostoru a předozadní poloze interkondylického prostoru femorální komponenty. Thompson vypracoval referenční tabulku s nejčastěji používanými TEP kolena s rozměry interkondylického prostoru a jejich kompatibilitou s IM hřebem [82]. Aby bylo možno zavést nitrodřeňový hřeb, je nutná minimální interkondylární distance endoprotézy 11–12 mm a flexe v kolenním kloubu musí být při zavádění minimálně 60° [80]. Když je na femorální komponentě interkondylický prostor příliš dorzálně – musí být i vstupní otvor pro

hřeb dorzálněji a vede to k hyperextenzi femorální komponenty (recurvatum deformitě) a chybnému umístění femorální komponenty v bočné projekci [82].

Distálně musí být hřeb zajištěn minimálně 2 šrouby, je snaha mít distálně co nejvíce jisticích šroubů. Retrográdní hřeb s distálně zamykacími šrouby s kompresními podložkami zvyšuje distální fixaci.

4.4.5 Zevní fixatér

Použití zevního fixatéru při řešení PZDF je využíváno velice málo. Nozaka (2020) publikoval metodiku léčby PZDF pomocí cirkulárního ZF. Aplikace ZF je spojena s rizikem pin-tract infekce. Cirkulární ZF je minimálně invazivní technika, která může být rychle provedena bez velkých komplikací. Je bezpečná a spolehlivá metoda k léčbě PZDF u starších pacientů [52]. Repozice zlomeniny byla zavřená. Všem pacientům byla povolena plná zátěž po operaci, vždy byl použit ZF přemostňující koleno. Výhodou systému je, že může umožnit časný pohyb v kolenním kloubu. Po 2 týdnech je sejmuto kruh na tibií a zahájeno rozvíčování kolenního kloubu [52].

4.4.6 Cerkláže

Technika cerkláže drátem je jednoduchá metoda, která se začala používat s nástupem operačního léčení zlomenin. Mnoho studií uvádí užití různých cerklážních technik s velkou škálou použití. Narůstající počet periprotetických zlomenin vedl k oživení zájmu o tuto jednoduchou techniku. Cerkláž se může použít samostatně nebo společně s různými implantáty (dlahy, hřeby, dřívky endoprotézy nebo jejich kombinací).

Cerkláž se může použít dvěma způsoby: jako dočasná pomůcka pro repozici během operace, či pro dlouhodobé použití jako implantát. Při použití cerkláže k fixaci zlomenin dlouhých kostí samostatně je stabilita fixace příliš slabá ke splnění požadavků následné péče. Cerkláž vyžaduje nějaký způsob augmentace. Doplňovala se použitím sádrové fixace. Další použití cerkláže je během peroperačních zlomenin femuru hlavně při implantaci press-fit dřívků femuru, když dojde k fisuře v oblasti calcaru femuru. Používá se cerkláž či kabel ke stabilizaci peroperačních zlomenin v této oblasti. Někdy se provádí profylaktická cerkláž v této oblasti před zaváděním revizních dřívků [4, 53].

Zlomeniny v těsné blízkosti endoprotézy kyčle jsou obtížně řešitelným problémem, speciálně B1 zlomeniny Vancouverské klasifikace. Operační léčba nestabilních periprotetických zlomenin je všeobecně preferována, protože konzervativní léčba má neuspokojivé výsledky. Technika otevřené cerkláže je dobře známá procedura v léčbě těchto zlomenin, ale samostatná cerkláž je spojena s vysokým výskytem selhání s ohledem na to, že fixace musí být rigidní. Cerkláž funguje dobře jako repositionní pomůcka k přiblížení úlomků a zlepšuje iniciální fixaci. Doplnění fixace o zamykací dlahu poskytuje adekvátní

stabilitu osteosyntézy. Z tohoto důvodu je dnes kombinace dlahy a cerkláže preferovanou strategií léčby [4].

Vývoj perkutánní cerkláže drátem a MIPO (minimálně invazivní dlahová osteosyntéza) umožnily snížit komplikace spojené s rozsáhlými přístupy. Cerklážní kabely poskytují mnohem větší napětí a rezistenci než dvojitá cerkláž k repozici fragmentů a mohou být integrovány do dlahy. Dají se použít pro dlouze šikmé zlomeniny, spirální zlomeniny a některé zlomeniny s klínovitým meziúlomkem a naopak by se neměly použít v případech příčných či krátce šikmých zlomenin a mnohoúlomkových tříštivých zlomenin [4].

Kovová cerklážní smyčka se může skládat z pevného drátu či z vícežilového kabelu v různých konfiguracích. Dvojitá cerkláž poskytuje lepší stabilitu fixace než jednoduchá cerkláž [4, 53]. Důležité je také správné utažení vázacího drátu. Optimální počet kroucení konců drátů je mezi 4–8×.

Recentní studie ukázaly, že cerkláže poškozují cévní zásobení kosti méně, než bylo očekáváno. Doložily i dobré klinické výsledky. Jako všechny miniinvazivní techniky musí být ale provedeny pečlivě, aby se předešlo závažným komplikacím (např. cévním poraněním – *a. femoralis*, *a. profunda femoris*), které byly popsány v odborné literatuře [2]. Této potencionálně velmi nebezpečné komplikaci by se mělo vyvarovat při zavádění špičky vodiče drátu (wire passer) okolo stehenní kosti. Měla by být stále v kontaktu s periostem [4, 53].

Cerkláž kličkou je hlavně užitečná, když se chirurg musí vyrovnat s obtížným umístěním šroubů u periprotetických zlomenin. Blokování nitrodřeňové dutiny protézou činí obtížné zavedení šroubu bikortikálně. Cerkláž neinterferuje s fixací a nepřekáží v nitrodřeňové dutině.

4.5 Interprotetické zlomeniny

Zlomeniny mezi TEP kyčle a TEP kolena se nazývají interprotetické zlomeniny femuru (IFF). IFF se stávají častějšími díky narůstání průměrné délky života a narůstajícímu počtu pacientů, kteří podstoupí ipsilaterální TEP kyčle a TEP kolena. V roce 1995 Dave jako první publikoval operační léčbu IFF. Výskyt IFF je v literatuře uváděn přibližně 1,25–8,8 % [57]. Léčení interprotetických zlomenin je velice náročné, protože je pro osteosyntézu omezené množství kostní tkáně, často špatná kvalita kosti a omezené cévní zásobení [15]. Operační léčení IFF se výrazně vylepšilo s vývojem kvalitnějších implantátů a lepším porozuměním složitosti těchto úrazů [64].

Nastávají častěji u revizních operací a u těžké osteoporózy. Jsou spojeny s vysokou letalitou (jednorocní letalita až 17,5 %) a vysokým počtem revizních operací (více než 50 %) [57]. V USA se ročně provede více než 700 000 TEP kolena a více než 300 000 TEP kyčle. Výskyt periprotetických zlomenin po TEP kyčle a kolena je uváděn mezi 2,5–5,5 %. Starší ženy (věk nad 75 let) převažují ve většině publikovaných souborů s IFF. Nejčastějším mechanismem IFF je nízkoenergetické poranění [64].

Vedle známých a diskutovaných obecných rizik periprotetických zlomenin, stejných i pro interprotetické zlomeniny (tabulka 12), je důležité zdůraznit biomechanický aspekt těchto vzácných případů. Bylo prokázáno, že se mění tuhost femuru při implantaci femorálního dřívku TEP kyčle a při pádu na tuto končetinu se riziko zlomeniny zvyšuje o 32 %. Stejně tak implantace retrográdního hřebu na stejné straně zvyšuje riziko zlomeniny, dokonce stačí o 20 % méně energie potřebné ke zlomenině normálního femuru [42]. Další faktory, které zvyšují riziko zlomeniny, jsou vyšší věk, ženské pohlaví, osteoporóza, osteopenie, revmatoidní artritida a revizní artroplastika.

Tabulka 12 – Obecné rizikové faktory periprotetických zlomenin při TEP kyčle a kolena (Salarino, 2014)

Obecné rizikové faktory periprotetických zlomenin při TEP kyčle a kolena	
Specifické rizikové faktory pro pacienta	Osteoporóza Osteomalácie Chronická léčba kortikoidy Revmatická onemocnění Morbus Paget Osteogenesis imperfecta
Specifické rizikové faktory od implantátu	Design implantátu (geometrie dřívku) Uvolnění implantátu Infekce
Rizikové faktory závislé na operační technice	Necementovaná TEP (press-fit fixace) Osteolýza Osově špatné umístění dřívku Vynětí implantátu a zbytků cementu Notching přední kortikalis femuru Fixace pinů při navigaci TEP Zkušenosti operátora

Předpokládá se, že kratší interprotetická vzdálenost mezi femorální komponentou TEP kyčle a dřívkem TEP kolena může způsobovat zvýšené napětí v kosti (stress riser) a být predispozicí ke vzniku interprotetické zlomeniny [85]. Někteří autoři předpokládají, že vzdálenost menší než 6 cm či než dvě šíře diafýzy je kritická.

Lehmann prokázal, že pacient s TEP kyčle po implantaci retrográdního femorálního hřebu má zvýšené napětí v prostoru mezi koncem hřebu a dolním koncem dřívku femorální komponenty [42].

K hodnocení interprotetických zlomenin je důležité mít klasifikaci těchto zlomenin. Duncan a Masri v roce 1995 vytvořili Vancouverskou klasifikaci. Má jednoduchý klasifikační přístup. Popisuje nejen úroveň zlomeniny, stabilitu implantátu, kvalitu kosti, ale také možnost naplánování operační strategie [62, 73]. Skládá se ze tří typů zlomenin:

Typ A: zlomeniny postihují trochanterický masiv – Ag (velký trochanter), Al (malý trochanter), jsou obecně stabilní

Typ B: zlomeniny jsou lokalizovány kolem dřívku femorální komponenty či těsně pod ním, je dělen na 3 typy

B1 femorální dřík není uvolněný a bez ztráty kostní tkáně

B2 femorální dřík je uvolněný a bez ztráty kostní tkáně

B3 femorální dřík je uvolněný a se ztrátou kostní tkáně

Typ C: Zlomeniny vznikají distálně od dřívku, v některých případech jsou tak distálně, že mohou být považovány a léčeny jako typické diafyzární zlomeniny femuru

Tato klasifikace byla implementována a modifikována Finkem v roce 2005 a zahrnuje možné interprotetické zlomeniny [57, 73].

Typ IA: zlomenina mezi primární endoprotézou kyčle a primární endoprotézou kolena

podtyp IA1 – obě TEP jsou bez známek uvolnění (implantáty stabilní) – řešení osteosyntézou

podtyp IA2 – obě TEP jsou uvolněné (implantáty uvolněné) – řešení revizí protézy a výměnou za revizní TEP

Typ IB: zlomenina mezi revizní endoprotézou kyčle a revizní endoprotézou kolena s dřívky

podtyp IB1 – obě TEP jsou bez známek uvolnění

podtyp IB2 – obě TEP jsou uvolněné

Platzer modifikoval Vancouverskou klasifikaci, rozlišuje interprotetické zlomeniny na tři typy, v závislosti na místě zlomeniny a její blízkosti k protéze – tabulka 13 [73].

Typ I – nezasahuje k endoprotéze

Typ II – zasahuje k jedné endoprotéze

Typ III – zasahuje k oběma endoprotézám

Navíc jsou zlomeniny rozděleny na 3 podtypy (A–C) v závislosti na stabilitě komponent obou TEP.

Podtyp A – obě endoprotézy bez uvolnění

Podtyp B – jedna endoprotéza je uvolněná, druhá bez uvolnění

Podtyp C – obě endoprotézy uvolněné

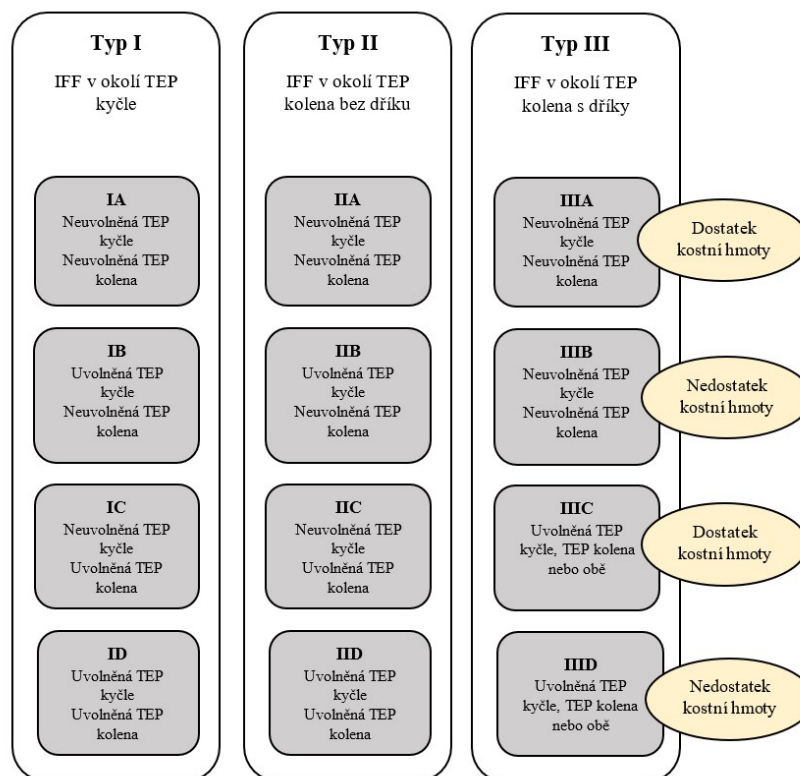
Tabulka 13 – Platzerova modifikace Vancouverské klasifikace interprotetických zlomenin femuru (Solarino, 2014)

Modifikovaná Vancouverská klasifikace interprotetických zlomenin femuru			
Klasifikace	Blízkost zlomeniny k endoprotéze		
	Typ I (nezasahuje k endoprotéze)	Typ II (zasahuje k jedné endoprotéze)	Typ III (zasahuje k oběma endoprotézám)
Podtyp A (obě endoprotézy bez uvolnění)	✓	✓	✓
Podtyp B (jedna endoprotéza bez uvolnění, druhá uvolněná)			
B1 (uvolněná TEP kyčle)	x	✓	✓
B2 (uvolněná TEP kolena)	x	✓	✓
Podtyp C (obě endoprotézy uvolněné)	x	x	✓

Soenen navrhl modifikaci Vancouverské klasifikace o francouzskou klasifikaci SoFCOT [72]. Poukazoval na to, že obě tyto klasifikace neberou v potaz diafýzu femuru mezi oběma protézami („Femoral pivot length“) nebo typ kolenní protézy (primární či revizní). Soenen rozšířil tuto klasifikaci o typ D, který představuje interprotetické zlomeniny mezi standardní či revizní TEP kyčle a revizní TEP kolena s dřívky [72, 73].

Pires (2014) vytvořil novou klasifikaci IFF, které dělí na 3 hlavní typy (obrázek 7). Typ I jsou zlomeniny kolem femorální komponenty, typ II jsou zlomeniny kolem TEP kolena bez dřívky a typ III tvoří zlomeniny u TEP kolena s dřívky. Typ I a II jsou děleny na skupinu A (stabilní TEP kyčle a kolena), na skupinu B (uvolněná femorální komponenta TEP kyčle a stabilní komponenta TEP kolena), na skupinu C (stabilní femorální komponenta TEP kyčle a uvolněná komponenta TEP kolena) a na skupinu D (uvolněná TEP kyčle a TEP kolena). U typu III se skupiny A až D liší od typu I a II. Typ IIIA reprezentují neuvolněná TEP kyčle a kolena s dostatečným množstvím kosti mezi protézami. Typ IIIB představují neuvolněná TEP kyčle a kolena s nevitálním fragmentem či nedostatkem kosti mezi konci endoprotéz. Typ IIIC představuje uvolněná TEP kyčle, TEP kolena či obě endoprotézy

s dostatečným množstvím kosti mezi protézami. Typ IIID reprezentuje uvolněná TEP kyčle, TEP kolena či obě s nevitální kostí či nedostatkem kosti mezi konci protéz [60].



Obrázek 7 – Piresova klasifikace interprotetických zlomenin femuru (2014)

Léčba IFF je stále diskutována, protože není jednomyslně stanoven algoritmus léčby. Léčení je komplikováno mnoha faktory: pokročilý věk pacientů, přítomnost proximální a distální komponenty endoprotézy u zlomeniny, špatná kvalita kosti a nedostatek kosti ke stabilní fixaci, možné nedostatečné endostální cévní zásobení díky rašplování dřevné dutiny při zavádění dříku femorální komponenty a přítomnost cementu v dřevné dutině femuru. Všechny tyto faktory přispívají k prodlouženému hojení, paklobům či infekčním komplikacím.

Cílem léčby je obnovit délku, osu a rotaci femuru, zahojit zlomeninu za současného zachování funkce přilehlé endoprotézy, zajistit dostatečnou stabilní fixaci k umožnění rychlé mobilizace a vyhnout se další operaci.

Řada autorů používá zamykací dlahy k překlenutí konce dříku endoprotézy kyčelního či horního konce femorální komponenty endoprotézy kolenního kloubu [15]. Ebraheim publikoval dobré výsledky při léčbě 15 interprotetických zlomenin pomocí zamykací dlahy, která musí být dostatečně dlouhá, ve 33 % byla osteosyntéza doplněna cerklážními kabely a spongioplastikou. Uvádí 20% letalitu během 6 měsíců pooperačně [15].

Zamykací dlahy jsou implantátem volby při osteosyntéze IFF. Tento implantát poskytuje stabilní fixaci i v osteoporotické kosti, pomáhá odolnosti proti varóznímu kolapsu, když je dlaha umístěna na tahové straně femuru a často je zaváděna podvlečeně k zachování cévního zásobení. Zamykací dlahy by měly překlenout dřík femorální komponenty alespoň v délce 2 průměrů diafýzy femuru. To poslouží k rozpětí sil podél kosti a sníží koncentraci napětí v místě přechodu implantát kost. V dlaze jsou otvory umístěny tak, že umožní zavedení šroubů kolem dříku femorální komponenty TEP kyčle či kolem dříku TEP kolena. V místech, kde není možné provést fixaci šrouby bikortikálně pro přítomnost dříku v dřevěné dutině, je možnost použití cerkláží kabelů nebo monokortikálně zavedených zamykacích šroubů k podpoření fixace [60].

Nejdůležitějšími předpoklady k úspěšné léčbě zlomeniny jsou umožnění kostního zhojení a udržení stability osteosyntézy. Z toho důvodu je pacientům povoleno po dobu prvních 6 týdnů po operaci chůze bez zátěže operované DK. Po 6 týdnech je provedena RTG kontrola k posouzení míry hojení. Pacientovi je umožněna částečná zátěž a postupně během dalších 2 až 4 měsíců povolena plná zátěž dle tolerance.

5 Výsledky – klinická část

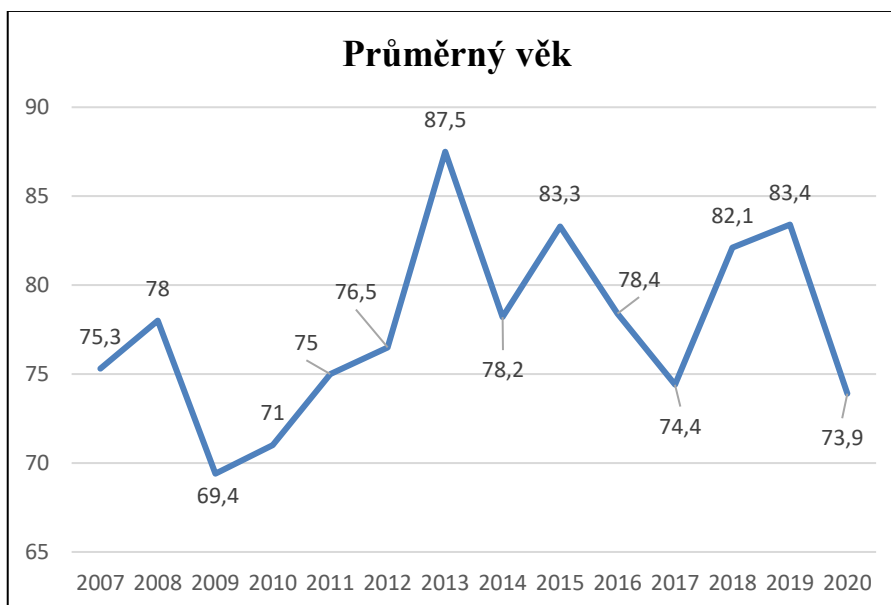
5.1 Charakteristika sledovaného souboru

V našem sledovaném souboru jsme zhodnotili soubor pacientů s periprotetickou zlomeninou distálního femuru, kteří byli léčeni na našem pracovišti v období 2007–2020. V tomto období bylo provedeno 4035 primoimplantací TEP kolena [44] – tabulka 14.

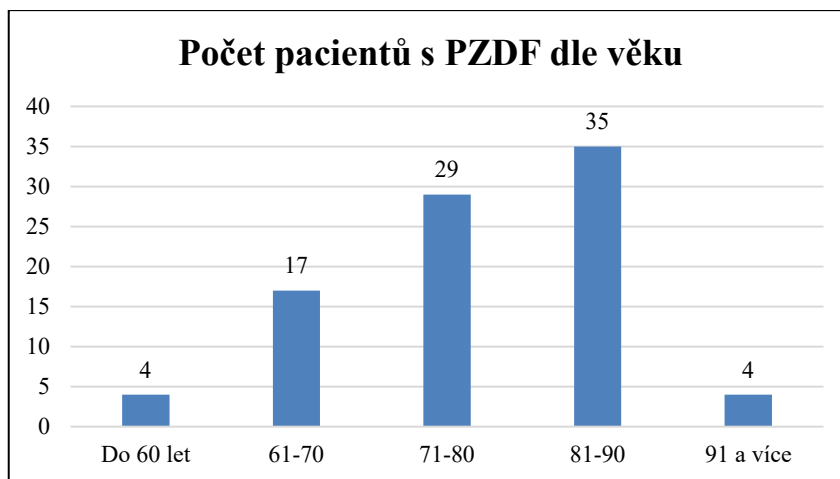
Tabulka 14 – Počet primoimplantací TEP kolena v jednotlivých letech

Rok	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	Σ
Počet	298	310	326	314	258	277	285	308	291	317	286	288	289	188	4035

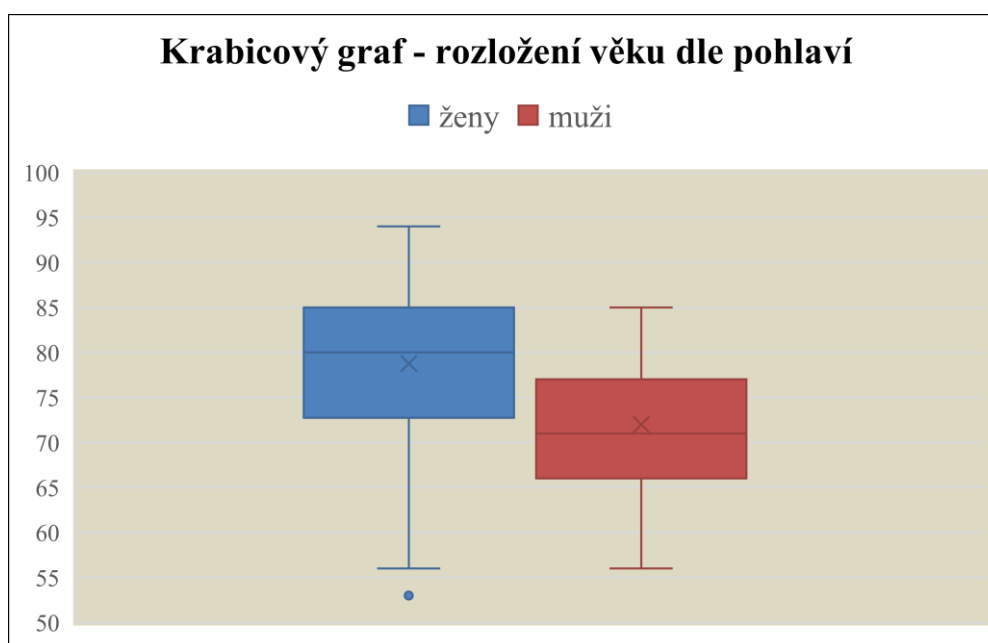
Celkový počet pacientů s periprotetickou zlomeninou byl 88. Průměrný věk pacientů s PZDF byl 77 let (56–94 let). Průměrný věk u mužů v době zlomeniny byl 71 let a u žen 78 let. Průměrný věk pacientů v jednotlivých letech zobrazuje obrázek 8. Největší výskyt PZDF byl ve věkové skupině 71–80 let a 81–90 let (obrázek 9). Obrázek 10 zobrazuje věkové rozložení žen a mužů v krabicovém grafu. Průměrná doba od implantace TEP k periprotetické zlomenině byla 8,2 roku (0–20 let).



