



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

REŠERŠNÍ STUDIE TUMORÓZNÍCH TEP KOLENNÍHO A KYČELNÍHO KLOUBU

RESEARCH STUDY OF TUMOROUS TOTAL ENDOPROSTHESIS OF KNEE
AND HIP JOINT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tereza Věžníková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Tereza Věžníková**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2015/16

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č. 111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Rešeršní studie tumorózních TEP kolenního a kyčelního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Nádorová onemocnění kostí a kloubů se řadí mezi ortopedicky velice náročnou problematiku. Musí se řešit velice rychle a zvolit vhodná náhrada. Nejčastěji postižené jsou klouby kolenní a kyčelní. V klinické praxi existuje velké množství TEP včetně náhrad pro dětské pacienty.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Rozdělení a klasifikace tumorózních TEP.
3. Provedení deformačně napěťové analýzy části tumorózní TEP.

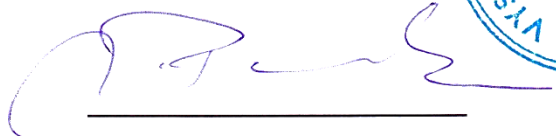
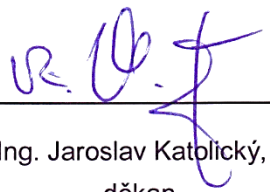
Seznam literatury:

Čihák, R. (1987): Anatomie 1. Avicenum, Praha.

Landor, I., Vavřík, P. a Gallo, J. (2012): Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu. Maxdorf, Praha.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16.

V Brně, dne 28. 11. 2015