Obrázek 8 – Průměrný věk pacientů s PZDF v jednotlivých letech



Obrázek 9 – Zastoupení pacientů s PZDF dle věkového rozložení



Obrázek 10 – Krabicový graf

Totální endoprotéza kolenního kloubu byla implantována primárně v 75 případech pro gonartrózu, v 7 případech pro revmatoidní artritidu a v 6 případech pro sekundární, poúrazovou gonartrózu. U 90 % případů byla na rtg vyšetření přítomna osteoporóza skeletu. U 75 pacientů bylo příčinou úrazu nízkoenergetické poranění (pád při chůzi, pád z lůžka). U 13 pacientů byl jiný mechanismus: 4× pád ze štaflí či schůdků, 2× patologická zlomenina, 3× dopravní nehoda, 2× cyklista (1× sražený motocyklem a 1× autem), 1× zavalení kládou a 1× chodec sražený tramvají. U jedné pacientky se jednalo o oboustrannou PZDF. V jednom případě dopravní nehody se jednalo o otevřenou zlomeninu.

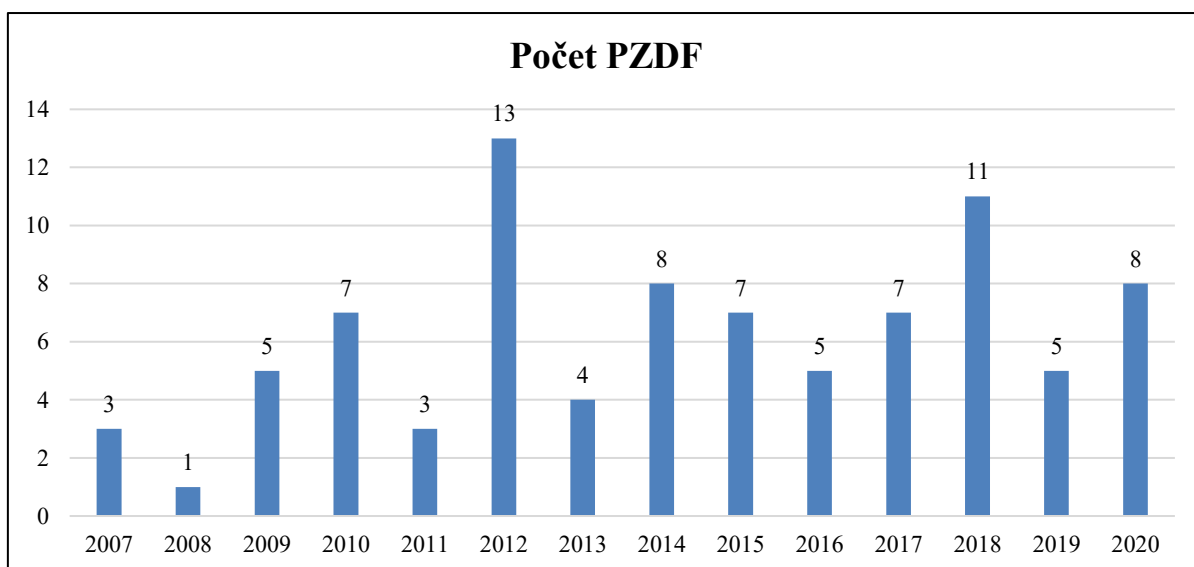
Počet primoimplantací TEP kolena v jednotlivých letech je zobrazen v tabulce 14, počty periprotetických zlomenin v jednotlivých letech ukazuje tabulka 15. Průměrný počet výskytu periprotetických zlomenin distálního femuru byl 6 případů na 1 rok. Počty PZDF v jednotlivých letech jsou zobrazeny na obrázku 11. Výskyt periprotetických zlomenin

distálního femuru v poměru k počtu primoimplantací v jednotlivém roce byl průměrně 2,2 %. Ženy byly zastoupeny v 84 %, muži v 16 % (tabulka 16).

Na úrazovém snímku PZDF jsme hodnotili přítomnost předního femorálního notchingu (obrázek 21 a 22). Byl přítomen celkem v pěti případech. U čtyř těchto případů byla lomná linie v blízkosti štítu femorální komponenty, v jednom případě dřívkové TEP při horním okraji dřívku femorální komponenty. Pouze v jednom případě se jednalo o PZDF tři měsíce po implantaci TEP během rehabilitace na lůžkovém oddělení. V ostatních případech byl odstup od operace 5–20 roků.

Tabulka 15 – Počet periprotetických zlomenin distálního femuru

Rok	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	Σ
Počet	3	1	5	7	3	13	4	8	7	5	7	11	5	8	88



Obrázek 11 – Počet periprotetických zlomenin distálního femuru

Tabulka 16 – Zastoupení periprotetických zlomenin distálního femuru dle pohlaví

Muži	14	16 %
Ženy	74	84 %
Σ	88	100 %

Zlomeniny typu Su I byly zastoupeny v našem souboru v 23 %, zlomeniny typu Su II v 67 % a zlomeniny typu Su III v 10 % (tabulka 17). Jednotlivé typy dle Su byly rozděleny dle Krbce na 3 podtypy – obrázek 23–30.

Tabulka 17 – Zastoupení jednotlivých typů zlomenin dle klasifikace Su

Su I 19 (23 %)			Su II 54 (67 %)			Su III 8 (10 %)		
Su I A	Su I B	Su I C	Su II A	Su II B	Su II C	Su III A	Su III B	Su III C
10	8	1	27	15	12	6	1	1

70 pacientů s PZDF bylo léčeno operačně, v 18 případech bylo postupováno konzervativně. Jen v 7 případech byla provedena osteosyntéza v den úrazu, většinou byli pacienti operováni s odstupem několika dní pro nezbytnou předoperační přípravu či objednání požadovaného implantátu. Odstup operace od úrazu byl 1–13 dní, průměrně 3,5 dne. Tabulka 18 zobrazuje implantáty použité k osteosyntéze PZDF.

Tabulka 18 – Použité implantáty

DCS	3	3
DFN	24	25
RAFN	1	
LISS	11	35
NCB	24	
LCP	1	7
DHS	1	
Ki dráty	1	
LFN Synthes	1	
Stabilizace ZF PhFix	2	
CCG pásy	1	
Operační léčba		70
Konzervativně		18
Celkem		88

U 25 pacientů byla použita osteosyntéza pomocí distálního femorálního hřebu DFN (Depuy Synthes), u 35 pacientů byla použita úhlově stabilní dlahy, buďto LISS dlahy (Less invasive stabilization system, výrobce DePuy Synthes) či NCB dlahy (Non-Contact Bridging, výrobce Zimmer), ve 3 případech použita DCS dlahy (Dynamic condylar screw, výrobce Depuy Synthes) a ve zbylých 7 případech jiný druh osteosyntézy (Ki dráty, DHS dlahy, LCP dlahy, ZF, LFN, CCG pásy). Osteosyntéza DHS dlahou byla použita v případě PZDF mezi dřikem revizní TEP kolena a dolním koncem DHS dlahy. Předchozí osteosyntéza 8děrovou DHS dlahou byla provedena pro subtrochanterickou zlomeninu. Pro

ipsilaterálně přítomnou revizní dříkovou TEP kolena nebylo možné provést osteosyntézu dlouhým hřebem. Pooperačně došlo k pádu pacientky s PZDF. Řešeno reosteosyntézou 16děrovou DHS dlahou a cerklází distálního femuru v úrovni dříku femorální komponenty TEP kolena.

V 5 případech se jednalo u PZDF u revizní TEP kolena s dříky, v 1 případě se jednalo o primární TEP kolena s krátkým dříkem na tibiální komponentě. U všech ostatních případů byla přítomna primární TEP kolena.

U zlomenin typu Su I jsme se primárně snažili o osteosyntézu pomocí retrográdního hřebu DFN (Depuy Synthes), což jsme provedli u 7 zlomenin (obrázek 42). V 7 případech byla použita k osteosyntéze úhlově stabilní dlahy (LCP, LISS, NCB dlahy) z důvodu přítomnosti TEP kyčelního kloubu (ve 4 případech), v jednom případě pro dříkovou TEP kolena a v posledním případě pro TEP kolena se zadní stabilizací. 1× léčeno konzervativně, 1× aplikován ZF pro patologickou zlomeninu v terénu infikovaného pákloubu a v posledním případě byl použit LFN hřeb.

U zlomenin typu Su II jsme provedli ve 26 případech osteosyntézu úhlově stabilní dlahou (LISS, NCB dlahy – obrázek 43–44, 47), ve 3 případech DCS dlahy, v 17 případech osteosyntézu retrográdním hřebem DFN (Depuy Synthes) a v 1 případě transfixaci 2 Kirschnerovými dráty pro nepříznivý celkový stav pacientky, 1× CCG Implantec a 1× ZF. V 6 případech bylo postupováno konzervativně.

Zlomeniny typu Su III byly zastoupeny v našem souboru pouze v 8 případech. V 5 případech bylo léčeno konzervativně a ve 3 případech byla provedena osteosyntéza zamykací NCB dlahou pro distální femur.

V našem souboru byla průměrná doba léčby PZDF ke zhojení svalkem 6,6 měsíce (3–12 měsíců). Při použití retrográdního femorálního hřebu 7,2 měsíce a při úhlově stabilních dlahách 6,7 měsíce. Ve 20 % případů PZDF jsme museli zohlednit přítomnost TEP kyčelního kloubu či osteosyntézy proximálního femuru. Ve 12 případech PZDF byla přítomna TEP kyčelního kloubu, 2× byla přítomna osteosyntéza PFN a 3× osteosyntéza DHS. V jednom případě se jednalo o patologickou zlomeninu diafýzy femuru v metastáze karcinomu prsu (obrázek 39–40).

5.2 Letalita

Zaznamenali jsme pooperačně celkem 10 úmrtí (9 žen a 1 muž) do 3 měsíců od operace (tabulka 19). Průměrný věk zemřelých byl 83 let. 7 pacientů bylo léčeno operačně s odstupem od úrazu 1–8 dní, ve 3 případech bylo postupováno konzervativně. Letalita během prvních 3 měsíců od osteosyntézy PZDF byla 9 %.

Tabulka 19 – Letalita po osteosyntéze PZDF

1 týden od operace	1
2 týdny od operace	3
6 týdnů od operace	1
3 měsíce od operace	3
Kolem 12 měsíců od operace	2
Celkem	10

5.3 Selhání osteosyntézy

Selhání osteosyntézy PZDF jsme zaznamenaly ve 4 případech. Ve 2 případech se jednalo o selhané osteosyntézy PZDF z jiných pracovišť (1× zlomená kondylární dlahu, 1× selhaná osteosyntéza Poldi dlahou), které byly přijaty na naše pracoviště k reosteosyntéze. Ve 2 případech z našeho pracoviště došlo k selhání osteosyntézy DCS dlahou a LCP dlahou pro interprotetickou zlomeninou femuru s vytržením dlahy (obrázek 48–54).

5.4 Infekční komplikace, nekróza operační rány

Infekční komplikaci jsme zaznamenali 2×. V jednom případě byla povrchní infekce v ráně po dlahové osteosyntéze v distálním pólu rány. Ve druhém případě se jednalo o hlubokou infekci po dlahové osteosyntéze PZDF s infikovaným pakloubem z jiného pracoviště. Rána byla opakovaně revidována a následně provedena konverze na fixaci zevním fixátérem. Ve 3 případech byla kožní nekróza v místě operační rány.

5.5 Cévní komplikace

Cévní komplikaci byla pouze v jednom případě u 81leté pacientky. Cévní léze byla zjištěna na CT AG vyšetření postižené končetiny ještě před operací. Jednalo se u pacientku s interprotetickou zlomeninou s dlouhou spirální lomnou linií s meziúlomken. Proximálně byla přítomná cementovaná TEP kyčle. Při CT AG vyšetření před operací byl zjištěn leak kontrastní látky z *a. femoralis* v úrovni zlomeniny femuru. Byla provedena osteosyntéza PZDF dlouhou přemostňující NCB dlahou a dvěma cerklážními kabely. Následně byla provedena 2× revize cévním chirurgem s evakuací hematomu.

5.6 Komplikace po osteosyntéze DFN

Při osteosyntéze distálním femorálním hřebem jsme zaznamenali ve čtyřech případech prominenci hřebu do kolenního kloubu (16 %, obrázek 57–58), což může vést k poškození polyethylenové vložky, většímu otěru a časnému uvolnění TEP kolena. V deseti případech byla pozorována extenční deformita distálního femuru (40 %, obrázek 55–56), což bylo způsobeno dorzálněji zvoleným vstupním bodem při částečném či úplném zakrytí původního entry pointu femorální komponentou. V šesti případech byla zvolena krátká varianta DFN (160–240 mm) – v jednom případě pro přítomnou TEP kyčle, ve třech případech pro implantát v proximálním femuru (2× PFN, 1× DHS – obrázek 41). V současné době již krátké varianty DFN k osteosyntéze nepoužíváme, abychom nezvyšovali napětí v oblasti bez implantátu (mezi dolním koncem dřívku femorální komponenty TEP kyčle a proximálním koncem DFN). V biomechanických studiích bylo prokázáno, že přítomná TEP kyčle a distální femorální hřeb jsou biomechanicky nevýhodné pro zvýšené riziko interprotetické zlomeniny [62]. V našem souboru jsme měli jednu tuto komplikaci. Ve dvou případech jsme zaznamenali varózní deformitu distálního femuru (5st., 7st.).

5.7 Komplikace po osteosyntéze zamykacími dlahami

V jednom případě jsme zaznamenali po osteosyntéze NCB dlahou progredující valgózní deformitu. Tato deformita nebyla dobře patrná na klasickém RTG snímku kolenního kloubu vleže. Proto je důležité po 3 měsících od operace provést dlouhý RTG snímek celé dolní končetiny v zátěži a změříme při něm mechanickou osu dolní končetiny. U této pacientky byla patrná valgozita 17 stupňů, což si vyžádalo revizní operaci s implantací revizní TEP kolena s dřívky (obrázek 64–66).

U dvou pacientů, kteří měli PZDF typu Su II, došlo ke komplikaci po osteosyntéze samostatnou laterální dlahou. V jednom případě se jednalo o tříštivou zlomeninu Su II C. V tomto případě došlo k postupnému uvolnění NCB dlahy, následně ke zlomenině šroubů a mediální migraci distálního femuru (obrázek 59–60). Ve druhém případě se jednalo o zlomeninu v osteoporotickém terénu s lomnou linií zasahující částečně pod štít femorální komponenty. Zlomenina se zhojila varózním kolapsem distálního femuru a výslednou varózní deformitou distálního femuru 15 stupňů (obrázek 61–63). U obou případů bylo postupováno konzervativně. Prevencí těchto komplikací by bylo umístění dodatečné podpěrné dlahy z mediální strany.

5.8 Poměr zastoupení osteosyntéz retrográdním hřebem a dlahovou osteosyntézou

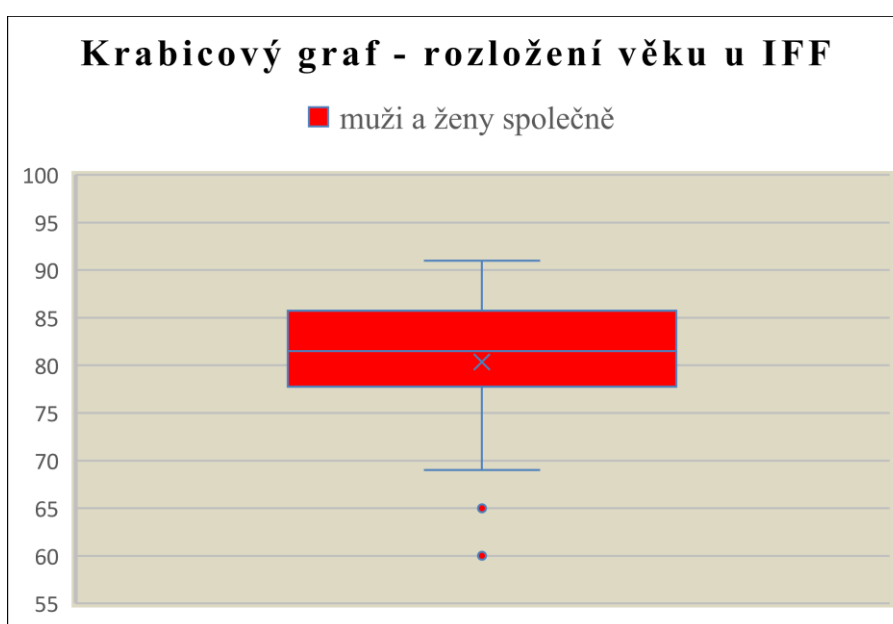
Ve sledovaném období 2007–2020 se nám poměr mezi osteosyntézou PZDF pomocí retrográdního hřebu a dlahovou osteosyntézou změnil. V letech 2007–2016 jsme při

operační léčbě měli poměr mezi těmito dvěma metodami 1:1 (DFN 24×, dlahová osteosyntéza 23×). Během posledních 4 let (2017–2020) se nám poměr změnil ve prospěch dlahové osteosyntézy 1:6 (DFN 2×, dlahová osteosyntéza 12×).

5.9 Interprotetické zlomeniny

U 20 případů PZDF (u 24 % z celkového počtu PZDF) jsme museli při léčbě zohlednit přítomný implantát v proximálním femuru či TEP kyčle. 13× byla přítomna TEP kyčle, 6× osteosyntéza proximálního femuru (3× PFN, 3× DHS), v posledním případě se jednalo o stav po extrakci revizní TEP kyčle pro její mechanické selhání. Převažovalo ženské pohlaví – 19 žen a 1 muž. Průměrný věk těchto pacientů byl 80 roků. Obrázek 12 zobrazuje věkové rozložení u pacientů s IFF v krabicovém grafu. Ve 4 případech byl zvolen konzervativní postup pro vyšší věk pacientů, polymorbiditu a nízkou pohybovou aktivitu (upoutání na lůžko). V 16 případech byla zvolena operační léčba – 10× osteosyntéza zamykací dlahou (LCP, NCB, LISS), 3× osteosyntéza krátkým DFN, 2× DCS dlahou, 1× 16děrovou dlahou DHS. 5× byla doplněna osteosyntéza o cerklážní kabel. Přemostění proximálního implantátu dlouhou dlahou bylo v 6 případech. V 10 případech jsme zaznamenali vznik krátkého prostoru mezi implantáty (méně než 5 cm), což bylo biomechanicky nevýhodné. Vzniklo místo, kde byla zvýšená koncentrace napětí a nebezpečí pro vznik refraktury mezi implantáty. V této skupině byl nejvyšší výskyt komplikací. 20 % pacientů zemřelo do 6 týdnů od úrazu. Selhání osteosyntézy bylo celkem 3× (19 % z operovaných pacientů). 1× se vyskytla již předoperačně cévní léze *a. femoralis*. V léčbě interprotetických zlomenin je velmi důležitá volba léčby (konzervativní vs. operační), stejně tak i druh osteosyntézy a vyvarovat se vzniku komplikací.

Obrázky 32–38 zobrazují osteosyntézy interprotetických zlomenin.



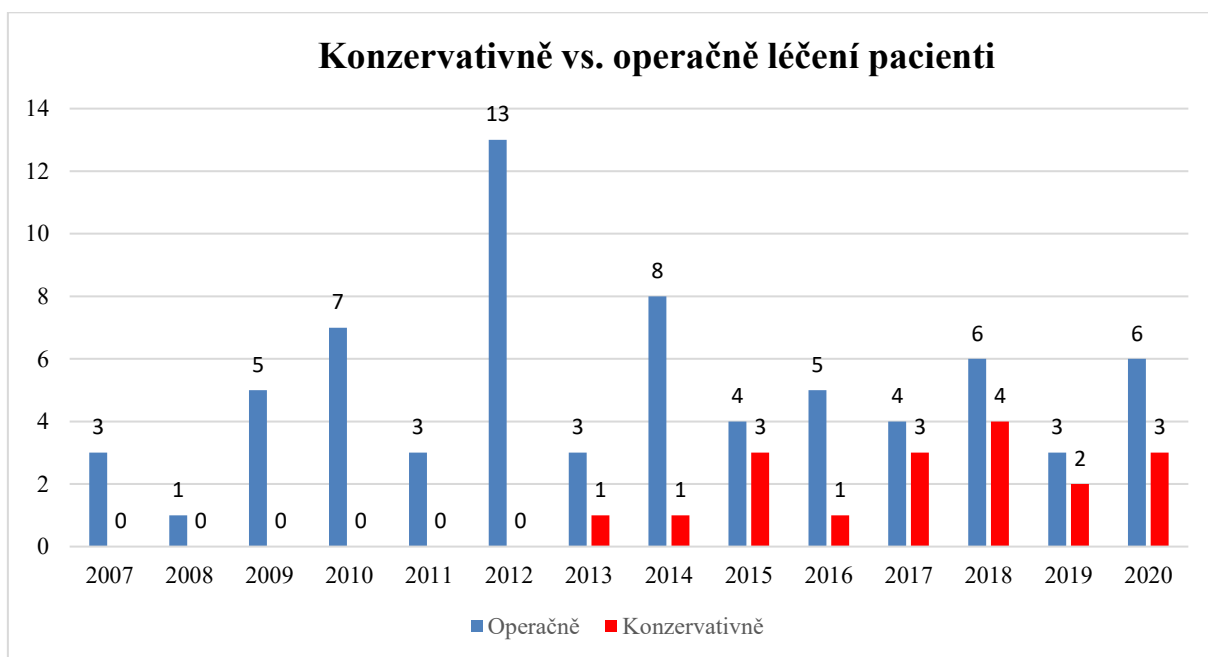
Obrázek 12 – Krabicový graf rozložení věku u IFF

5.10 Konzervativně léčené PZDF

Konzervativně léčené PZDF byly zastoupeny v počtu 18, respektive ve 20 % z celkového počtu PZDF. Ke konzervativnímu léčení byly indikovány zlomeniny bez dislokace, či ve vyhovujícím postavení a dislokované v případě pacientů polymorbidních, neúnosných k operační léčbě, u pacientů vyššího věku upoutaných na lůžku.

Průměrný věk konzervativně léčených pacientů byl 82 let. Zastoupení dle pohlaví bylo 15 žen (83 %) a 3 muži (17 %). Dle dislokace se jednalo ve 13 případech (72 %) o nedislokované zlomeniny. V 5 případech (28 %) se jednalo o dislokované zlomeniny. Věkové rozložení bylo v této skupině 70–94 let, u jedné z těchto 5 pacientek došlo k úmrtí do 4 dnů od úrazu. Jednalo se u polymorbidní pacienty. Nejmladší 70letá pacientka byla onkologicky nemocná revmatická. U všech těchto pacientů byla poraněná končetina fixována ortézou.

Během posledních 8 let nám v našem souboru zastoupení konzervativně léčených PZDF narostlo na 32 % (obrázek 13). Na obrázku 31 je zobrazena konzervativně léčená PZDF typu Su III A.

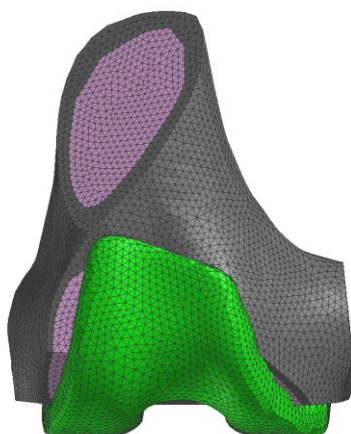


Obrázek 13 – Poměr konzervativně a operačně léčených PZDF

6 Materiál a metodika – experimentální část

Chování osteoporotické kosti a implantátů bylo analyzováno pomocí počítačového konečně-prvkového modelu. Studie byla provedena ve spolupráci s výzkumným centrem NTIS na Fakultě Aplikovaných věd, ZČU v Plzni, jmenovitě Ing. Magdalenou Jansovou, Ph.D. Cílem bylo určit biomechanické vlastnosti různých typů osteosyntézy periprotetické zlomeniny distálního femuru – sledovali jsme napětí v implantátu a dislokaci ve 3 rovinách během axiálního a torzního zatížení.

Na modelu femuru byla simulována zlomenina typu Su II (nejčastěji se vyskytující v našem souboru), kdy lomná linie běžela šikmo od horního okraje femorální komponenty pod úhlem 60°. Linie byla ponechána ve 2 mm distrakci. Model má jak kompaktní, tak spongiózní část (obrázek 14).



Obrázek 14 – Detail modelu distální části femuru
Kompakta (šedá), spongióza (růžová) a femorální komponenta (zelená)



Obrázek 15 – Předozadní a boční pohled na model femuru s jednotlivými implantáty
Femorální komponenta (zelená), zlomenina (černá) a implantáty: kondylární dlaha (fialová),
DCS dlaha (světle modrá), NCB (tmavě modrá), LISS (oranžová) a DFN (červená).

Bylo zvoleno 5 typů osteosyntézy: kondylární 95st. dlaha, DCS dlaha, NCB dlaha, LISS dlaha a DFN. Implantáty a femorální komponenta byly naskenovány pomocí laseru Leica LTD 840. Ze získané povrchové geometrie byl vytvořen 3D model v programu HyperMesh. Šrouby v diafýze byly zavedeny bikortikálně. Pro výpočty byl použit software Visual Environment, kde se nejdříve připravil model s jednotlivými implantáty (obrázek 15).

Dále byl model doplněn o materiálové vlastnosti: Youngův modul pružnosti (E) a Poissonova konstanta (ν) – tabulka 20. Hodnoty pro osteoporotickou kost jsou převzaty z publikace autorů Jimenez-Cruz a kol. [31]. Implantáty DFN, LISS a NCB mají vlastnosti titanové slitiny. Kondylární dlaha a DCS dlaha odpovídají oceli. Všechny šrouby použité u jednotlivých implantátů mají stejné vlastnosti jako příslušný implantát. Femorální komponenta je ze slitiny kobalt-chrom-molybden.

Tabulka 20 – Materiálové parametry

	E [GPa]	ν
Kompaktní kost	11,56	0,3
Spongióza	0,162	0,3
Ocel	193	0,25
Titanová slitina	113,6	0,34
CoCrMo slitina	210	0,3

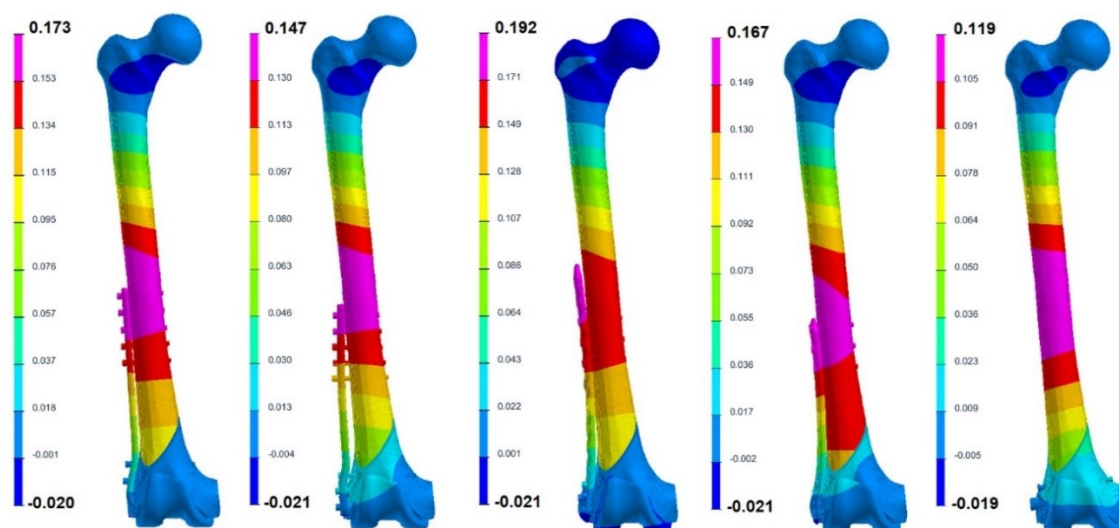
Byly simulovány dva typy zatížení na hlavici femuru – jednoosé zatížení a torze. Ty odpovídají experimentu provedeném Brinkmanem a kol. [7]. U jednoosého zatížení byl střed hlavice femuru zatížen silou 800 N (odpovídající hmotnosti 80 kg) ve směru mechanické osy. U torze byl na střed hlavice femuru aplikován moment 5 Nm kolem mechanické osy.

Pro obě zatížení a všechny implantáty bylo analyzováno napětí v implantátech, pohyb modelu kosti a změny vzdálenosti mezi lomnými liniemi fraktury. Postprocesor programu Visual Environment umožňuje zobrazení posuvu uzlů modelu vůči výchozí pozici a napětí v prvcích modelu pomocí barevné škály, kdy modrá barva vyznačuje oblasti s nejnižšími hodnotami a fialová s nejvyššími. U posuvů záporné hodnoty znamenají posuv proti příslušné hlavní ose.

7 Výsledky – experimentální část

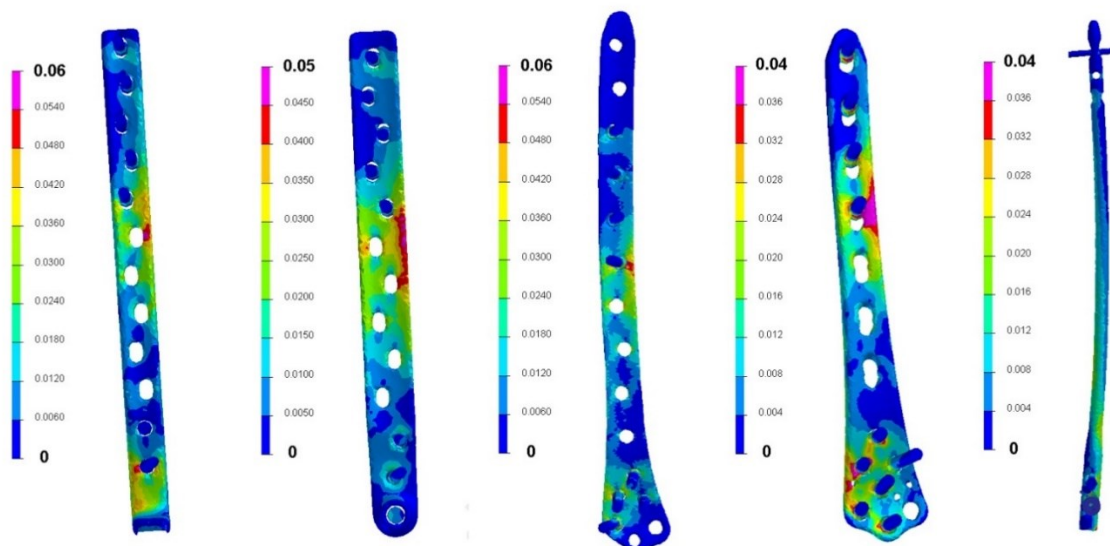
7.1 Axiální zatížení

Zatížení femuru se nejvýrazněji projevuje v sagitální rovině. Model kosti se prohýbá ventrálně u všech implantátů. Nejmenší průhyb je u DFN (cca 0,12 mm), u kondylární dlaha, NCB a LISS je největší a na stejné úrovni (cca 0,17 mm) (obrázek 16). Průhyb femuru v mediolaterálním směru ve frontální rovině je výrazně menší. Komprese v mechanické ose je pro všechny implantáty v rozmezí 0,13–0,16 mm.



Obrázek 16 – Rozložení posuvu kosti v sagitální rovině [mm] při axiálním zatížení (fialová je oblast s největším pohybem ventrálním směrem) pro jednotlivé implantáty: zleva kondylární dlaha, DCS dlaha, NCB, LISS a DFN

V případě DFN je zvýšené napětí ve středové části spirálového šroubu v oblasti v kontaktu s hřebem (dokonce je napětí větší než v hřebu). Samotný hřeb má největší napětí v oblasti fraktury a nad frakturou, u ostatních implantátů je v oblasti pod nejnižše umístěným šroubem v diafýze (obrázek 17). Maximální hodnoty napětí jsou největší u LISS, nejmenší u DFN, ale je třeba vzít v úvahu, že se může jednat o lokální maxima a mělo by se uvažovat také celkové rozložení napětí. Šrouby jsou zatíženy převážně v místě jejich průniku kompaktní kosti.



Obrázek 17 – Rozložení napětí Von Mises [GPa] v implantátech při axiálním zatížení
 (fialová je oblast s největším napětím, modrá s téměř nulovým)
 pro jednotlivé implantáty: zleva kondylární dlah, DCS dlah, NCB, LISS a DFN

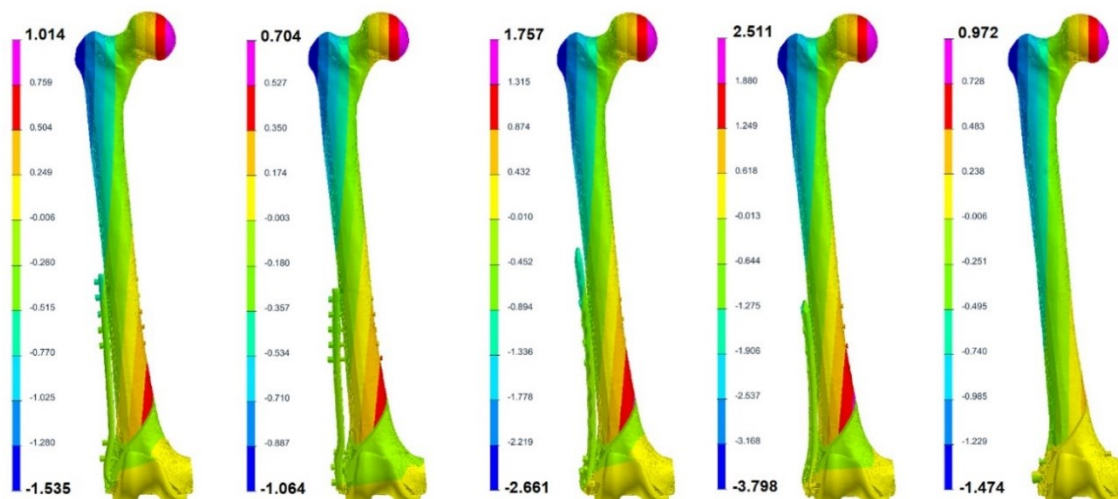
Při axiálním zatížení se u všech implantátů proximální fragment zlomeniny posouvá dopředu a dolů. U DFN je pohyb v přední části zlomeniny větší směrem dolů než dopředu s maximálním celkovým posuvem o cca 1 mm a tak se vzdálenost mezi lomnými liniemi v této oblasti zkrátí o cca 0,02 mm. U dlah dochází navíc k výraznému laterálnímu posuvu a celkový posuv se pohybuje v rozmezí 0,18 až 0,22 mm. Nejmenší vzdálenost mezi lomnými liniemi se tak u těchto implantátů oproti vzdálenosti bez zatížení zvětší (v rozmezí 0,026–0,07 mm) – tabulka 21.

Tabulka 21 – Nejmenší vzdálenost mezi lomnými liniemi fraktury pro jednotlivé implantáty při axiálním zatížení

	ABP	DCS	NCB	LISS	DFN
Vzdálenost [mm]	2,07	2,026	2,04	2,03	1,978

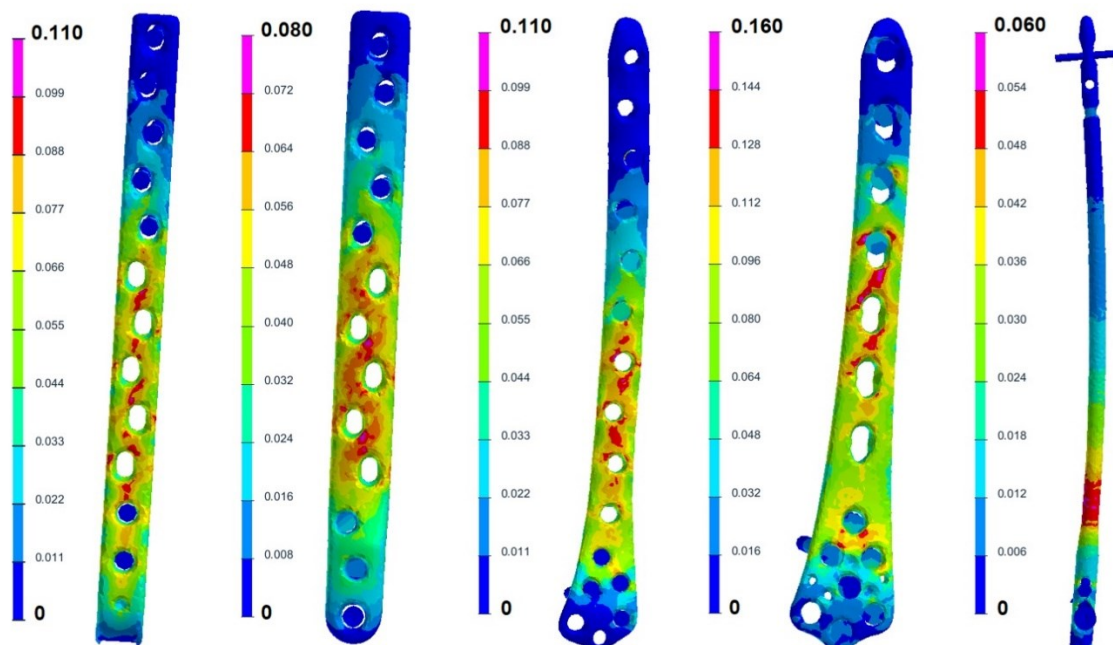
7.2 Torzní zatížení

Při torzním zatížení kolem mechanické osy rotuje proximální femur do zevní rotace a dolní část femuru je pevně zafixována v modelu u všech implantátů. Diafýza femuru se kroutí kolem mechanické osy. U LISS a NCB je tento krut několikanásobně větší oproti ostatním testovaným implantátům (obrázek 18).



Obrázek 18 – Rozložení posuvu kosti v sagitální rovině [mm] při torzním zatížení (fialová je oblast s největším pohybem ventrálním směrem, modrá dorsálním směrem) pro jednotlivé implantáty: zleva kondylární dlahu, DCS dlahu, NCB, LISS a DFN

Implantáty jsou zatíženy hlavně ve střední části – v oblasti, kde nejsou umístěny šrouby, v případě DFN v oblasti lomné linie (obrázek 19). Napětí dosahuje výrazně vyšších hodnot u implantátu LISS, obzvláště pod úrovní šroubů v diafýze a na úrovni horních šroubů v distální části. U NCB a LISS jsou maximální hodnoty napětí ve šroubech ještě vyšší než v implantátech.



Obrázek 19 – Rozložení napětí Von Mises [GPa] v implantátech při torzi (fialová je oblast s největším napětím, modrá s téměř nulovým) pro jednotlivé implantáty: zleva kondylární dlahu, DCS dlahu, NCB, LISS a DFN

U torzního zatížení dochází v lomné linii k výraznému krutu kolem implantátu. V případě DFN se proximální část fraktury kroutí kolem středu modelu kosti, a proto se nejmenší vzdálenost v lomné linii zkracuje nejvýrazněji (Tabulka 22). U ostatních implantátů je střed rotace laterálně v oblasti kompakty a mediální část kosti výrazně rotuje dopředu a vzdaluje se od distální části lomné linie. V případě LISS dojde k posuvu mediální části kompakty dopředu až o 2 mm.

Tabulka 22 – Nejmenší vzdálenost mezi lomnými liniemi fraktury pro jednotlivé implantáty při torzi

	ABP	DCS	NCB	LISS	DFN
Vzdálenost [mm]	1,907	1,986	1,927	1,826	1,628

7.3 Odpověď na cíle práce

Hypotéza 1: Zjistit, který implantát má největší tuhost na axiální zatížení

Předpokládáme, že největší tuhost na axiální zatížení má DFN hřeb.

Ano, hypotéza se potvrdila. Při axiálním zatížení se v případě DFN model kosti méně prohýbá, napětí v hřebu je menší a vzájemný pohyb mezi povrchy v lomné linii je menší oproti ostatním implantátům.

Hypotéza 2: Zjistit, který implantát má největší tuhost na torzní násilí

Předpokládáme, že největší tuhost na torzní násilí mají zamykací dlahy.

Ne, hypotéza se vyvrátila. U NCB a LISS dlahy se model kosti kroutí kolem mechanické osy výrazně více oproti ostatním testovaným implantátům. Napětí dosahuje nejvyšších hodnot u implantátu LISS. Menší tuhost při torzním zatížení u NCB a LISS může být způsobena materiálovými vlastnostmi – titan je oproti oceli méně tuhý.

Hypotéza 3: Zjistit, u kterého implantátu dochází k největšímu posuvu v lomné linii

Předpokládáme, že k největšímu posuvu v lomné linii dochází u konvenčních dlah (kondylární dlaha, DCS dlaha).

Ne, hypotéza se vyvrátila. Ukázalo se, že posun v lomné linii je potřeba posuzovat komplexně, nejen jako změnu vzdálenosti mezi oběma částmi fraktury.

Při axiálním zatížení se proximální část femuru posouvá. V případě DFN jde převážně o pohyb dopředu a dolů. U dlah se přidává i pohyb laterální a celkový posuv v lomné linii je oproti DFN až dvojnásobný. U torzního zatížení dochází k rotaci kolem implantátu. Záleží na umístění implantátu (dlahy oproti DFN), jak tato rotace probíhá. Hřeb DFN je uprostřed kosti, proto kost rotuje kolem středu a maximální pohyb je menší oproti dlahám, kde střed rotace je umístěn výrazně laterálně.

Statistické zhodnocení výsledků z konečně-prvkového modelu (u jednotlivých druhů osteosyntézy) nebylo provedeno kvůli malému množství vstupních dat.

7.4 Diskuze k experimentální části

Biomechanické studie periprotetických zlomenin distálního femuru

7.4.1 Mäkinen – Periprotetická suprakondylická zlomenina femuru po TEP kolena – biomechanické srovnání čtyř metod fixace

Mäkinen (2015) publikoval studii, která se zabývala biomechanickými charakteristikami čtyř různých metod fixace. Použil 4. generaci kompozitního femuru (Sawbones; Pacific Research Laboratories, Veshon, WA, USA), na který připevnil NexGen LPS-Flex femorální komponentu (velikost G; Zimmer, Warsaw, IN, USA). Cílení femorální komponenty bylo provedeno nitrodřeňově. Při implantaci dával pozor, aby nevznikl notching přední kortikalis femuru. K fixaci femorální komponenty byl použit kostní cement (PMMA). Po implantaci femorální komponenty byl proveden standardizovaný kostní defekt na rozhraní metafýzy a diafýzy oscilační pilou simulující periprotetickou zlomeninu [45].

Byly testovány čtyři různé typy osteosyntézy. 1. klasická nezamykací dlaho (Zimmer Periarticular Plating system, Zimmer, Warsaw, IN), 2. polyaxiální zamykací dlaho (NCB periprosthetic femur plate system, Zimmer, Warsaw, IN), 3. nitrodřeňově umístěný solidní štěp z fibuly kombinovaný s polyaxiální zamykací dlahou (NCB periprosthetic femur plate system, Zimmer, Warsaw, IN) a 4. retrográdní nitrodřeňový hřeb (Zimmer Natural Nail System, Zimmer, Warsaw, IN). Plastový model femuru podstoupil nedestruktivní testy k určení tuhosti konstrukce v axiálním a torzním cyklickém zatížení. Finální testování spočívalo v kvazistatickém axiálním zatížení, než došlo k selhání konstrukce [45].

Cílem studie bylo určit biomechanickou stabilitu suprakondylické zlomeniny femuru proximálně od dobře fixované TEP kolena po provedené osteosyntéze nezamykací dlahou, polyaxiální zamykací dlahou, nitrodřeňově umístěným solidním štěpem z fibuly a polyaxiální zamykací dlahou nebo retrográdním nitrodřeňovým hřebem. Předpokládal, že nitrodřeňově umístěný fibulární strukturální štěp s polyaxiální zamykací dlahou poskytne lepší axiální a rotační stabilitu distálního fragmentu ve srovnání s dalšími metodami fixace [45].

Nezamykací dlaho byla z nerezové oceli a polyaxiální zamykací dlaho s retrográdním hřebem byly titanové. Kadaverózní štěp z fibuly byl vložen do dřeňové dutiny bez předvrtání a byl fixován pomocí polyaxiální zamykací dlahy. Čtyři distální nezamykací nebo zamykací šrouby a čtyři proximální nezamykací a zamykací šrouby byly použity. Stejný počet šroubů byl použit pro oba druhy dlah. Šrouby byly zavedeny do stejných míst u všech typů dlah, směr šroubů byl standardizován. Retrográdní femorální hřeb

byl zajištěn proximálně staticky pomocí 1 šroubu a distálně 2 šrouby. Všechny šrouby byly zavedeny bikortikálně [45].

Střed hlavice femuru a vnitřní 1/3 mediálního kondylu femuru byly osou pro zátěž v ose na testovacím stroji s mechanickou osou 7° valgus.

Při nedestruktivním cyklickém zatížení k určení axiální tuhosti, každá konstrukce byla vystavena 10 cyklům 200–500 N axiálního zatížení. To bylo následováno 10 cykly kroutivé síly mezi +8 Nm až –8 Nm současně s 200 N statickým axiálním zatížením k měření rotační tuhosti. Po cyklickém zatížení byla každá konstrukce vystavena kvazistatickému axiálnímu zatížení na 10 mm / min deformačního působení až k selhání konstrukce. Axiální zatížení a kroutivá síla byla měřena během každého testu [45].

Pod cyklickým torzním zatížením (± 8 Nm kroutivé síly) nitrodřeňový hřeb vykazoval nejmenší rotační tuhost, zatímco nitrodřeňový fibulární štěp s polyaxiální zamykací dlahou vykazoval největší tuhost. Nebyly zaznamenány signifikantní rozdíly při cyklickém axiálním zatížení u konstrukcí.

Během kvazistatického axiálního zatížení k selhání konstrukce nitrodřeňový hřeb dosahoval největší axiální tuhosti, zatímco nezamykací dlahy měla nejmenší tuhost. Fibulární štěp s polyaxiální dlahou vykazoval menší tuhost než nitrodřeňový hřeb a nelišil se od polyaxiální dlahy nebo nezamykací dlahy.

U dvou ze čtyř metod osteosyntézy (nitrodřeňový štěp z fibuly a polyaxiální zamykací dlahy a nitrodřeňový hřeb) došlo během testu ke zlomenině krčku femuru předtím, než implantát podstoupil 0,5mm deformaci (vybočení – offset). Biomechanické chování bylo přímé až ke vzniku zlomeniny. Nezamykací dlahy a polyaxiální zamykací dlahy vykazovaly obě stejnou mez kluzu. Polyaxiální zamykací dlahy vykazovaly malou míru plastické deformace, než nastala zlomenina krčku femuru. Na druhou stranu nezamykací dlahy demonstrovaly zřetelnou plastickou deformaci, než se meziúložkový prostor uzavřel a fragmenty se dostaly do kontaktu. Vznikem kontaktu se axiální zatížení začalo zvětšovat a test byl považován za ukončený [45].

Účelem Mäkinenovy studie bylo zjistit biomechanickou stabilitu 4 metod fixace suprakondylických zlomenin femuru. Tato studie, na rozdíl od předchozích, byla jedinečná v použití dobře fixované cementované femorální komponenty endoprotézy. Dále se použily zamykací dlahy designované k použití pro periprotetické suprakondylické zlomeniny femuru. Polyaxiální zamykací dlahy byly spojeny s lepšími funkčními a RTG výsledky než monoaxiální zamykací dlahy. Tato biomechanická studie jako první použila fibulární štěp umístěný do dřeňové dutiny femuru k posílení kostní struktury distálního femuru.

Na rozdíl od jeho hypotézy nitrodřeňový fibulární štěp s polyaxiální zamykací dlahou nezvýšil biomechanicky sílu oproti samotné polyaxiální zamykací dlahy. Navíc měla přibližně jen 75% tuhost než nitrodřeňový hřeb při axiálním zatížení [45].

Retrográdní hřeb byl nejméně tuhý na torzi a vykazoval viklání (toggling) při nízké kroutivé síle kvůli uvolnění mezi jisticím šroubem a hřebem. Použití zamykacího jisticího šroubu by s největší pravděpodobností zvýšilo torzní tuhost retrográdního hřebu. Nicméně hřeb měl největší tuhost na axiální zatížení díky krátké délce páky (moment arm) z osy

aplikovaného zatížení na neutrální osu hřebu. Překvapivě dodatečně přidaný fibulární štěp do dřevné dutiny neovlivnil tuhost polyaxiální zamykací dlahy. Polyaxiální zamykací dlahy a retrográdní nitrodřevový hřeb dosahovaly největších hodnot axiálního zatížení okolo 4násobku tíhy 100 kg člověka. Konstrukce selhala spíše díky zlomenině krčku femuru než pro selhání implantátu. Mez pevnosti konstrukce nebyla zaznamenána. Nezamykací dlahy byla relativně slabá a uvolnila se při 2,9násobku tíhy 100 kg člověka, což by naznačovalo delší potřebu odlehčování o berlích při použití nezamykacích dlah u tříštivých zlomenin [45].

Nitrodřevové hřeby jsou implantovány paralelně s anatomickou osou femuru a poskytují biomechanickou výhodu v bránění varózním a valgózním silám. Z toho důvodu máme nízký nález paklobů a potřeby revizních operací ve srovnání s tradičními nezamykacími dlahami. Nicméně zavedení hřebu je komplikované u nějakých typů TEP, dále jsou problémy s dosažením stabilní fixace distálního fragmentu pomocí distálních jisticích šroubů u pacientů s horší kvalitou kosti. Biomechanická studie prokázala, že retrográdní hřeb může zvýšit riziko interprotetické zlomeniny u pacientů s ipsilaterální endoprotézou kyčle ve srovnání s použitím zamykací dlahy. Zamykací dlahy využívá více šroubů k fixaci distálního fragmentu, tím nabízí stabilní fixaci distálně nezávislou na designu femorální komponenty. Z biomechanického pohledu, laterální umístění dlahy může predisponovat dislokaci zlomeniny a vést k varóznímu kolapsu. Ať už použijeme nitrodřevový hřeb nebo dlahu, špatná kvalita kosti v distálním femuru může mít za následek neadekvátní distální fixaci. Vložení nitrodřevového fibulárního štěpu má své limity – musí se otevřít kloub, když není možné zavedení skrz zlomeninu. Brání to i následné revizní operaci s použitím TEP kolena s dřívky pro obliteraci dřevného kanálu [45].

Tato studie měla několik omezení. Docházelo ke zlomeninám krčku femuru u axiálního kvazistatického zatížení k selhání konstrukce. To je pravděpodobně způsobeno narůstajícím napětím v proximálním femuru, když je diafýza a distální femur podpořen implantátem (nitrodřevový hřeb nebo zamykací dlahy). Nitrodřevový hřeb a polyaxiální zamykací dlahy jsou schopné odolávat většímu zatížení než fyziologickému. Zamykací dlahy se zdají být lépe vyhovující pro tříštivé zlomeniny než nezamykací dlahy selhávající při kolapsu do varu. Zadruhé model nesimuluje síly vyvíjené na končetinu během flexe a extenze, nebere v úvahu měkké tkáně s úpony svalů. Zatřetí biomechanické vlastnosti dlah a hřebů závisí na vlastnostech materiálu, dále na tloušťce dlahy a průměru hřebu. Tyto výsledky nelze generalizovat na všechny designy implantátů [45].

V naší biomechanické studii nám vyšla shodně nejvyšší axiální tuhost u implantátu DFN. V našem konečně-prvkovém modelu jsme zatěžovali model kosti silou 800 N, Mäkinen silou 200–500 N a kvazistatickým axiálním zatížením až k selhání konstrukce. Při torzním zatížení nám vyšel nejmenší pohyb v sagitální rovině u implantátu DFN. U NCB a LISS dlahy se model kosti krouží kolem mechanické osy výrazně více oproti ostatním testovaným implantátům. Napětí dosahuje nejvyšších hodnot u implantátu LISS. Menší tuhost při torzním zatížení u NCB a LISS může být způsobena materiálovými vlastnostmi – titan je oproti oceli méně tuhý. Dále u kompozitního modelu Mäkinena docházelo k uvolnění distálního jištění DFN a viklání hřebu DFN uvnitř dřevné dutiny femuru, což nebylo na našem počítačovém modelu zohledněno.

7.4.2 Marti – Biomechanická analýza suprakondylické zlomeniny femuru po osteosyntéze LISS a retrográdním hřebem

Marti (2001) provedl biomechanickou analýzu suprakondylické zlomeniny femuru fixované pomocí LISS dlahy a retrográdního nitrodřeňového hřebu. LISS dlahy byla fixována v této studii v proximálním fragmentu monokortikálně pomocí zamykacích šroubů. Cílem této studie bylo biomechanické porovnání těchto dvou odlišných fixačních technik a vlastností obou implantátů [47].

Použil 12 párů kadaverózních femurů a vyšetřil u nich kostní denzitu. Před operací byl proveden 1 cm defekt paralelně s kloubní štěrbinou v definované vzdálenosti od kloubní štěrbině simulující extraartikulární suprakondylickou zlomeninu (typ 33-A2, AO/ASIF klasifikace). Byla provedena osteosyntéza femuru 5děrovou LISS dlahou a DePuy retrográdním hřebem. Retrográdní hřeb byl jištěn 2 nejvíce proximálními šrouby a 2 šrouby distálně dle doporučení výrobce. Všechny hřeby měly průměr 10 mm a 320 mm délku. Stabilizovaný femur byl přifixován pomocí kostního cementu do lůžka simulujícího fyziologický stav. Celá konstrukce byla připevněna do jednoosového kompresního testovacího přístroje. Zátěž byla prováděna z proximálního konce femuru přes hlavici femuru. Transduktory měřící dislokaci byly připevněny na konstrukci k měření dislokace ve štěrbině během zátěže. Cyklické zatížení bylo zvyšováno v šesti krocích po 5 cyklech po 20 N / sekundu až k zatížení 250 N, 500 N, 750 N, 1000 N, 1500 N a 2000 N se začátkem na konstantním zatížení 50 N [47].

Jasný rozdíl v permanentní deformaci byl pozorován v lomné linii u obou druhů fixace (v příčné dislokaci). U všech párovaných testů LISS vykazovala menší tendenci k permanentní dislokaci, speciálně u větších zátěží. Zatímco obě techniky fixace u nižší zátěže vykazovaly srovnatelné výsledky [47].

Biomechanický pokus ukázal, že LISS dlahy (monokortikální fixace se zamykacími šrouby) odolávala permanentní deformaci v transverzální rovině lépe než retrográdní hřeb. LISS dlahy vykazovala vyšší tendenci k elastické deformaci kvůli prohýbání dlahy, zvláště při větších zátěžích. Je evidentní, že použití monokortikálních šroubů s úhlovou stabilitou ve dlahy LISS může odolávat možné permanentní dislokaci fragmentů díky fixaci mezi kortikalis a anatomicky tvarovanou dlahou. Retrográdní hřeb vykazuje výbornou příčnou stabilitu u nižších zátěží, ale u větších zátěží podstupuje deformaci, protože jištění mezi kostí a hřebem nebylo zamykatelné. Toto chování nitrodřeňového hřebu může být vysvětleno fixační technikou. Nastává příčná dislokace, zatímco tzv. teleskopický efekt je znemožněn jisticími šrouby. Větší příčná dislokace je důsledkem chybějící možnosti úhlově stabilní fixace mezi hřebem a jisticím šroubem a nedokonalému umístění hřebu v dřeňové dutině femuru [47].

Testovaná LISS dlahy vykazovala menší permanentní příčnou dislokaci speciálně při cyklickém zatížení větším než 1000 N než retrográdní hřeb DePuy [47].

Ve shodě s naším konečně-prvkovým modelem vykazovala LISS dlahy větší průhyb než DFN při axiálním zatížení. V našem modelu u torzního zatížení u LISS dlahy docházelo k největšímu krutu v porovnání s jinými implantáty.

7.4.3 Alexander – Biomechanické zhodnocení periprotetických refraktur po osteosyntéze distálního femuru zamykacími dlahami

Alexander (2015) publikoval biomechanické zhodnocení periprotetické refraktury následující po fixaci distálního femuru LCP dlahou. Primárním cílem této studie bylo porovnat biomechanické vlastnosti třech různých fixačních technik dlah v proximální části (bikortikální zamykací šroub, monokortikální zamykací šroub, cerkláží kabel) při selhání fixace u periprotetických zlomenin distálního femuru v osteoporotickém modelu kosti. Druhým cílem bylo určit schéma následně vzniklých zlomenin spojených s periprotetickou dlahou u každé z těchto 3 různých technik fixace dlahy proximálně [3].

Studie se skládá z 21 syntetických osteoporotických femurů (Model 3403-106, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon Is., WA). Na každý model byla připevněna laterálně 246 mm dlouhá NCB dlahy Zimmer (LFPS, Zimmer, Inc., Warsaw, IN) – polyaxiální zamykací dlahy tvarovaná pro tříštivé periprotetické zlomeniny. Cílič na zamykací šrouby byl použit pro čtyři 4,2mm unikortikální šrouby v distální metafýze. Osteotomie byla provedena 6 cm proximálně od distálního konce femuru. Dva šrouby byly zavedeny v diafýze proximálně od osteotomie bikortikálně.

Modely byly náhodně rozděleny do 3 skupin po 7 modelech, které si lišily typem proximální fixace. 3 typy proximální fixace ve studii byly cerkláží kabel, unikortikální šroub nebo bikortikální šroub. Pro fixaci cerkláže byl použit knoflík k fixaci kabelu ke dlahy v nejvíce proximálním otvoru dlahy a 1,7mm cerkláží kabel protažený skrz otvor v knoflíku. Cerkláží kabel byl napjatý napínačem na sílu 100 lb/in². Šroubek v cerkláží knoflíku byl utážen, aby se udrželo napnutí kabelu. V unikortikální skupině byl použit 5mm šroub unikortikálně zavedený v nejvíce proximálním otvoru. V bikortikální skupině byl vyvrtán otvor bikortikálně v nejvíce proximálním otvoru dlahy pro 5mm bikortikální šroub [3].

Všechny modely femuru byly upevněny v zařízení, které umožňovalo excentrickou zátěž v ose a rotaci ve frontální rovině na obou koncích femuru, během toho byla zabráněna rotace v horizontální rovině tak, že konstrukce byla současně zatížena axiální torzí. Excentrická zátěž kompresí byla prováděna v mechanické ose femuru z centra hlavice femuru k centru kolenního kloubu (23 mm mediálně od centra femuru). Torzní zátěž byla uspořádána mechanickou osou femuru. Od zátěže aplikované současně nebylo možné dovolit kroutivou sílu pro uspořádání osy rotace modelu. Tak osa rotace byla nahodilá a fixována během celého testu. Přístroj provádějící kompresi v tempu 50 N/s a 0,25 Nm/s. Tato zátěž postupně narůstala až došlo k selhání konstrukce. Maximální axiální a torzní zatížení bylo zaznamenáno a tuhost byla vypočtena jako sklon lineární elastické oblasti zátěže oproti křivce dislokace [3].

Ve skupině cerklážní fixace horního konce dlahy byly signifikantně vyšší hodnoty tuhosti pro axiální a torzní zátěž ($p < 0,001$) než u skupiny s unikortikální a bikortikální fixací dlahy. Ve skupině fixace s cerklážním kabelem byla signifikantně vyšší axiální i torzní energie ve srovnání se skupinou unikortikální a bikortikální ($p < 0,001$).

Ve skupině cerklážní fixace u 5 modelů vznikla spirálová zlomenina u nejvýše umístěného šroubu a u 2 modelů vznikla tříštivá zlomenina v metafýze s vytrženým zamykacím šroubem. V unikortikální skupině u všech sedmi modelů vznikly spirální zlomeniny u nejvíce proximálního unikortikálního šroubu. V bikortikální skupině u šesti modelů byly příčné zlomeniny u proximálního bikortikálního šroubu a u jednoho vznikla tříštivá zlomenina v metafýze s vytrženým zamykacím šroubem [3].

Ve studii, která se týkala periprotetických zlomenin při TEP kyčle se zjistilo, že cerklážní kabel může být biomechanicky ekvivalent k zamykacímu bikortikálnímu šroubu k proximální fixaci kolem femorálního dřívku, ale nezkoušely se tyto dva modely pro fixaci v oblasti diafýzy femuru.

Ve studii Lenz zjistil, že fixace bikortikálně a unikortikálně zavedenými šrouby zvyšuje tuhost dlahy a pevnost v axiální kompresi ve srovnání s cerklážními kabely, zatímco bikortikální šrouby představují lepší pevnost dlahy s laterálním zatížením. V Alexanderově studii cerklážní kabel prokázal signifikantně nejvyšší hodnoty axiální a torzní zátěže k selhání a nejvyšší absorpci vyšších energií [3].

Ve všech skupinách se vyskytla jednoduchá zlomenina s příčnou linií u bikortikální fixace a spirální linie u cerkláže a unikortikální fixace. U dvou ze sedmi modelů s cerkláží došlo vytržení šroubů v metafýze s tříštivou zlomeninou. U pěti ze sedmi modelů s cerkláží nastala zlomenina u nejvíce proximálního šroubu. Umístění cerklážního kabelu v horní části dlahy umožňuje větší odpor na axiální a torzní zatížení. Šroub umístěný v proximální části dlahy vytváří zvýšenou koncentraci napětí (tzv. stress riser), které je sníženo použitím cerklážního kabelu, rozprostírající napětí distálně přes dlahu na větší plochu. Z tohoto důvodu periprotetické zlomeniny po osteosyntéze nastávají u nejvíce proximálního šroubu.

Dlahu připevněná šrouby přidává tuhost celé konstrukci. Náhlá změna tuhosti na konci dlahy způsobí zvýšené napětí (stress concentration), které vytváří slabé místo konstrukce. To je také obvyklým místem mechanického selhání na konci této konstrukce. Když se lišil pouze způsob fixace na konci dlahy a zátěž a torze byla stejná, změna tuhosti byla zjevně méně kritická u konstrukce s cerklážním kabelem.

Aplikace distální zamykací dlahy v osteoporotické kosti se stabilizací dlahy v proximálním konci pomocí cerklážního kabelu bude tolerovat signifikantně větší zátěž k selhání a vznik periprotetické zlomeniny než bikortikální či unikortikální šroub. Periprotetické zlomeniny (refraktury) nastávají v blízkosti nejvyššího šroubu v dlaze bez ohledu na to, jaká metoda fixace byla použita [3].

Alexanderova studie se zabývala třemi různými fixačními technikami dlah v proximální části, což nebylo předmětem naší studie. Na svém syntetickém modelu neměl implantovanou TEP kolena oproti našemu konečně-prvkovému modelu. Kombinace dlouhé

laterální zamykací dlahy a cerkláže k osteosyntéze interprotetických zlomenin také používáme.

7.4.4 Rupprecht – Periprotetické a meziimplantátové zlomeniny femuru – biomechanická analýza

Rupprecht (2015) publikoval biomechanickou analýzu různých kombinací implantátů používaných k osteosynzéze PZDF a IFF. Cílem této práce bylo posouzení rizika běžných kombinací implantátů, co se týká možnosti vzniku periprotetických, interprotetických zlomenin a zlomenin mezi implantáty [62].

Ke studii použil 48 lidských kadaverózních femurů. Na jednotlivé femury byly implantovány odpovídající implantáty dle jednotlivých skupin. Celkem bylo vytvořeno 8 skupin po 6 femurech s jednotlivými implantáty:

Skupina 1: femur bez implantátu

Skupina 2: femur s cementovanou TEP kyčle (Exeter V40-Schaft, Stryker, Howmedica Osteonics, Allendale, NJ)

Skupina 3: femur s cementovanou TEP kyčle a TEP kolena (Genesis II, Smith & Nephew, Memphis, USA)

Skupina 4: femur s cementovanou TEP kyčle a retrográdním femorálním hřebem (10x220mm, Stryker GmbH & Co. KG, Duisburg)

Skupina 5: femur s cementovanou TEP kyčle, retrográdním femorálním hřebem a přemost'ující osteosyntézou úhlově stabilní 12děrovou 4,5mm dlahou (Stryker, Howmedica Osteonics, Allendale, NJ)

Skupina 6: femur s cementovanou TEP kyčle, retrográdním femorálním hřebem a přemost'ující osteosyntézou úhlově stabilní 12děrovou 4,5mm dlahou a šikmou zlomeninou mezi implantáty

Skupina 7: femur s cementovanou TEP kyčle a distálně 10děrovou úhlově stabilní dlahou 4,5mm (230 mm, Smith&Nephew, Memphis, USA)

Skupina 8: femur s cementovanou TEP kyčle a přemost'ující 16děrovou úhlově stabilní dlahou 4,5mm (342 mm)

TEP kyčle a TEP kolena byla standardně cementována. Přemost'ující osteosyntéza byla v oblasti dříku TEP kyčle a retrográdního hřebu fixována vždy 3 monokortikálními šrouby, mezi implantáty byly šrouby umístěny bikortikálně. Zlomenina mezi implantáty byla simulována 45° šikmou osteotomií. Retrográdní hřeb byl proximálně jistěn 2 šrouby a distálně jedním 5mm šroubem bikortikálně zavedeným [62].

Na pokusech zjistil autor, že izolované torzní násilí vede pravidelně ke zlomenině cementového pláště a „cut out“ dříku. Čtyřbodové ohýbání s předozadním směrem ohybu vede k suprakondylické zlomenině femuru. Typická Vancouver B zlomenina v úrovni konce

dříku femorální komponenty může být dosažena při čtyřbodovém ohýbání při směřování ohybu z laterální strany. Na základě těchto zkušeností bylo násilí při čtyřbodovém ohybu směřováno z laterální strany. Všechny modely byly proximálně i distálně připevněny polyuretanovou pěnou do stejných ocelových držáků. Rameno zatížení bylo definováno na 8 cm. Biomechanický test zatížením byl prováděn servohydraulickým přístrojem a femury byly zatíženy konstantní rychlostí 0,1 mm/s a konstantním ohýbacím momentem, než se dosáhlo selhání [62].

Implantací cementované TEP kyčle se femur oslabil o 33 %. Nejstabilnější situace byla ve skupině cementovaná TEP kyčle a TEP kolena. K cementované TEP kyčle ipsilaterálně zavedený retrográdní hřeb do distálního femuru redukuje zatížení ke zlomenině o 44 %. Tato skupina ze všech instrumentací se ukázala jako nejméně stabilní stav, při kterém vznikala zlomenina mezi implantáty.

V pokusu se prokázalo, že laterální 4 bodový ohýbací test může generovat periprotetickou zlomeninu, zatímco torzní zatížení a ventrální pokusy o ohnutí nevedou k typickým zlomeninám [62].

Nativní femur vyžaduje zatížení 6931 N ke zlomenině. Což odpovídá 10násobnému zatížení člověka s hmotností 70 kg. Bergmann prokázal, že při pádu může být překročena 8násobně tíha lidského těla. Při implantaci TEP kyčle se redukuje síla ke zlomenině o 33 % na 4692 N, takže pád může způsobit periprotetickou zlomeninu [6].

Překvapivě jako nejstabilnější se ukázala skupina s TEP kyčle a TEP kolena. Ve srovnání se skupinou s retrográdním hřebem byla zátěž ke zlomenině více než dvojnásobně zvýšená. Cementový plášť působí jako velmi dobrý přenašeč zatížení přes diafýzu femuru, takže krátká oblast bez cementu interproteticky není vystavena zvýšenému riziku zlomeniny [62].

Při implantované TEP kyčle při pádu vzniká Vancouver C nebo ipsilaterální suprakondylická zlomenina femuru, která může být vyřešena retrográdním femorálním hřebem či odpovídající dlahovou osteosyntézou. Při implantaci retrográdního hřebu vzniká nejméně stabilní situace. To může být díky jistícím šroubům hřebu, díky čemuž přechází přenášené napětí na kortikalis jako „locus minoris resistentiae“. Femur je touto kombinací implantátů oslaben. Další přídatná osteosyntéza přemostující úhlově stabilní dlahou zvyšuje signifikantně zatížení ke zlomenině v této nestabilní situaci a umožní stabilitu při zátěži. Přestože delší přemostující dlahy nemá žádné signifikantní stabilizační výhody oproti kratší dlahy, měla by jí být dáována přednost pro eventuální fisury periprotetické, které zasahující do úrovně konce dříku femorální komponenty nebo distálněji. Dennis porovnával v biomechanické srovnávací studii různých technik osteosyntézy periprotetických zlomenin kombinace monokortikálně zavedených šroubů a cerklázního kabelu v úrovni dříku TEP kyčle [13]. Jako nejstabilnější situace se ukázala osteosyntéza dlahy monokortikálními šrouby v oblasti dříku femorální komponenty doplněná cerkláží [13, 62].

Implantovaná TEP kyčle oslabuje femur o 33 %, při čemž cementovaná TEP kyčle a kolena představují stabilní situaci. Pooperační zatěžování u přítomné TEP kyčle a retrográdně implantovaného hřebu musí být bráno v potaz nebo přes přídatnou

přemostující dlahu pojištěno. K zajištění zlomeniny distálního femuru při přítomné TEP kyčle by měla být upřednostňována osteosyntéza úhlově stabilní dlahou přemostující dřík femorální komponenty [62].

Výsledek Rupprechtovo biomechanické analýzy má velký význam pro klinickou praxi. Není vhodné používat retrográdní hřeb v kombinaci s implantovanou TEP kyčle. Vzniká biomechanicky nejméně stabilní situace, dochází k redukci zatížení ke zlomenině o 44 % ve srovnání s nativním femurem.

8 Diskuze k celému výzkumu

Nejdůležitějšími rizikovými faktory ve vzniku periprotetické zlomeniny jsou osteopenie, zahrnující i senilní osteoporózu při vyšším věku pacientů, časté pády u seniorů, předchozí zlomenina v anamnéze. Revmatoidní artritida a dlouhodobé užívání kortikoidů jsou spojeny se zvýšeným rizikem periprotetické zlomeniny, protože společně zvyšují pravděpodobnost vzniku osteoporózy. Důležitá je i prevence pádů. Často se stane, že u pacienta s oboustranně implantovanou TEP kolena s odstupem vznikne při pádu periprotetická zlomenina na druhostranné končetině. Dalším významným rizikovým faktorem je pohlaví pacienta. V literatuře se uvádí, že až 80 % zlomenin se vyskytuje u žen [8, 67]. Jako další rizikový faktor je uváděn pokročilý věk, částečně pro spojitost s vyšším rizikem pádu a pro osteoporózu, které jsou považovány také za samostatné rizikové faktory. Během posledních desetiletí průměrný věk pacientů s periprotetickou zlomeninou nápadně vzrostl. V roce 2010 byl uváděn průměrný věk 78 let, zatímco v roce 1986 byl průměrný věk 66,7 roků [8, 19]. V literatuře se uvádí, že u pacientů starších 70 let je 1,6× větší pravděpodobnost vzniku zlomeniny po TEP kolena než u mladších pacientů, u ženského pohlaví je výskyt PZDF po TEP kolena 2,3× častější než u mužů [49, 80]. Odlišné výsledky uvádí studie z roku 2013 autorů z USA. Singh publikoval studii s prediktory periprotetické zlomeniny po TEP kolena. Do studie bylo zařazeno 12 914 pacientů, kteří podstoupili 17 633 primárních TEP kolena, 3 286 pacientů mělo 4 090 revizních operací TEP kolena v období 1989–2008. 1,1 % pacientů po primární TEP a 2,5 % po revizní TEP kolena utrpělo pooperačně PZDF. Důležitým zjištěním bylo, že pacienti mladší 60 let mají větší riziko vzniku PZDF po primární TEP kolena. Konkrétně pacienti, kteří byli 61–70 let staří, měli o 50 % nižší riziko PZDF. U pacientů s věkem 71–80 roků bylo o 45 % nižší riziko PZDF ve srovnání s pacienty s věkem do 60 roků. U pacientů nad 80 let bylo stejné riziko PZDF jako ve věku pod 60 let. To svědčilo pro závislost křivky tvaru U mezi věkem a rizikem periprotetické zlomeniny. Starší pacienti, kteří mají implantovanou většinu TEP kolen, mají nižší – ne vyšší – riziko periprotetické zlomeniny po TEP kolena. Autoři zvýšené riziko periprotetických zlomenin u pacientů mladších 60 let vysvětlují více aktivním životním stylem, sportovními aktivitami mladších pacientů, které zvyšují riziko úrazu v porovnání se staršími pacienty [68]. V našem souboru jsme měli největší zastoupení pacientů dle věku ve skupině 71–80 let a 81–90 let. Nejméně zastoupeny byly věkové skupiny pod 60 let a nad 91 roků – obrázek 9. Dále je 2× zvýšené riziko PZDF po předchozí revizní operaci s výměnou komponent [68].

Výskyt neúmyslného předního femorálního notchingu (dále AFN) se uvádí až 27 % a bylo provedeno mnoho studií, které se snažily změřit pokles síly v ohybu a torzi při AFN. Tyto studie se prováděly k získání informací hlavně v období pooperační péče. Hirsch považoval AFN jako potencionální rizikový faktor ke vzniku periprotetické zlomeniny pro oslabení přední kortikalis femuru [27, 43, 75]. Ve velkém souboru 6470 TEP kolen se vyskytla suprakondylická zlomenina femuru jen u 17 pacientů (0,26 %) s AFN a téměř v třikrát větším počtu v případě u TEP bez notchingu. Lesh uvádí, že biomechanický efekt AFN po TEP vede ke snížení pevnosti v ohybu o 18 % a k redukci pevnosti v torzi o 39,2 %

na kadaverózních preparátech. Na podkladě Wolfova zákona distální část femuru zesílí po operaci jako důsledek remodelace, oslabení kostní tuhosti lze očekávat spíše bezprostředně po operaci. Z tohoto důvodu by mělo být dáno zcela jasné doporučení pacientům, u kterých vznikne nechtěný AFN. Pacienti by měli mít navíc dodatečnou fixaci v časném pooperačním období či se rozhodnout o použití femorální komponenty s dříky k přemostění mechanického oslabení (stress riser) z AFN. Mnoho autorů považuje AFN za kontraindikaci k redresu kolena v celkové anestezii v časném pooperačním období [11, 65]. Přední femorální notching I. a II. stupně je zobrazen na obrázku 21 a 22.

Periprotetická zlomenina distálního femuru je relativně vzácnou komplikací. Na našem pracovišti máme průměrný výskyt těchto zlomenin 6 případů za 1 rok. Se stoupajícím počtem totálních náhrad kolenního kloubu, s prodlužováním střední délky života a zvyšujícími se pohybovými nároky na implantovanou endoprotézu předpokládáme, že se bude zvyšovat výskyt periprotetických zlomenin po implantaci TEP kolena [16, 23, 81, 83]. Tomáš uvádí výskyt PZDF v počtu 111 v období 1989–2018 (průměrně 3,7 ročně) [80]. Krbec měl ve svém souboru 13 PZDF v období 2005–2008 (průměrně 3,2 ročně) [39]. Výskyt PZDF na našem pracovišti je ve shodě s literaturou.

Pro periprotetické zlomeniny je charakteristický odlišný přenos sil v místě štítu femorální komponenty na okolní kost v průběhu úrazu. Vznikají zcela odlišné zlomeniny od zlomenin distálního femuru bez přítomné endoprotézy kolenního kloubu. Při biomechanických studiích u kadaverózních femurů s vytvořeným předního femorálního notchingu vznikají krátce šikmé zlomeniny začínající z podříznutí kortikalis. U femurů bez notchingu vznikají diafyzární zlomeniny [43, 78] – obrázek 20.

Ke stanovení vhodné metody léčby a k porovnávání výsledků je dobré mít jednoduchou a přesnou klasifikaci periprotetických zlomenin distálního femuru. Kromě vlastní zlomeniny musí zohledňovat i o jaký druh endoprotézy se jedná (primární TEP, revizní TEP s dříky, TEP se zadní stabilizací), případné uvolnění endoprotézy i dostatek kostní hmoty. Při přítomné TEP kyčle se musí již kombinovat 2 různé klasifikace. Klasifikace by měla být i návodem k operační léčbě.

Cílem léčby periprotetických zlomenin distálního femuru je zahojení zlomeniny, zachování pohybu v kolenu a nebolestivá funkce kolena [44].

Rozhodujícím faktorem o metodě léčby PZDF je množství kosti, které máme k dispozici na distálním fragmentu, design femorální komponenty (closed box vs. open box), dříková TEP kolena, přítomnost TEP kyčelního kloubu či implantátu v proximálním fragmentu, charakter zlomeniny. Osteosyntéza retrográdním femorálním hřebem je určena pro periprotetické zlomeniny, kde máme dostatek kosti v distálním femuru, který nám umožní stabilní distální jistění. Je doporučováno použití nejméně dvou bikortikálně fixovaných šroubů v distálním fragmentu. Proximálně musí být hřeb jistěn nad istmem dřevné dutiny, ideálně v oblasti malého trochanteru [44]. Při přítomnosti TEP kyčelního kloubu nelze použít retrográdní hřeb. V případě použití nejkratší varianty retrográdního hřebu, jistěného ze strany, se vystavujeme riziku interprotetické zlomeniny v místě zvýšeného napětí v krátkém úseku kosti bez implantátu. U velmi tříštivých zlomenin není doporučována osteosyntéza PZDF retrográdním hřebem. Osteosyntéza retrográdním hřebem

je minimálně invazivní, bez deperiostace, bez uvolnění měkkých tkání v oblasti zlomeniny. Operační přístup je ale přes kolenní kloub, vzniká riziko zavlečení infekce do kolenního kloubu. Repozice se dělá nepřímou a nedosáhneme anatomické repozice u více dislokováných zlomenin, je riziko rotační dislokace a osových úchyly. Dále vzniká často extenční dislokace distálního fragmentu – v našem souboru až v 40 %. V důsledku uvolnění distálního jištění hřebu v periferním fragmentu dochází po dosednutí lomné linie k prominenci hřebu do kolenního kloubu – v 16 %.

Osteosyntéza zamykacími dlahami může být použita pro PZDF typu Su I, Su II a Su III. Indikujeme ji v případech, kdy není možné zavést retrogradní hřeb (closed box design femorální komponenty, dřívková TEP kolena, TEP kolena se zadní stabilizací), dále při přítomné TEP kyčle či implantátu v proximálním femuru. Je vhodnější použít dlouhou zamykací dlahu, která přemostí dřík femorální komponenty TEP kyčle nebo nitrodřeňový implantát v proximálním femuru. Při použití kratší dlahy je riziko vzniku interprotetické zlomeniny nad tímto implantátem v místě koncentrace zvýšeného napětí v kosti. Zamykací dlahy mohou být zavedeny částečně miniinvazivně s použitím cíliče. U dlouhých zamykacích dlah přemostujících celý femur se používá rozšířený laterální přístup k diafýze stehenní kosti, který umožní otevřenou repozici lomné linie, dobrou vizualizaci celého femuru a kontrolu případného uvolnění femorální komponenty TEP kyčelního kloubu. Podél dříku femorální komponenty TEP kyčle se mohou zavádět monokortikální šrouby či bikortikální šrouby, dále se může osteosyntéza augmentovat pomocí cerkláží kabelů [57, 60, 76]. V našem souboru jsme použili v 6 případech dlouhou přemostující dlahu v případě IFF a v 5 případech byla osteosyntéza dlahou doplněna cerkláží kabelem.

U PZDF, které zasahují příliš distálně ke štítu femorální komponenty, je velice obtížné dosáhnout dostatečné fixace kvůli přítomné femorální komponentě a špatné kvalitě kosti [34, 63]. Kim popisuje 2 případy, kdy byla nedostatečná stabilita při osteosyntéze pouze laterální zamykací dlahou. Zlomenina byla velmi tříštivá na mediální i na laterální straně. Autor použil minimálně invazivní laterální přístup. Provedl 4cm incizi přes laterální kondyl femuru, přímo přes lomnou linii. Po repozici podsunul dlahu přes incizi proximálně pod m. vastus lateralis. Laterální zamykací dlahu samostatně nebyla schopna zajistit stabilitu zlomeniny. Tak byla ještě přídatně použita mediální dlahu k zajištění stabilní fixace. Používal mediální parapatelární přístup přes jizvu po předchozí operaci TEP [34].

Retrahoval česku, přesvědčil se o repozici zlomeniny, o rotaci femorální komponenty a jejím osovém uspořádání. Sleduje, zda šrouby nepenetrují do interkondylické oblasti pod kontrolou zraku. Při otěru PE vložky provede její výměnu. Po 6 měsících došlo ke zhojení zlomeniny při RTG kontrole. Kim doporučuje použití bilaterální fixace dlahami k dosažení dostatečně pevné fixace pro periprotetické zlomeniny distálního femuru se špatnou kvalitou kosti a pro extrémně distální zlomeniny [34].

Çiçek publikoval alternativní léčení osteoporotických periprotetických zlomenin Su typ III technikou dvou zamykacích dlah u 22 pacientů. Léčení těchto zlomenin je technicky obtížné a výskyt komplikací je relativně vysoký. Autor provedl retrospektivní zhodnocení 22 pacientů. Jednalo se o 4 muže a 18 žen. Průměrný věk byl 72,7 roků (rozsah 68–82 roků), 59,1 % pacientů mělo osteoporózu. Bylo provedeno RTG vyšetření ve dvou

projekcích a v indikovaných případech doplněno CT vyšetření. Kožní řez byl prováděn původní jizvou po TEP kolena a byl použit mediální parapatelární přístup. Zamykací dlahy byly umístěny mediálně a laterálně. Pro každou dlahu byly použity 3 divergentně zavedené šrouby do distálního fragmentu. 3 týdny byla použita pooperační fixace a poté zahájena rehabilitace. Zhojení na RTG snímku bylo patrné průměrně kolem 4,5 měsíců od operace. Autor uvádí snížený počet komplikací při této technice, pokles ztráty repozice (varózní kolaps) a selhání implantátu. Tato technika osteosyntézy umožňuje časnou mobilizaci a rehabilitaci a časnou plnou zátěž [9]. V našem souboru nebyla dvojitá dlahová technika k osteosyntéze PZDF použita.

Bylo vypracováno mnoho studií, které porovnávají osteosyntézu PZDF dlahovou technikou a retrográdním hřebem [19, 23, 24, 84]. Tendence ke vzniku pakloubu byla větší u zamykacích dlah (19 %) oproti retrográdnímu hřebu (9 %). Nebyl podstatný rozdíl v době léčby ke zhojení zlomeniny. Nebyl rozdíl v rozsahu pohybu (flexe, extenze), stejná tendence k valgózní deformitě. Retrográdní hřeb vyžaduje dobrou fixaci v diafýze ke stabilitě hřebu, té lze dosáhnout dostatečnou délkou hřebu a proximálním statických jištěním. Krátký hřeb by neměl být použit pro neoptimální fixaci a pohyb hřebu ve femorálním kanálu do strany (tzv. windshield wiper effect – efekt stěrače) [47, 84]. Přítomnost ipsilaterální TEP kyčle zvyšuje napětí (stress riser) mezi implantáty a přemostění je vyžadováno při této situaci [23].

I když je možné zavedení retrográdního hřebu, fixace dosažená IM hřebem nemůže být dostatečná v případech velmi tříštivých zlomenin nebo dlouhých nestabilních zlomenin. Fixace hřebem poskytuje dostatečnou fixaci pro více proximálnější zlomeniny. Dosažení adekvátní distální fixace u zlomenin zasahující k přednímu štítu femorální komponenty může být velice obtížné. To je nevýhodou při použití IMN fixaci PZDF, které často vznikají v distální metafýze [23].

IMN fixace suprakondylických zlomenin femuru je riziková pro rotační, sagitální a koronární malpozici. Celkově je zhojení ve špatném postavení dokonce častější než u zlomenin bez přítomné TEP kolena pro častější valgózní a extenční deformitu. U některých endoprotéz je vstupní otvor pro původní cílení femorální komponenty zakrytý femorální komponentou. Zavedení hřebu je pak možné do dřevové dutiny více dorzálněji, což přetočí femorální komponentu do větší extenze. Další nevýhodou při použití retrográdního hřebu je nemožnost kontroly rotace femorální komponenty [84].

V našem souboru byl ZF použit pouze 2×. V prvním případě při infekční komplikaci osteosyntézy PZDF dlahovou technikou. Ve druhém případě byl zvolen pro otevřenou PZDF po dopravní nehodě. S odstupem od úrazu po stabilizaci lokálního nálezu byla provedena konverze na osteosyntézu dlahovou technikou (obrázek 45–46).

Lehmann (2010) publikoval studii na 24 kadaverózních modelech femurů. Studie měla odpovědět na 2 otázky. Zaprvé, jestli 2 nitrodřevové implantáty ve femuru zvyšují riziko zlomeniny a zadruhé zda osteosyntéza interprotetické zlomeniny LCP dlahou poskytuje dostatečnou stabilizaci. Dále porovnával biomechanicky sílu nutnou ke zlomenině při ohnutí v lateromediálním směru u 4 různých skupin: 1) cementovaná TEP kyčle, 2) cementovaná TEP kyčle a retrográdní femorální hřeb, 3) cementovaná TEP kyčle, retrográdní femorální hřeb a laterální LCP dlahou a 4) všechny 3 implantáty a simulovaná

interprotetická zlomenina. Prokázal o 20 % sníženou sílu ke zlomenině ve skupině s cementovanou TEP kyčle a retrográdním nitrodřeňovým hřebem v porovnání s první skupinou s přítomnou cementovanou TEP kyčle. Jeho studie také prokázala protektivní účinek laterální dlahy při přítomné osteotomii mezi implantáty [42].

Weiser (2014) se zabýval vlivem interprotetické vzdálenosti, tloušťky kortikalis a kostní denzity na pravděpodobnost vzniku interprotetické zlomeniny femuru. V biomechanické kadaverózní studii bylo použito 18 lidských femurů, byly rozděleny na tři skupiny dle kostní denzity a dle tloušťky kortikalis. Pro každou skupinu byly definovány interprotetické vzdálenosti 35 mm, 80 mm a 160 mm. Byla měřena potřebná síla ke zlomenině na 4 bodovém ohýbacím stroji. Potřebná síla ke zlomenině byla ve všech třech skupinách stejná ($p=0,498$). Byla vysoce významná korelace mezi tloušťkou kortikalis a silou potřebnou ke zlomenině ($r=0,804$, $p < 0,001$), zatímco kostní denzita neměla vliv na vznik zlomeniny. Všechny zlomeniny nastaly při horním okraji femorální komponenty TEP kolena. Nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi průměrnou silou potřebnou ke zlomenině ve všech 3 skupinách ($p=0,548$) [85].

Další studie se zabývaly také léčbou interprotetických zlomenin. Ve všech byla shodně doporučována k léčbě IFF osteosyntéza úhlově stabilními implantáty, překlenující dřík femorální komponenty TEP kyčle alespoň v délce 2 průměrů diafýzy femuru. Tento implantát poskytuje stabilní fixaci i v osteoporotické kosti. Dlahy se mohou kombinovat s cerklážími kabely k posílení fixace [17, 57, 60, 64].

Operační léčení PZDF má vysoký počet komplikací až 41 % a u 29 % si vyžádá nutnost revizní operace [19, 61]. Je mnoho příčin, které způsobují tyto pooperační problémy:

- 1) špatná kvalita kosti při přítomné osteoporóze
- 2) je obtížné dosáhnout stabilní fixace v místě, kde máme nitrodřeňový implantát
- 3) hojení zlomenin je signifikantně prodloužené u starších pacientů
- 4) uvolnění protézy přispívá ke vzniku zlomeniny

Typické komplikace po vnitřní fixaci periprotetické zlomeniny jsou následující:

- 1) uvolnění fixace
- 2) pakloub a selhání implantátu
- 3) infekce
- 4) malrotace a zhojení ve špatném postavení
- 5) uvolnění protézy [61].

V našem souboru se vyskytlo celkem 4× selhání osteosyntézy, 1× cévní komplikace, 1× těžká progredující valgózní deformita, 2× mírná varózní deformita po osteosyntéze DFN, 1× varózní kolaps po stabilizaci dlahou, 1× uvolnění dlahy a mediální migraci distálního femuru – obrázek 46–64.

Tosounidis uvádí, že letalita po periprotetických zlomeninách má poslední dobou vzestupný charakter. V literatuře se uvádí, že letalita prvních 30 dní po periprotetické zlomenině femuru při TEP kyčle je 10 %. Zvýšená letalita je pozorována i po 1 roce [77, 82].

Streubel v roce 2010 publikoval studii, která se zabývá letalitou u starších pacientů se zlomeninou distálního femuru léčenou operačně. Celkový počet pacientů byl 92, věk byl nad 60 let. Průměrný věk byl 78 let. Pacienty rozdělil na dvě skupiny: na zlomeniny distálního femuru bez TEP ($\Sigma=44$) a na periprotetické zlomeniny distálního femuru ($\Sigma=48$). Sledovali celkovou letalitu za 10 let sledování souboru, za 30 dní, za 6 měsíců a jednoroční letalitu. Celková letalita za 10 let byla 38 %. Ve skupině zlomenin distálního femuru bez TEP byla celková letalita 30 %, do 30 dnů 2 %, do 6 měsíců 13 % a do 1 roka 23 %. Ve skupině periprotetických zlomenin distálního femuru byla celková letalita 46 %, do 30 dnů 8 %, do 6 měsíců 24 % a do 1 roka 27 %. Při započítání vlivu pohlaví, věku, komorbidit a odložené operační léčby jeho výsledky ukázaly, že pacienti s PZDF mají kratší přežití ve srovnání se zlomeninami distálního femuru bez přítomné TEP. Dále uvádí, že PZDF mají větší riziko úmrtí než zlomeniny v oblasti kyčle [77].

Shields v roce 2014 publikoval článek, který se zabýval letalitou a rizikovými faktory úmrtí u pacientů po periprotetické zlomenině proximálního a distálního femuru. Uvádí, že periprotetické zlomeniny jsou spojeny se signifikantní morbiditou a letalitou. Sledoval schopnost pacientů provádět běžné denní aktivity a schopnost se vrátit do prostředí, kde žili před úrazem. Průměrný věk pacientů byl 83 roků a 78 % pacientů bylo ženského pohlaví. Jednoroční letalita celé skupiny pacientů byla 17,1 %. Z těchto pacientů jich zemřelo 80 % během prvních 3 měsíců od zlomeniny. Letalita pacientů s periprotetickou zlomeninou proximálního femuru byla do 3 měsíců 14,2 %, do 12 měsíců 17,1 %. U pacientů s periprotetickou zlomeninou distálního femuru byla letalita do 3 měsíců 14,0 %, do 12 měsíců 18,6 %. Rostoucí věk byl jediný signifikantní faktor ze strany pacienta, který zvyšoval riziko letality dle jejich analýzy dle více parametrů. Pacienti, kteří zemřeli během 1 roku, byli starší ($87,6 \pm 8,5$ vs. $81 \pm 8,6$) a měli vyšší náklady na pobyt v nemocnici než pacienti, kteří přežili více než 12 měsíců [67].

V našem souboru byla letalita do 3 měsíců od úrazu 9 % (8/89). Letalita do 12 měsíců byla 11 %. Průměrný věk zemřelých byl 83 let. Z těchto 10 případů se jednalo o 7 operačně léčených a 3 konzervativně léčené PZDF. Letalita u pacientů s IFF byla 20 % v období do 6 týdnů od úrazu (3× operační léčba, 1× konzervativní léčba).

9 Závěr

Počet PZDF bude mít vzestupný charakter. Zvýšená letalita těchto zlomenin je také evidentní z dostupných dat. Hlavními metodami vnitřní osteosyntézy zůstávají zamykací dlahy a retrográdní femorální hřeb. Předoperační plánování je důležité pro stanovení typu a rozměru stávající femorální komponenty a ke zjištění, zda je či není uvolněná. Volba implantátu může být určena množstvím kosti, která je k dispozici pro distální fixaci. Retrográdní femorální hřeb je obvykle nejlepší metodou léčby pro proximálnější PZDF (Su typ I). Úhlově stabilní zamykací dlahy se mohou použít pro PZDF začínající při femorální komponentě (Su typ II a typ III). V současné době dáváme přednost u zlomenin Su typ II zamykacím dlahám NCB, které umožní polyaxiální jištění v distálním fragmentu. Velmi distální zlomeniny Su typ III s uvolněním femorální komponenty si vyžádají revizní operaci s implantací revizní TEP kolena s dřívky a pravděpodobně s allograftem či metafyzárním augmentem (trabecular metal). Operatér by měl být připraven na revizní operaci, když je peroperační nález komplikovanější, než se jevílo při předoperačním rtg vyšetření.

V případě interprotetických zlomenin femuru je větší výskyt komplikací. K osteosyntéze jsou doporučovány dlouhé zamykací dlahy, které překlenou dřík femorální komponenty TEP kyčle aspoň v délce 2 průměrů diafýzy femuru. Často je tato metoda doplňována o cerkláže femuru v místech, kde není možné bikortikální zavedení šroubů.

10 Použitá literatura

1. AARON, R.K., SCOTT, R. Supracondylar fracture of the femur after total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1987;219:136-139.
2. AGARWALA, S., MENON, A., CHAUDHARI, S. Cerclage wiring as an adjunct for the treatment of femur fractures: Series of 11 cases. *Journal of Orthopaedic Case Reports*. 2017; 7:39-43.
3. ALEXANDER, J., MORRIS, R.P., KAIMRAJH, D., MILNE, E., LATTA, L., FLINK, A., LINDSEY, R.W. Biomechanical evaluation of periprosthetic refractures following distal femur locking plate fixation. *Injury*. 2015;46:2368-2373.
4. ANGELINI, A., BATTIATO, C. Past and present of the use of cerclage wires in orthopedics. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2014;25:623–635.
5. BAI, Z., GAO, S., HU, Z., LIANG, A. Comparison of clinical efficacy of lateral and lateral and medial double-plating fixation of distal femoral fractures. *Scientific Reports*. 2018;8:4863.
6. BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbeck's Archives of Surgery*. 2004;389:53–59.
7. BRINKMAN, J.M., HURSCHLER, CH., AGNESKIRCHNER, J., LOBENHOFFER, P., CASTELEIN, R., HEERWAARDEN, R. Biomechanical testing of distal femur osteotomy plate fixation techniques: The role of simulated physiological loading. *Journal of Experimental Orthopaedics*. 2014;1:1.
8. CANTON, G., RATTI, C., FATTORI, R., HOXHAI, B., MURENA, L. Periprosthetic knee fractures. A review of epidemiology, risk factors, diagnosis, management and outcome. *Acta Biomedica*. 2017;88:118-128.
9. ÇIÇEK, H., TUHANIOĞLU, Ü., OĞUR, H.U., SEYFETTINOĞLU, F., BOZKURT, M. An alternative treatment for osteoporotic Su Type III periprosthetic supracondylar femur fractures: Double locking plate fixation. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2018;52:92-96.
10. CULP, R.W., SCHMIDT, R.G., HANKS, G., MAK, A., ESTERHAI, J.L. JR, HEPPENSTALL, R.B. Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1987;222:212-222.
11. DENNIS, D.A. Periprosthetic fractures following total knee arthroplasty: The good, bad and ugly. *Orthopedics*. 1998;21:1048-1050.
12. DENNIS, D.A. Periprosthetic fractures following total knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2001;83:120-124.

13. DENNIS, M.G., SIMON, J.A., KUMMER, F.J. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: A biomechanical study of 5 techniques. *The Journal of Arthroplasty*. 2000;15:523–528.
14. DIGIOIA, A.M. III, RUBASH, H.E. Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty: A literature review and treatment algorithm. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1991;271:135-142.
15. EBRAHEIM, N., CAROLL, T., MORAL, M.Z., LEA, J., HIRSCHFELD, A., LIU, J. Interprosthetic femoral fractures treated with locking plate. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2014;38:2183-2189.
16. FAKLER, J.K.M., PÖNICK, C., EDEL, M., MÖBIUS, R., BRAND, A.G., ROTH, A., JOSTEN, CH., ZAJONZ, D. A new classification of TKA periprosthetic femur fractures considering the implant type. *Musculoskelet Disorders*. 2017;25:1-8.
17. FÜCHTMEIER, B., DOBLINGER, M., MÜLLER, F. Internal fixation and revision arthroplasty for interprosthetic femoral fractures: a case series of fifty patients. *International Orthopaedics*. 2020;44:1391-1399.
18. GAVASKAR, A.S., TUMMALA, N.C., SUBRAMANIAN, M. The outcome and complications of the locked plating management for the periprosthetic distal femur fractures after a total knee arthroplasty. *Clinics in orthopedic Surgery*. 2013;5:124-128.
19. GONDALIA, V., CHOI, D.H., LEE, S.C., NAM, C.H., HWANG, B.H., AHN, H.S., ONG, A.C., PARK, H.Y., JUNG, K.A. Periprosthetic supracondylar femoral fractures following total knee arthroplasty: clinical comparison and related complications of the femur plate system and retrograde-inserted supracondylar nail. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2014;15:201-207
20. GUJARATHI, N., PUTTI, A.B., ABOUD, R.J., MACLEAN, J.G., ESPLEY, A.J., KELLETT, C.F. Risk of periprosthetic fracture after anterior femoral notching. *Acta Orthopaedica*. 2009;80:553-556.
21. HAN, H.S., OH, K.W., KANG, S.B. Retrograde intramedullary nailing for periprosthetic supracondylar fractures of the femur after total knee arthroplasty. *Clinics in Orthopedic Surgery*. 2009;1:201-206.
22. HANSCHEN, M., ASCHENBRENNER, I.M., FEHSKE, K., KIRCHHOFF, S., KEIL, L., HOLZAPFEL, B.M., WINKLER, S., FUECHTMEIER, B., NEUGEBAUER, R., LUEHRS, S., LIENER, U., BIBERTHALER, P. Mono- versus polyaxial locking plates in distal femur fractures: A prospective randomized multicentre clinical trial. *International Orthopaedics*. 2014;38:857-863.
23. HEAD, J. Periprosthetic distal femur fractures: Review of current treatment options. *Reconstructive Review*. Volume 7, 2017;28-33.
24. HENDERSON, C.E., LUJAN, T., BOTTLANG, M., FITZPATRICK, D.C., MADEY, S.M., MARSH, J.L. Stabilization of distal femur fractures with intramedullary nails and

- locking plates: differences in callus formation. *The Iowa Orthopedic Journal*. 2010;30:61-68.
25. HENRY, S.L., BOOTH, R.E. JR. Management of supracondylar fractures above total knee prosthesis. *Techniques in Orthopaedics*. 1995;9:243-252.
26. HERRERA, D.A., KREGOR, P.J., COLE, P.A., LEVY, B.A., JÖNSSON, A., ZLOWODZKI, M. Treatment of acute distal femur fractures above a total knee arthroplasty: Systematic review of 415 cases (1981-2006). *Acta Orthopaedica*. 2008;79:22-27.
27. HIRSCH, D.M., BHALLA, S., ROFFMAN, M. Supracondylar fracture of the femur following total knee replacement. Report of four cases. *Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 1981;63:162-163.
28. CHEN, F., MONT, M.A., BACHNER, R.S. Management of ipsilateral supracondylar femur fractures following total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 1994;9:521-526.
29. CHETTIAR, K., JACKSON, M.P., BREWIN, J., DASS, D., BUTLER-MANUEL, P.A. Supracondylar periprosthetic femoral fractures following total knee arthroplasty: treatment with a retrograde intramedullary nail. *International Orthopaedics*. 2009;33:981-985.
30. CHIMUTENGWENDE-GORDON, M., KHAN, W., JOHNSTONE, D. Recent advances and developments in knee surgery: principles of periprosthetic knee fracture management. *The Open Orthopaedics Journal*. 2012;6:301-304.
31. JIMENEZ-CRUZ, D., RASGADO, A.M.T., BAILEY, C.G., BOARD, T. Failure analysis following osteochondroplasty for hip impingement in osteoporotic and non-osteoporotic bones. *Journal of Osteoporosis and Physical Activity*. 2016;4:4.
32. JONES, M.D., CARPENTER, C., MITCHELL, S.R., WHITEHOUSE, M., MEHENDALE, S. Retrograde femoral nailing of periprosthetic fractures around total knee replacements. *Injury*. 2016;47:460-464.
33. KIM, B.M., CHO, J.W., LEE, Y.H., SHON, W.Y., PARK, J.W., KIM, J., OH, J.K. Locking attachment plate fixation around a well-fixed stem in periprosthetic femoral shaft fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2017;137:1193-1200.
34. KIM, K. Usefulness of bilateral plate fixation for periprosthetic distal femur fracture after total knee arthroplasty. *International Journal of Surgery Case Reports*. Volume 68, 2020;43-47.
35. KIM, K.I., EGOL, K.A., HOZACK, W.J., PARVIZI, J. Periprosthetic fractures after total knee arthroplasties. *Clinical Orthopaedics And Related Research*. 2006;446:167-175.
36. KINOV, P. *Arthroplasty - Update*. InTech. 2013, 421-436. ISBN 978-953-51-0995-2.
37. KOLB, W., GUHLMANN, H., WINDISCH, CH., MARX, F., KOLB, K., KOLLER, H. Fixation of distal femoral fractures with the Less Invasive Stabilization System: A minimally

invasive treatment with locked fixed-angle screws. *The Journal Of Trauma*. 2008;65:1425-1434.

38. KOUDELA, K. JR., KOUDELA, K. SR., KOUDELOVÁ, J. *Primoimplantace totální náhrady kolenního kloubu*. Axonite. 2016. ISBN 978-80-88046-06-6.

39. KRBEC, M., MOTYČKA, J., LUNÁČEK, L., DOUŠA, P. Osteosyntéza periprotetické suprakondylické zlomeniny kolenního kloubu s použitím LCP dlahy. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2009;76:473-478.

40. KREGOR, P.J., HUGHES, J.L., COLE, P.A. Fixation of distal femoral fractures above total knee arthroplasty utilizing the Less Invasive Stabilization System (L.I.S.S.). *Injury*. 2001;32:64-75.

41. LEE, S.S., LIM, S.J., MOON, Y.W., SEO, J.G. Outcomes of long retrograde intramedullary nailing for periprosthetic supracondylar femoral fractures following total knee arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2014;134:47-52.

42. LEHMANN, W., RUPPRECHT, M., HELLMERS, N., SELLENSCHLOH, K., BRIEM, D., PÜSCHEL, K., AMLING, M., MORLOCK, M., RUEGER, J.M. Biomechanic evaluation of peri-and interprosthetic fractures of the femur. *The Journal of Trauma*. 2010;68:1459-1463.

43. LESH, M.L., SCHNEIDER, D.J., DEOL, G., DAVIS, B., JACOBS, C.R., PELLEGRINI, V.D. The consequences of anterior femoral notching in total knee arthroplasty: A biomechanical study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2000;82:1096-1101.

44. MALOTÍN, T., JANSOVÁ, M., MATĚJKA, T., MATĚJKA, J. Léčení periprotetických zlomenin distálního femuru. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2019;86:205-211.

45. MÄKINEN, T.J., DHOTAR, H.S., FICHMAN, S.G., GUNTON, M.J., WOODSIDE, M., SAFIR, O., BACKSTEIN, D., WILLETT, T.L., KUZYK, P.R. Periprosthetic supracondylar femoral fractures following knee arthroplasty: A biomechanical comparison of four methods of fixation. *International Orthopaedics*. 2015;39:1737-1742.

46. MÄRDIAN, S., WICHLAS, F., SCHASER, K.D., MATZIOLIS, G., FÜCHTMEIER, B., PERKA, C., SCHWABE, P. Periprosthetic fractures around the knee: Update on therapeutic algorithms for internal fixation and revision arthroplasty. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2012;79:297-306.

47. MARTI, A., PARTENHEIMER, A., SCHANDELMAIER, P. Biomechanical analysis of supracondylar femoral fractures fixed with LISS and intramedullary retrograde nail. Poster, *47th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*, 2001, San Francisco, California.

48. MCGRAW, P., KUMAR, A. Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2010;11:135-141.

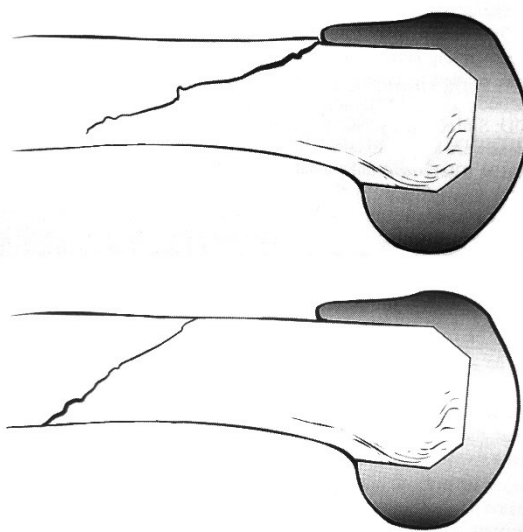
49. MEEK, R.M.D., NORWOOD, T., SMITH, R. The risk of periprosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2011;93:96–101.
50. MERKEL, K.D., JOHNSON, E.W. JR. Supracondylar fracture of the femur after total knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1986;68:29-43.
51. NEER, C.S. II, GRANTHAM, S.A., SHELTON, M.L. Supracondylar fracture of the adult femur: A study of one hundred and ten cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1967;49:591-613.
52. NOZAKA, K., MIYAKOSHI, N., HONGO, M., KASUKAWA, Y., SAITO, H., KIJIMA, H., TSUCHIE, H., MITA, M., SHIMADA, Y. Effectiveness of circular external fixator in periprosthetic fractures around the knee. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020; 21:317.
53. PERREN, S.M., DELL’OCA, A.F., LENZ, M., WINDOLF, M. Cerclage, evolution and potential of a cinderella technology. An overview with reference to periprosthetic fractures. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*. 2011;78:190-199.
54. RHEE, S.J., CHO, J.Y., CHOI, Y.Y., SAWAGUCHI, T., SUH, J.T. Femoral periprosthetic fractures after total knee arthroplasty: New surgically oriented classification with a review of current treatments. *Knee Surgery & Related Research*. 2018;30:284-292.
55. RICCI, W.M., LOFTUS, T., COX, C., BORRELLI, J. Locked plates combined with minimally invasive insertion technique for the treatment of periprosthetic supracondylar femur fractures above a total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2006;20:190-196.
56. RITTER, M.A., FARIS, P.M., KEATING, E.M. Anterior femoral notching and ipsilateral supracondylar femur fracture in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 1988;3:185-187.
57. ROMEO, N., FIROOZABADI, R. Interprosthetic fractures of the femur. *Orthopedics*. 2018;41:e1-e7.
58. RORABECK, C.H., TAYLOR, J.W. Periprosthetic fractures of the femur complicating total knee arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America*. 1999;30:265-277.
59. RORABECK, C.H., TAYLOR J.W. Classification of periprosthetic fractures complicating total knee arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America*. 1999; 30:209-214.
60. ROZELL, J.C., DELAGRAMMATICAS, D.E., SCHWARZKOPF, R. Interprosthetic femoral fractures: management challenges. *Orthopedic Research and Reviews*. 2019; 11:119-128.

61. RUCHHOLTZ, S., TOMÁS, J., GEBHARD, F., LARSEN, M.S. Periprosthetic fractures around the knee - the best way of treatment. *European Orthopaedics and Traumatology*. 2013;4:93-102.
62. RUPPRECHT, M., SCHLICKWEI, C., FENSKY, F., MORLOCK, M., PÜSCHEL, K., RUEGER, J.M., LEHMANN, W. Periprosthetic and interimplant femoral fractures: Biomechanical analysis. *Unfallchirurg*. 2015;118:1025-1032.
63. SAIN, A., SHARMA, V., FAROOQUE, K., MUTHUKUMARAN, V., PATTABIRAMAN, K. Dual plating of the distal femur: Indications and surgical techniques. *Cureus*. 2019. e6483:01-17.
64. SCOLARO, J., SCHWARZKOPF, R. Management of interprosthetic femur fractures. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2017;25:e63-e69.
65. SCOTT, R.D. Anterior femoral notching and ipsilateral supracondylar femur fracture in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 1988;3:381.
66. SHAWEN, S.B., BELMONT, P.J. JR, KLEMME, W.R., TOPOLESKI, L.D.T., XENOS, J.S., ORCHOWSKI, J.R. Osteoporosis and anterior femoral notching in periprosthetic supracondylar fractures. A biomechanical study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2003;85,115-121.
67. SHIELDS, E., BEHREND, C., BAIR, J., CRAM, P., KATES, S. Mortality and financial burden of periprosthetic fractures of the femur. *Geriatric Orthopaedic Surgery And Rehabilitation*. 2014;5:147-153.
68. SINGH, J.A., JENSEN, M., LEWALLEN, D. Predictors of periprosthetic fracture after total knee replacement. An analysis of 21,723 cases. *Acta Orthopaedica*. 2013;84:170-177.
69. SISTO, D.J., LACHIEWICZ, P.F., INSALL, J.N. Treatment of supracondylar fractures following prosthetic arthroplasty of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1985;196:265-272.
70. SMITH, W.R., STONEBACK, J.W., MORGAN, S.J., STAHEL, P.F. Is immediate weight bearing safe for periprosthetic distal femur fractures treated by locked plating? A feasibility study in 52 consecutive patients. *Patient safety in surgery*. 2016;10:26.
71. SOENEN, M., BARACCHI, M., CORTE, D.R., LABEY, L., INNOCENTI, B. Stemmed TKA in a femur with a total hip arthroplasty: Is there a safe distance between the stem tips? *The Journal of Arthroplasty*. 2013;28:1437-1445.
72. SOENEN, M., MIGAUD, H., BONNOMET, F., GIRARD, J., MATHEVON, H., EHLINGER, M. Interprosthetic femoral fractures: Analysis of 14 cases. Proposal for an additional grade in the Vancouver and SoFCOT classifications. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. 2011;97:693-698.

73. SOLARINO, G., VICENTI, G., MORETTI, L., ABATE, A., SPINARELLI, A., MORETTI, B. Interprosthetic femoral fractures - A challenge of treatment. A systematic review of the literature. *Injury*. 2014;45:362-368.
74. SOSNA, A., ČECH, O., KRBEČ, M. *Operační přístupy ke skeletu končetin, pánve a páteře*. Triton. 2005. ISBN 8072546406.
75. STEVANOVIĆ, V., VUKAŠINOVIĆ, Z., BAŠČAREVIĆ, Z., STARČEVIĆ, B., MATANOVIĆ, D., SPASOVSKI, D. Periprosthetic femoral fractures in total knee arthroplasty. *Intech*, 2013. Chapter 18.
76. STREUBEL, P.N., GARDNER, M.J., MORSHED, S., COLLINGE, C.A., GALLAGHER, B., RICCI, W.M. Are extreme distal periprosthetic supracondylar fractures of the femur too distal to fix using a lateral locked plate? *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2010;92:527-534.
77. STREUBEL, P.N., RICCI, W.M., WONG, A., GARDNER, M.J. Mortality after distal femur fractures in elderly patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2011; 469:1188-1196.
78. SU, E.T., DEWAL, H., DI CESARE, P.E. Periprosthetic femoral fractures above total knee replacements. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2004;12:12-20.
79. TODOROV, D., ZDERIC, I., RICHARDS, R.G., LENZ, M., KNOBE, M., ENCHEV, D., BALTOV, A., GUEORGUIEV, B., STOFFEL, K. Is augmented LISS plating biomechanically advantageous over conventional LISS plating in unstable osteoporotic distal femoral fractures? *Journal of orthopaedics research*. 2018;36:2604-2611.
80. TOMÁŠ, T., NACHTNEBL, L., OTIEPKA, P. Periprotetická zlomenina distálního femuru - klasifikace a terapie. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2010;77:194-202.
81. TONOGAI, I., HAMADA, D., GOTO, T., TAKASAGO, T., TSUTSUI, T., SUZUE, N., MATSUURA, T., SAIRYO, K. Retrograde intramedullary nailing with a blocking pin technique for reduction of periprosthetic supracondylar femoral fracture after total knee arthroplasty: technical note with a compatibility chart of the nail to femoral component. *Case Reports in Orthopedics*. Epub 2014.
82. TOSOUNIDIS, T.H., GIANNOUDIS, P.V. What is new in distal femur periprosthetic fracture fixation? *Injury*. 2015;46:2293-2296.
83. YOO, J.D., KIM, N.K. Periprosthetic fractures following total knee arthroplasty. *Knee Surgery & Related Research*. 2015;27:1-9.
84. WALLACE, S.S., BECHTOLD, D., SASSOON, A. Periprosthetic fractures of the distal femur after total knee arthroplasty: Plate versus nail fixation. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. 2017;103:257-262.

85. WEISER, L., KORECKI, M.A., SELLENSCHLOH, K., FENSKY, F., PÜSCHEL, K., MORLOCK, M.M., RUEGER, J.M., LEHMANN, W. The role of inter-prosthetic distance, cortical thickness and bone mineral density in the development of interprosthetic fractures of the femur. A Biomechanical Cadaver Study. *The Bone & Joint Journal*. 2014;96:1378-1384.
86. WICK, M., MÜLLER, E.J., KUTSCHA-LISSBERG, F., HOPF, F., MUHR, G. Periprosthetic supracondylar femoral fractures: LISS or retrograde intramedullary nailing? Problems with the use of minimally invasive technique. *Unfallchirurg*. 2004;107:181-188.
87. ZHOU, S., JUNG, S., HWANG, J. Mechanical analysis of femoral stress-riser fractures. *Clinical Biomechanics*. 2019;63:10-15.

11 Obrazová příloha



Obrázek 20 – Schéma vzniku PZDF dle přítomnosti notchingu dle Leshe

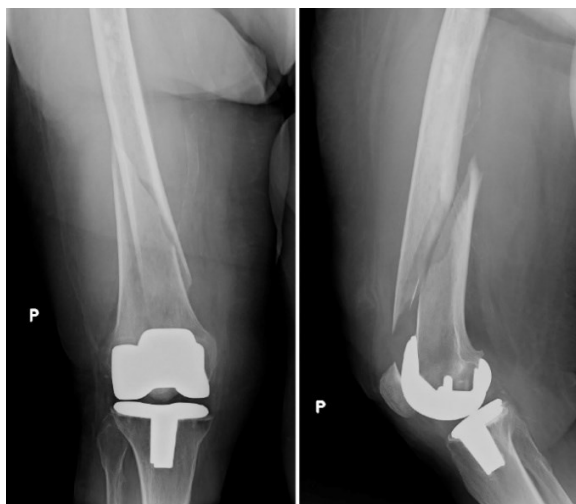
RTG dokumentace



Obrázek 21 – Přední femorální notching
I. stupně



Obrázek 22 – Přední femorální notching
II. stupně



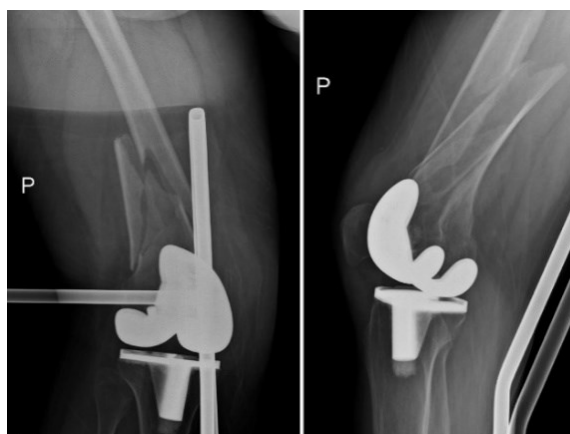
Obrázek 23 – PZDF typu Su I A



Obrázek 24 – PZDF typu Su I B



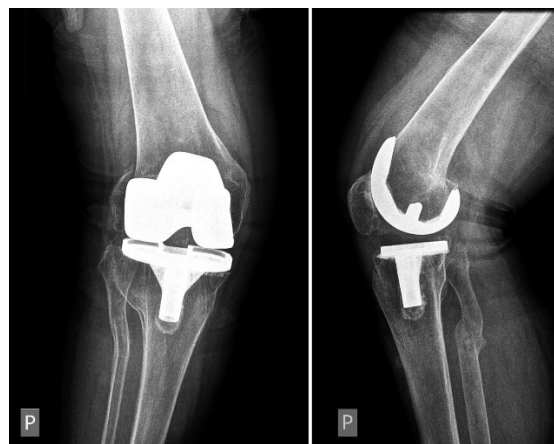
Obrázek 25 – PZDF Su II A



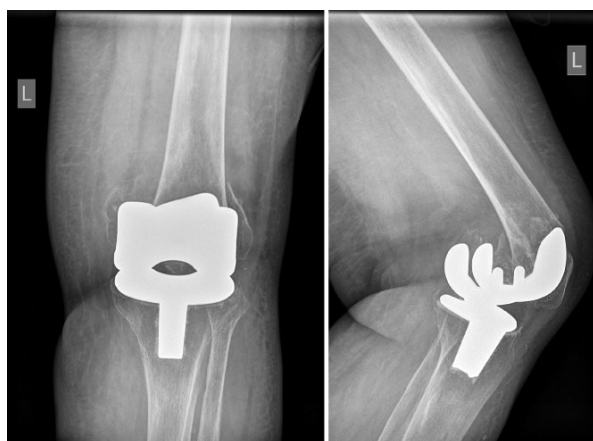
Obrázek 26 – PZDF Su II B



Obrázek 27 – PZDF typu Su II C



Obrázek 28 – PZDF typu Su III A



Obrázek 29 – PZDF typu Su III B



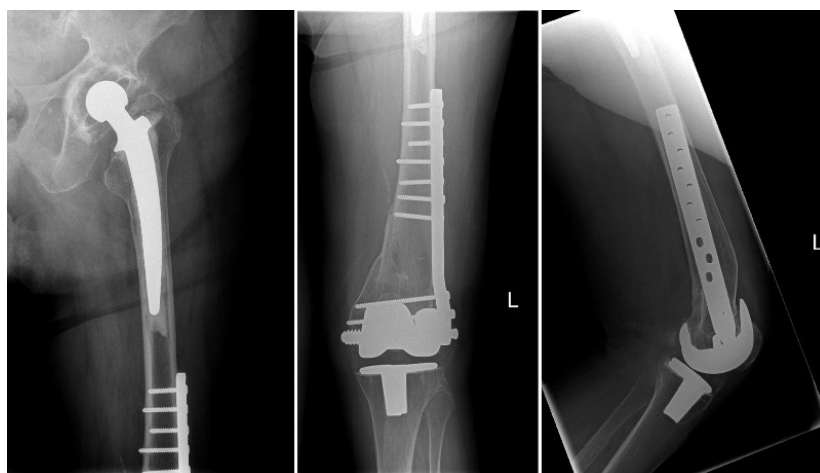
Obrázek 30 – PZDF typu Su III C

Konzervativně léčená PZDF



Obrázek 31 – Konzervativně léčená zlomenina Su III A

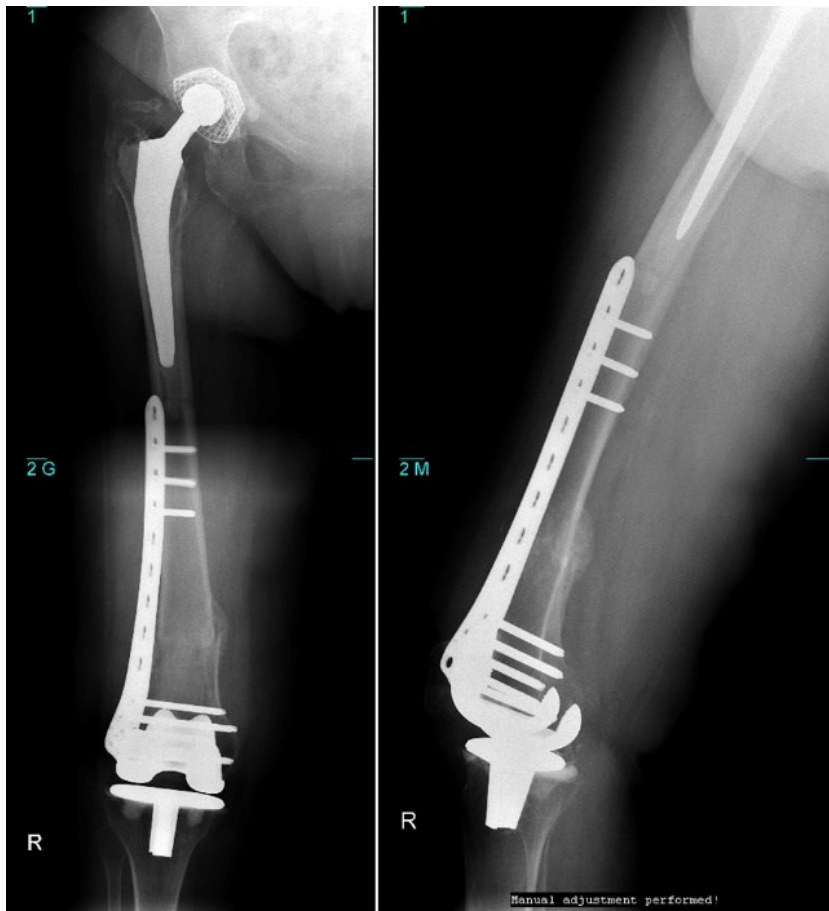
Interprotetické zlomeniny



Obrázek 32 – OS interprotetické zlomeniny femuru DCS dlahou



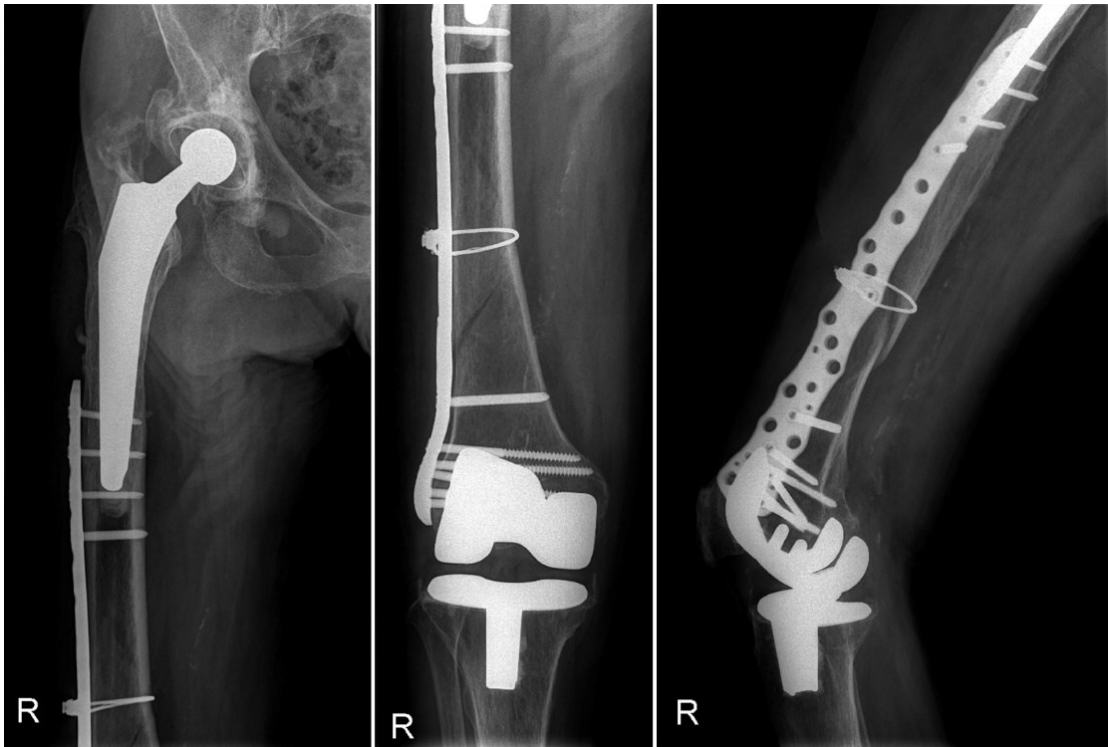
Obrázek 33 – Interprotetická zlomenina femuru



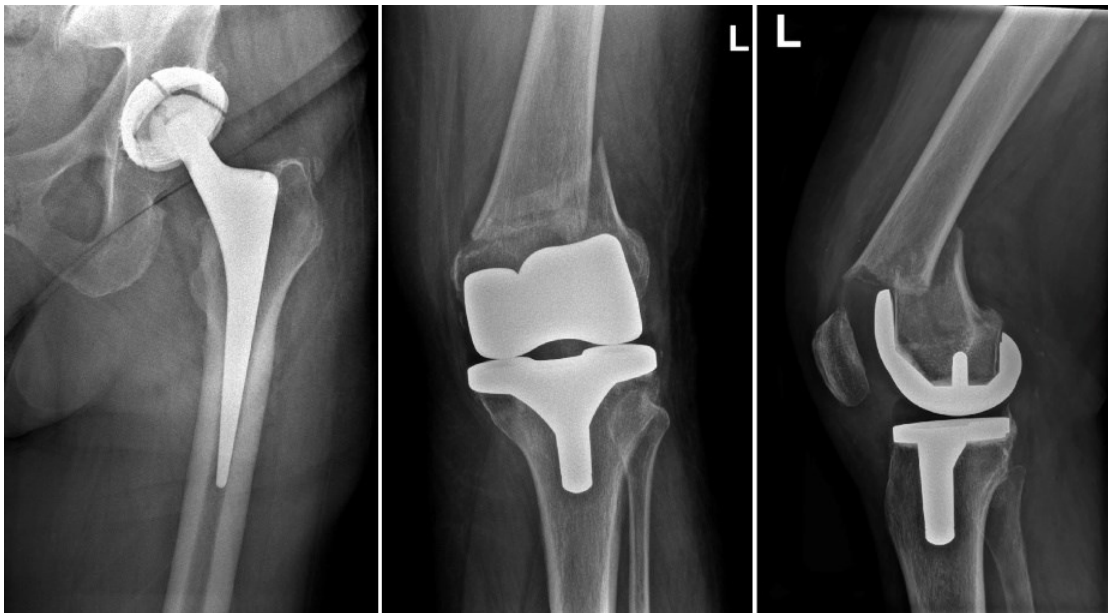
Obrázek 34 – OS LISS dlahou



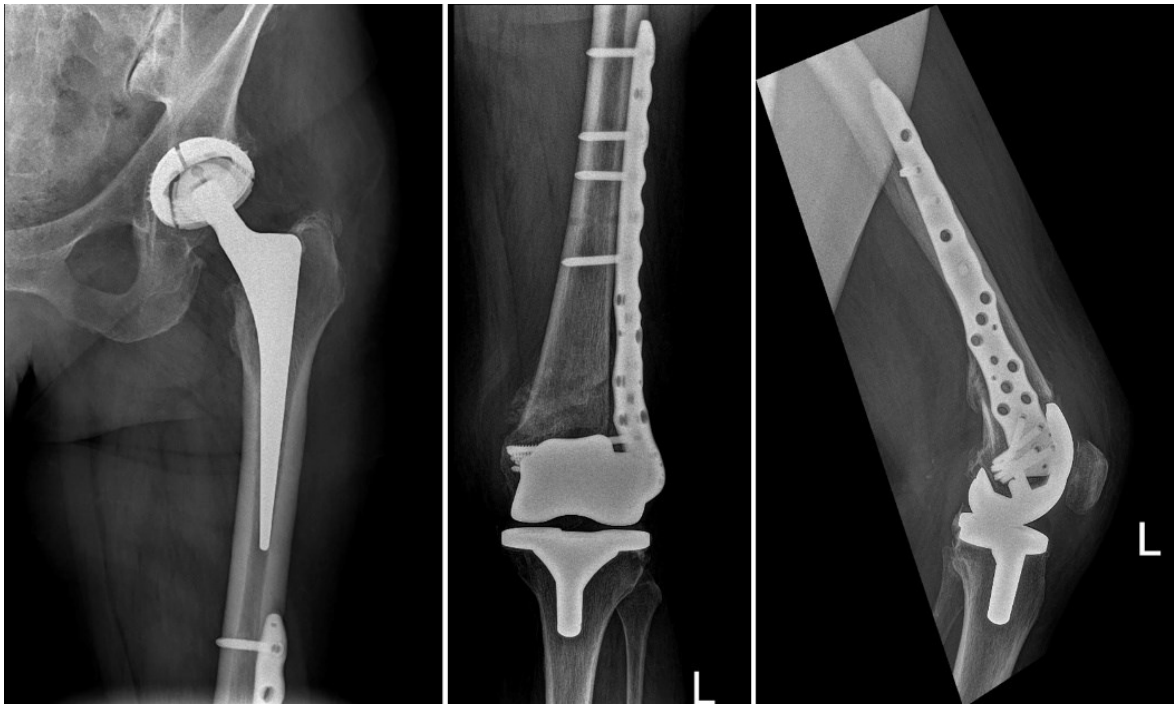
Obrázek 35 – Interprotetická zlomenina femuru



Obrázek 36 – OS NCB dlahou přemost'ující s cerkláží



Obrázek 37 – Interprotetická zlomenina femuru



Obrázek 38 – OS NCB dlahou pro DF

OS DFN

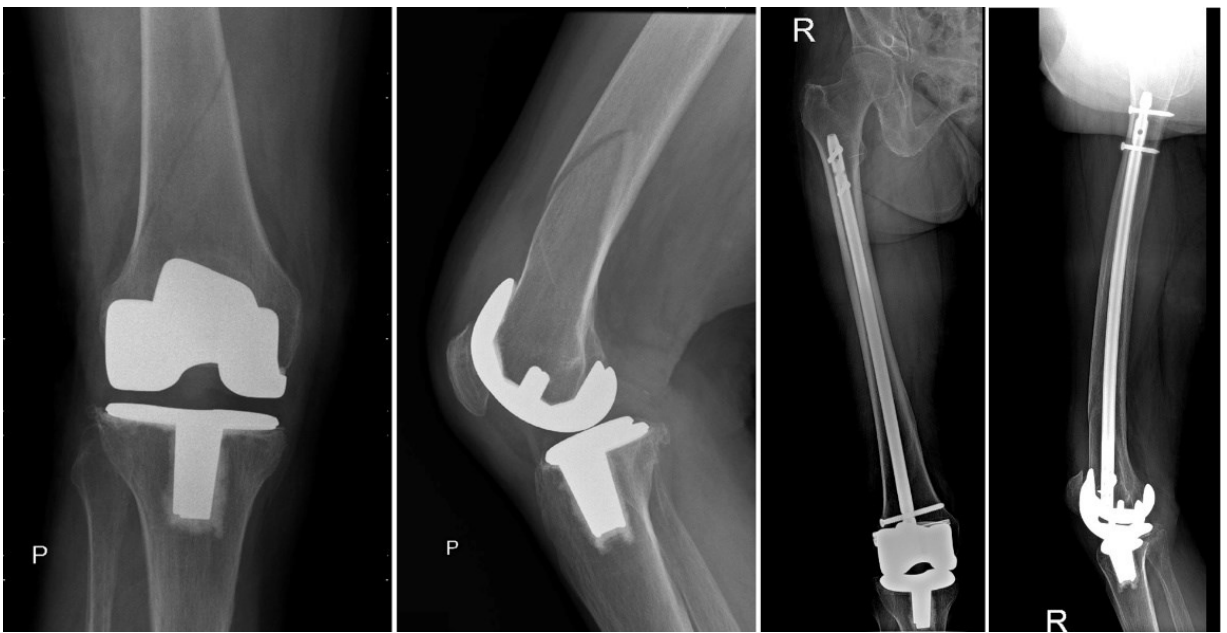


Obrázek 39 – Patologická zlomenina diafýzy femuru Su I A

Obrázek 40 – OS DFN



Obrázek 41 – PZDF Su I A, st.p. OS DHS, OS krátkým DFN hřebem



Obrázek 42 – PZDF Su II A, st.p. OS DFN

OS LISS



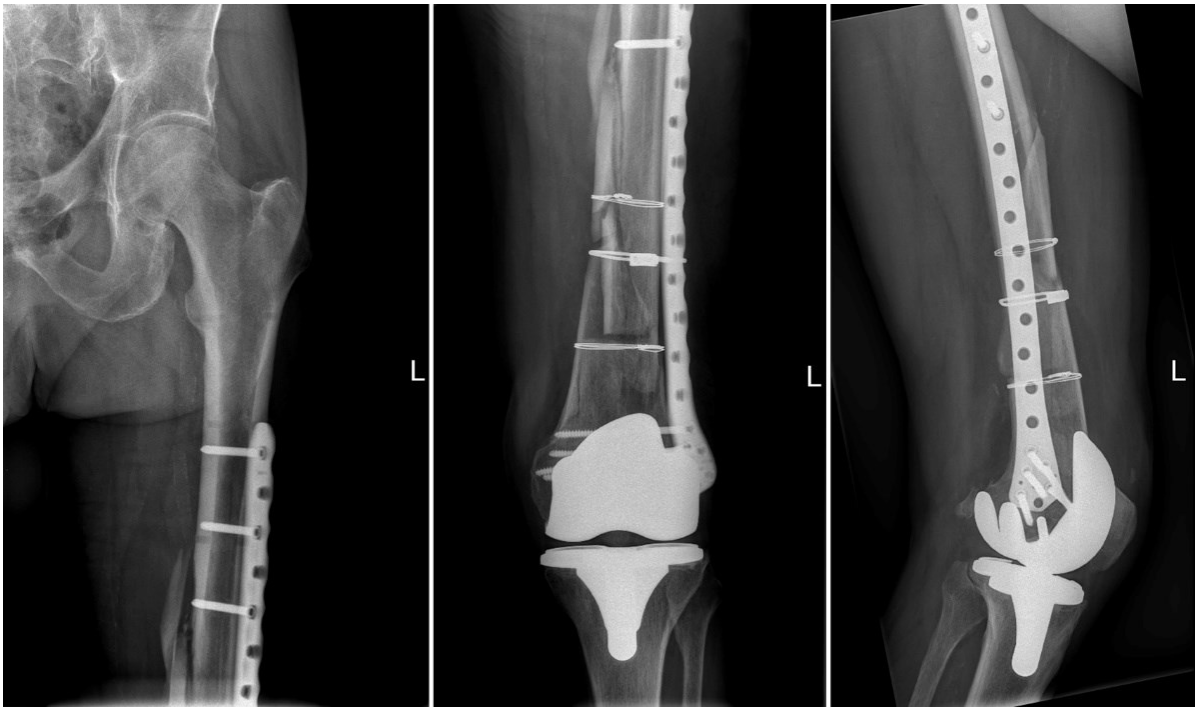
Obrázek 43 – PZDF Su II B

Obrázek 44 – OS LISS dlahou

OS zevním fixátérem



Obrázek 45 – Otevřená PZDF Tscherne II. stupně, ZF



Obrázek 46 – OS NCB dlahou a cerklážemi s odstupem



Obrázek 47 – PZDF Su II B, OS NCB dlahou pro DF

Selhané OS



Obrázek 48 – Selhaná OS kondylární dlahou

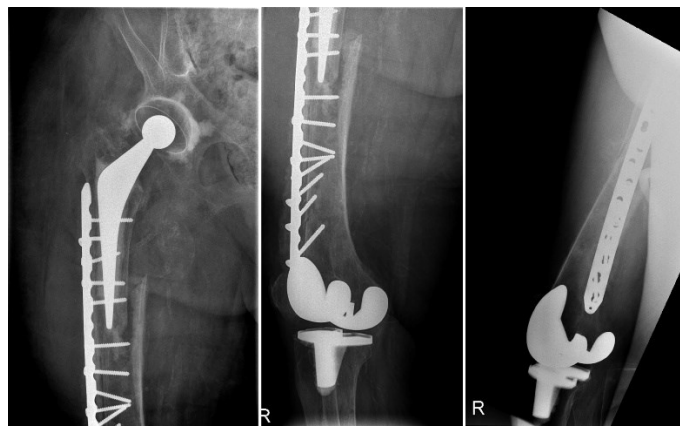


Obrázek 49 – Stejný pacient, RTG po reosteosyntéze

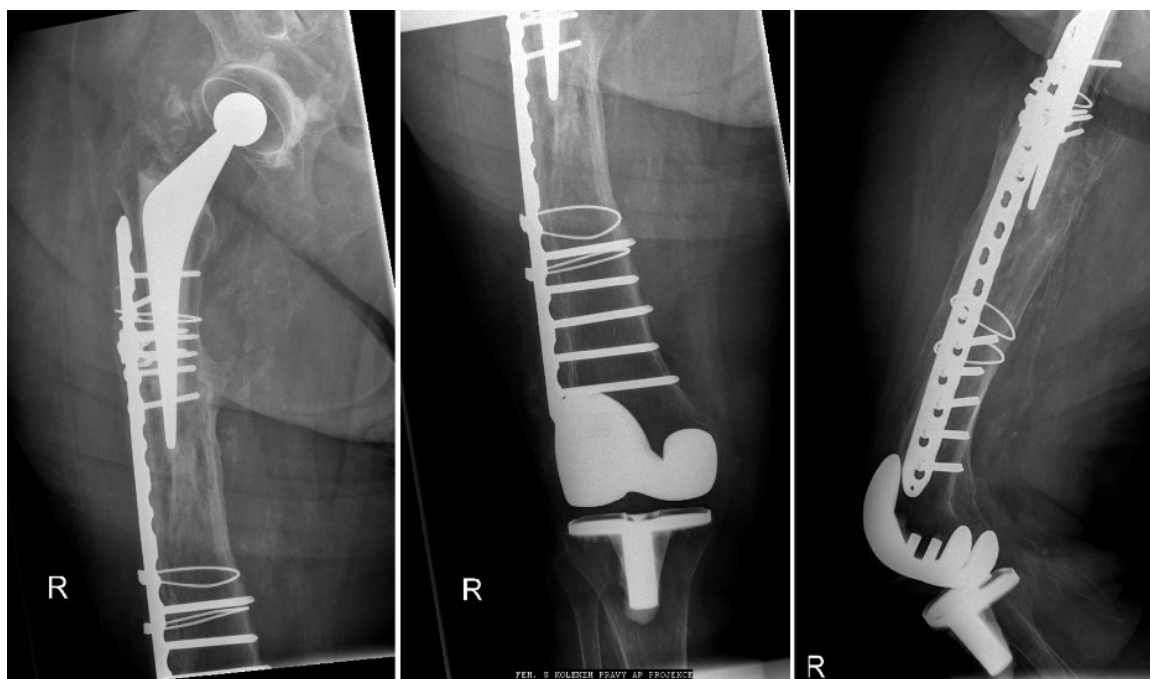
Selhané OS



Obrázek 50 – Interprotetická zlomenina

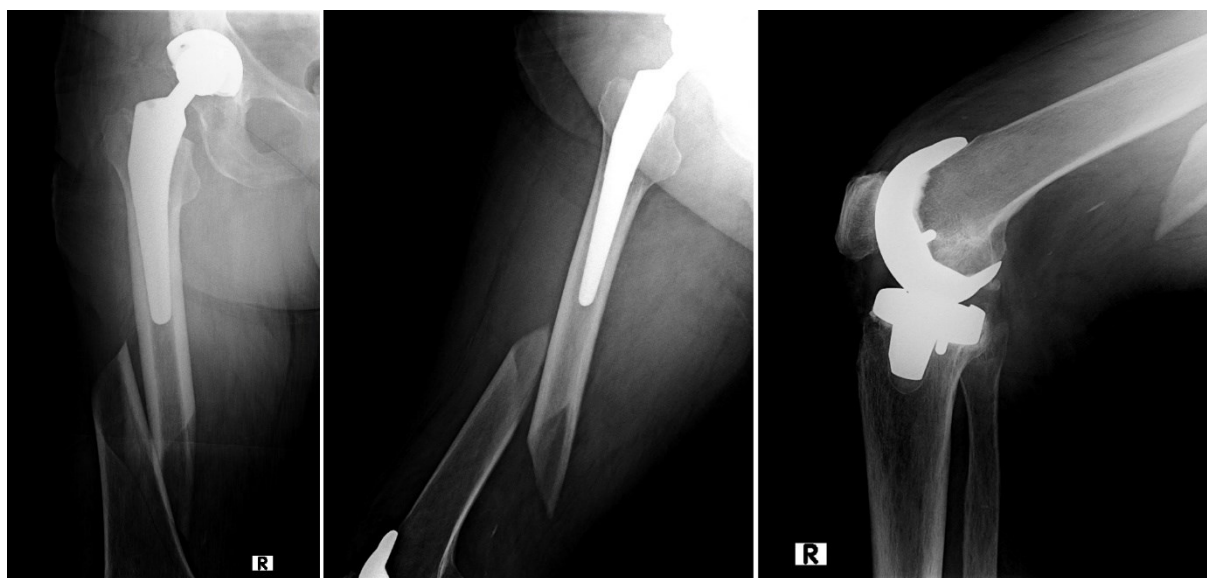


Obrázek 51 – Selhání OS, vytržení LCP dlahy

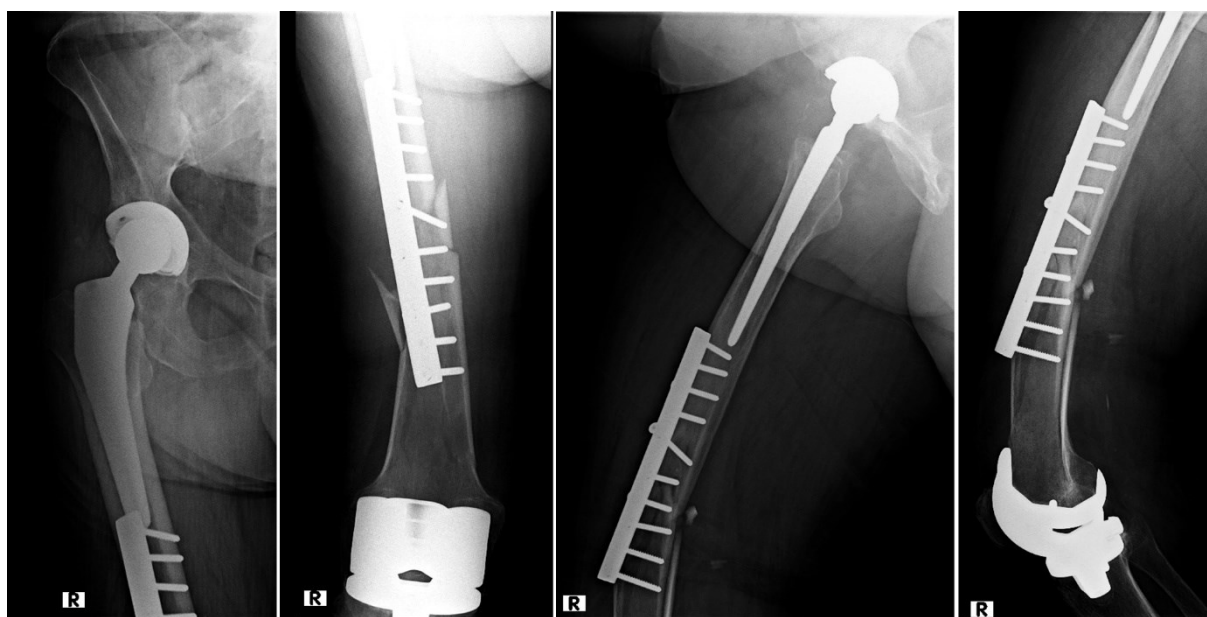


Obrázek 52 – Reosteosyntéza LCP dlahou, cerkláže, LAP

Selhané OS



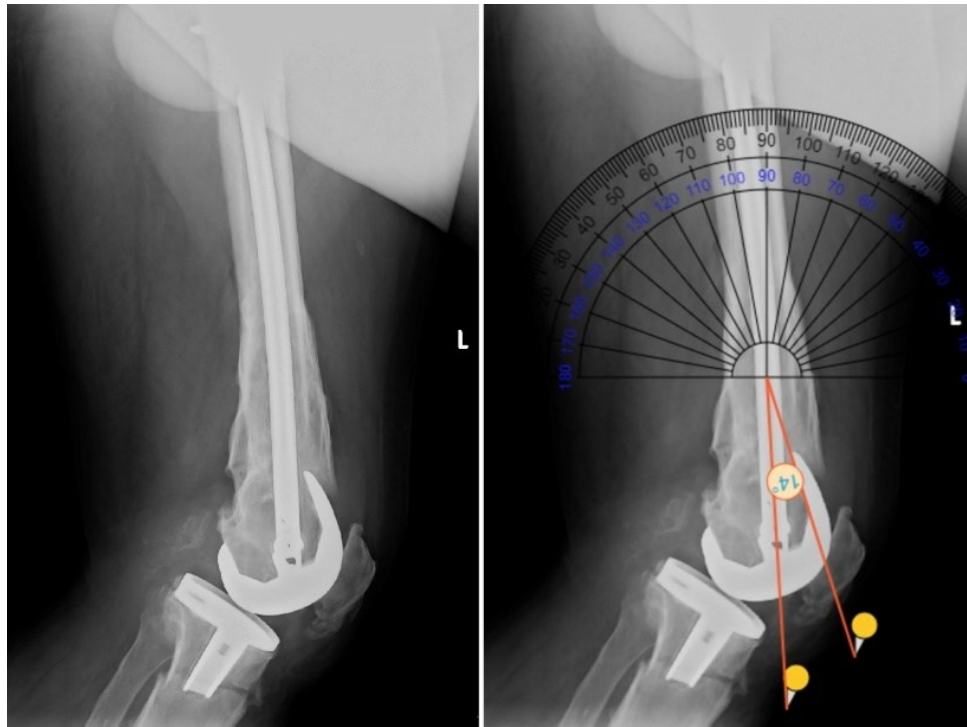
Obrázek 53 – Interprotetická zlomenina pravého femuru



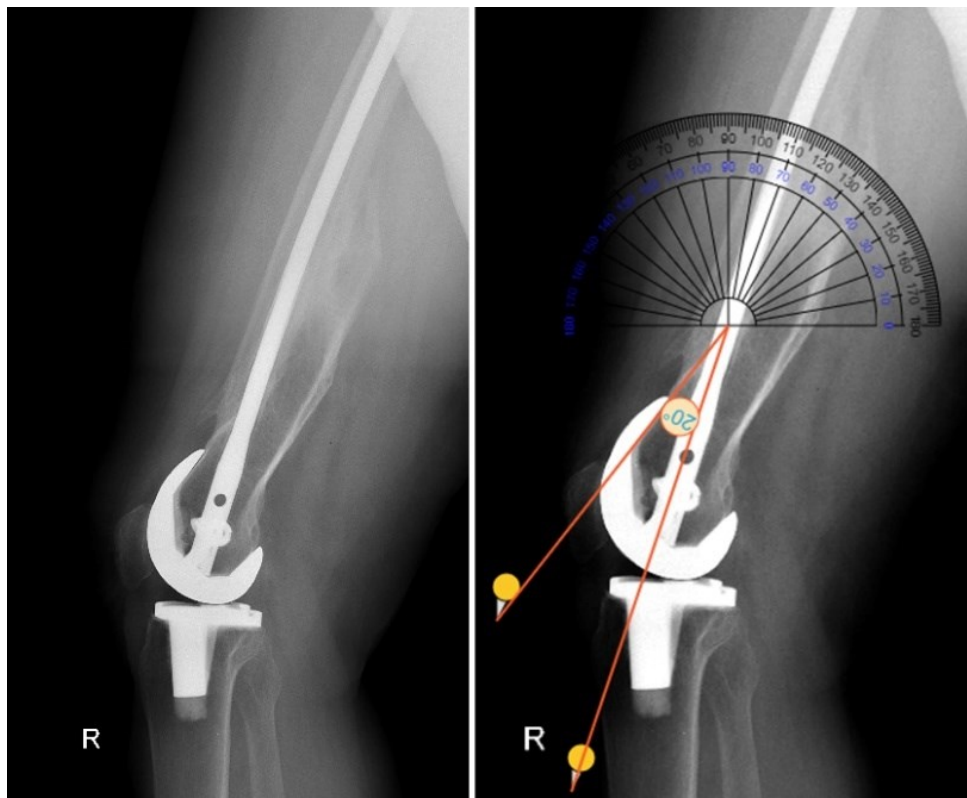
Obrázek 54 – Osteosyntéza krátkou 4,5mm dlahou (z jiného pracoviště)

Selhání osteosyntézy za 3T od operace

Extenční deformita distálního femuru po OS DFN



Obrázek 55 – Extenční deformita distálního femuru 14°



Obrázek 56 – Extenční deformita distálního femuru 20°

Prominence DFN do kolena



Obrázek 57 – Prominence DFN do kolena



Obrázek 58 – Prominence DFN do kolena

Vytržení NCB dlahy a mediální migrace distálního femuru



Obrázek 59 – Úrazový snímek, zlomenina Su II C

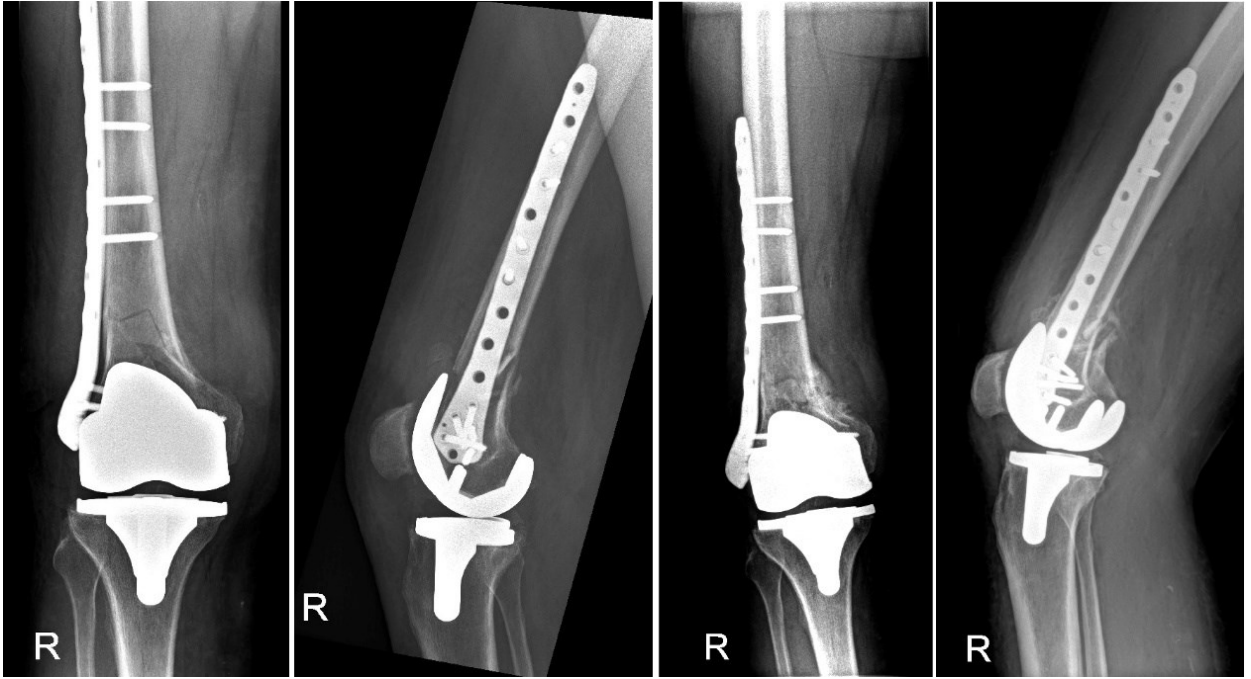


Obrázek 60 – St.p. OS NCB dlahou, postupné uvolnění a mediální migrace femuru

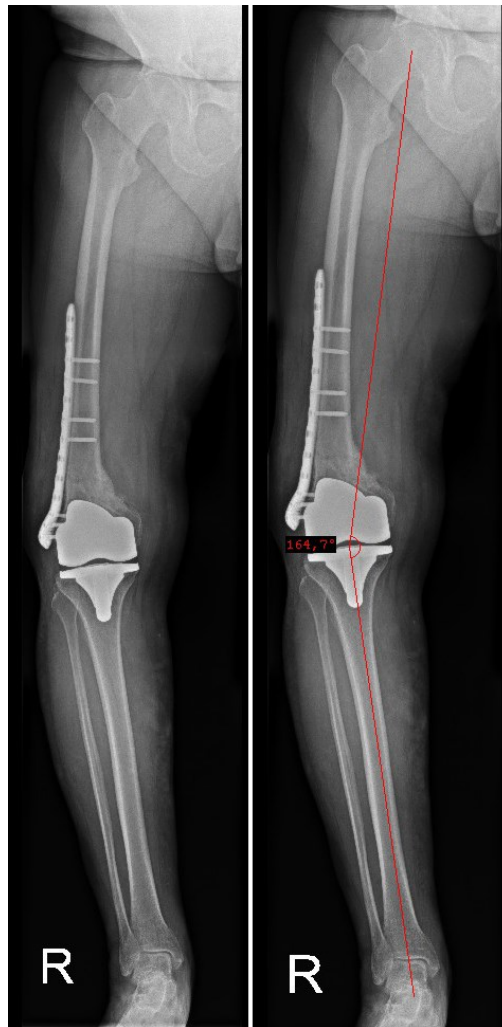
Varózní kolaps distálního femuru



Obrázek 61 – Úrazový snímek PZDF Su II B



Obrázek 62 – St.p. OS NCB dlahou, naznačena varizace distálního femuru



Obrázek 63 – Na dlouhém RTG snímku DK vestoje patrná varus deformita 15st.

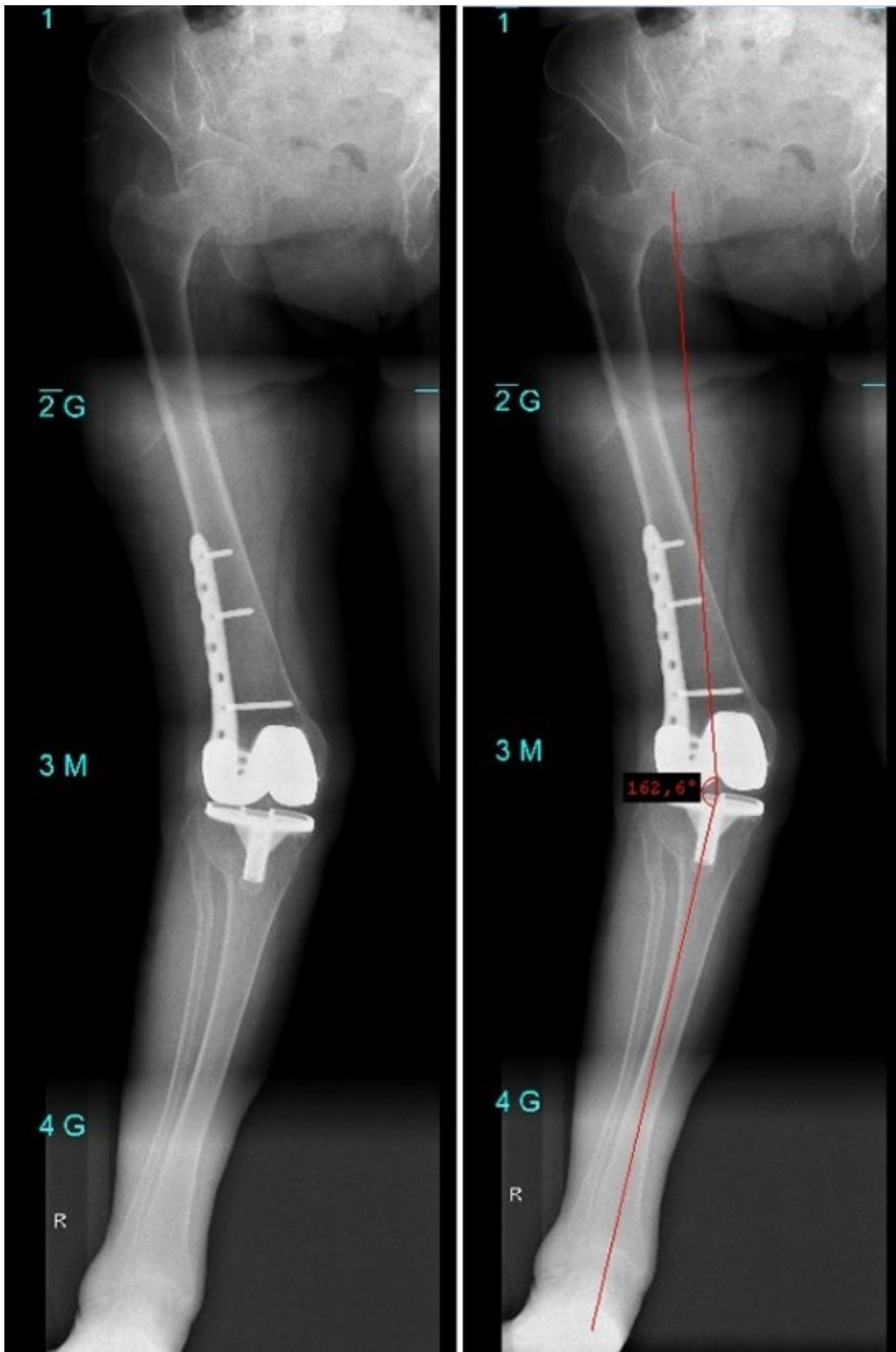
Progredující valgozita distálního femuru



Obrázek 64 – Úrazový snímek PZDF Su III A

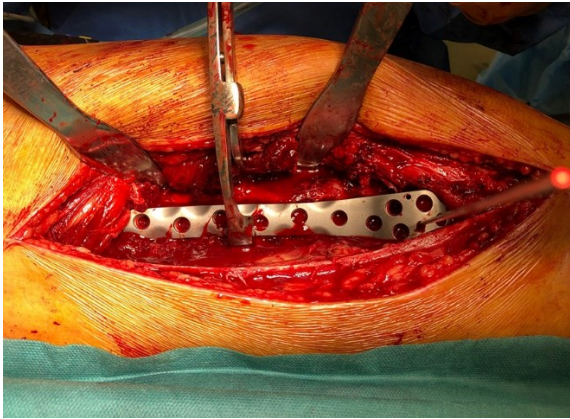


Obrázek 65 – St.p. OS NCB dlahou, zhojeno

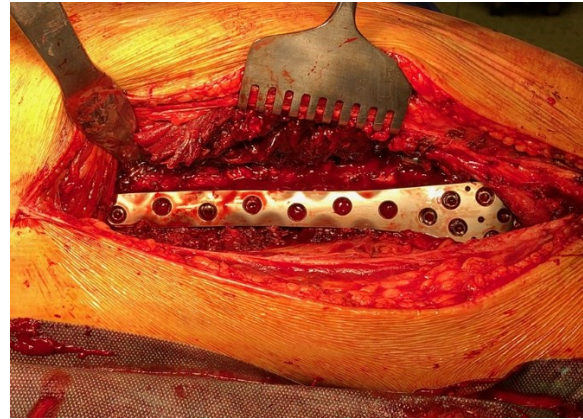


Obrázek 66 – RTG snímek celé DK vestoje, MO 17° valgus

Fotodokumentace



Obrázek 67 – Přiložení dlahy NCB k femuru



Obrázek 68 – Po fixaci NCB dlahy šrouby



Obrázek 69 – Stejný pacient, kontrola 6T po operaci



Obrázek 70 – Detail na přiložení NCB dlahy k femorální komponentě



Obrázek 71 – Po fixaci NCB dlahy šrouby

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Přední femorální notching – Tayside klasifikace (volně dle Gujarathi)	13
Obrázek 2 – Klasifikace dle Lewise & Rorabecka (volně dle Rorabeck & Taylor, 1999) .	20
Obrázek 3 – Klasifikace PZDF dle Su (volně dle Su, 2004).....	21
Obrázek 4 – Klasifikace dle Faklera (volně dle Faklera, 2017)	23
Obrázek 5 – Klasifikace dle Rhee (volně dle Rhee, 2018).....	25
Obrázek 6 – Krbcova modifikace Su klasifikace (volně dle Krbce, 2009).....	26
Obrázek 7 – Piresova klasifikace interprotetických zlomenin femuru (2014)	44
Obrázek 8 – Průměrný věk pacientů s PZDF v jednotlivých letech.....	46
Obrázek 9 – Zastoupení pacientů s PZDF dle věkového rozložení.....	47
Obrázek 10 – Krabicový graf	47
Obrázek 11 – Počet periprotetických zlomenin distálního femuru	48
Obrázek 12 – Krabicový graf rozložení věku u IFF	53
Obrázek 13 – Poměr konzervativně a operačně léčených PZDF	54
Obrázek 14 – Detail modelu distální části femuru	55
Obrázek 15 – Předozadní a boční pohled na model femuru s jednotlivými implantáty.....	55
Obrázek 16 – Rozložení posuvu kosti v sagitální rovině [mm] při axiálním zatížení.....	57
Obrázek 17 – Rozložení napětí Von Mises [GPa] v implantátech při axiálním zatížení	58
Obrázek 18 – Rozložení posuvu kosti v sagitální rovině [mm] při torzním zatížení	59
Obrázek 19 – Rozložení napětí Von Mises [GPa] v implantátech při torzi	59
Obrázek 20 – Schéma vzniku PZDF dle přítomnosti notchingu dle Leshe.....	85
Obrázek 21 – Přední femorální notching I. stupně.....	85
Obrázek 22 – Přední femorální notching II. stupně.....	85
Obrázek 23 – PZDF typu Su I A	86
Obrázek 24 – PZDF typu Su I B	86
Obrázek 25 – PZDF Su II A	86
Obrázek 26 – PZDF Su II B	86
Obrázek 27 – PZDF typu Su II C	87
Obrázek 28 – PZDF typu Su III A.....	87
Obrázek 29 – PZDF typu Su III B.....	87
Obrázek 30 – PZDF typu Su III C.....	87

Obrázek 31 – Konzervativně léčená zlomenina Su III A	88
Obrázek 32 – OS interprotetické zlomeniny femuru DCS dlahou	88
Obrázek 33 – Interprotetická zlomenina femuru	88
Obrázek 34 – OS LISS dlahou	89
Obrázek 35 – Interprotetická zlomenina femuru	89
Obrázek 36 – OS NCB dlahou přemost'ující s cerkláží.....	90
Obrázek 37 – Interprotetická zlomenina femuru	90
Obrázek 38 – OS NCB dlahou pro DF	91
Obrázek 39 – Patologická zlomenina diafýzy femuru Su I A	91
Obrázek 40 – OS DFN	91
Obrázek 41 – PZDF Su I A, st.p. OS DHS, OS krátkým DFN hřebem	92
Obrázek 42 – PZDF Su II A, st.p. OS DFN	92
Obrázek 43 – PZDF Su II B	93
Obrázek 44 – OS LISS dlahou	93
Obrázek 45 – Otevřená PZDF Tscherne II. stupně, ZF	93
Obrázek 46 – OS NCB dlahou a cerklážemi s odstupem	94
Obrázek 47 – PZDF Su II B, OS NCB dlahou pro DF	94
Obrázek 48 – Selhaná OS kondylární dlahou.....	95
Obrázek 49 – Stejný pacient, RTG po reosteosyntéze	95
Obrázek 50 – Interprotetická zlomenina	96
Obrázek 51 – Selhání OS, vytržení LCP dlahy	96
Obrázek 52 – Reosteosyntéza LCP dlahou, cerkláže, LAP.....	96
Obrázek 53 – Interprotetická zlomenina pravého femuru	97
Obrázek 54 – Osteosyntéza krátkou 4,5mm dlahou (z jiného pracoviště)	97
Obrázek 55 – Extenční deformita distálního femuru 14°	98
Obrázek 56 – Extenční deformita distálního femuru 20°	98
Obrázek 57 – Prominence DFN do kolena.....	99
Obrázek 58 – Prominence DFN do kolena.....	99
Obrázek 59 – Úrazový snímek, zlomenina Su II C	99
Obrázek 60 – St.p. OS NCB dlahou, postupné uvolnění a mediální migrace femuru	100
Obrázek 61 – Úrazový snímek PZDF Su II B.....	100
Obrázek 62 – St.p. OS NCB dlahou, naznačena varizace distálního femuru.....	101

Obrázek 63 – Na dlouhém RTG snímku DK vestoje patrná varus deformita 15st.	101
Obrázek 64 – Úrazový snímek PZDF Su III A	102
Obrázek 65 – St.p. OS NCB dlahou, zhojeno	102
Obrázek 66 – RTG snímek celé DK vestoje, MO 17° valgus	103
Obrázek 67 – Přiložení dlahy NCB k femuru	104
Obrázek 68 – Po fixaci NCB dlahy šrouby	104
Obrázek 69 – Stejný pacient, kontrola 6T po operaci	104
Obrázek 70 – Detail na přiložení NCB dlahy k femorální komponentě	104
Obrázek 71 – Po fixaci NCB dlahy šrouby	104

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Rizikové faktory periprotetických zlomenin	13
Tabulka 2 – Neerova klasifikace zlomenin distálního femuru (1967)	18
Tabulka 3 – Klasifikace dle DiGioia a Rubashe (1991).....	19
Tabulka 4 – Klasifikace dle Chena.....	19
Tabulka 5 – Klasifikace dle Lewise & Rorabecka (1997).....	20
Tabulka 6 – Klasifikace de Su (2004)	21
Tabulka 7 – Klasifikace dle Kima (2006)	22
Tabulka 8 – Doporučení léčby u jednotlivých subtypů (Fakler, 2014).....	24
Tabulka 9 – Klasifikace periprotetických zlomenin dle Tomáše (2010).....	28
Tabulka 10 – Charakteristika zlomeniny na rtg vyšetření.....	29
Tabulka 11 – Diagnostický algoritmus pro PZDF při TEP kolena dle Stevanoviće.....	30
Tabulka 12 – Obecné rizikové faktory periprotetických zlomenin při TEP kyčle a kolena (Salarino, 2014).....	41
Tabulka 13 – Platzerova modifikace Vancouverské klasifikace interprotetických zlomenin femuru (Solarino, 2014)	43
Tabulka 14 – Počet primoimplatací TEP kolena v jednotlivých letech	46
Tabulka 15 – Počet periprotetických zlomenin distálního femuru.....	48
Tabulka 16 – Zastoupení periprotetických zlomenin distálního femuru dle pohlaví.....	48
Tabulka 17 – Zastoupení jednotlivých typů zlomenin dle klasifikace Su.....	49
Tabulka 18 – Použité implantáty	49
Tabulka 19 – Letalita po osteosyntéze PZDF.....	51
Tabulka 20 – Materiálové parametry.....	56
Tabulka 21 – Nejmenší vzdálenost mezi lomnými liniemi fraktury pro jednotlivé implantáty při axiálním zatížení	58
Tabulka 22 – Nejmenší vzdálenost mezi lomnými liniemi fraktury pro jednotlivé implantáty při torzi	60

Poděkování

Úvodem bych chtěl poděkovat přednostovi Kliniky ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí LF UK v Plzni doc. MUDr. Tomáši Pavelkovi, Ph.D. za umožnění mého studia a za rady při výzkumu. Dále bych chtěl velice rád poděkovat za podporu, cenné rady při studiu, pomoc při publikacích a při tvorbě této práce svému školiteli, doc. MUDr. Jiřímu Matějkovi, Ph.D., Ing. Magdaleně Jansové, Ph.D. z výzkumného centra NTIS na Fakultě Aplikovaných věd, ZČU v Plzni za odbornou spolupráci a provedení výpočtů biomechanických vlastností jednotlivých implantátů používaných při osteosyntéze periprotetické zlomeniny na počítačovém konečně-prvkovém modelu a za grafické zpracování výsledků z těchto modelů.

Rovněž děkuji Klinice zobrazovacích metod za provádění RTG dokumentace našich pacientů a za zapůjčení velkého množství RTG snímků použitých v mé práci.

Můj dík patří i Mgr. Janu Rendlovi ze Střediska vědeckých informací za poskytnutí velkého počtu publikací, které mi umožnily načerpat hodně informací z odborné literatury.

Samozřejmě bych rád poděkoval i svým spolupracovníkům, bez jejichž pomoci by vznik této práce nebyl možný.

A na posledním místě děkuji svojí rodině za podporu a trpělivost při psaní mé práce.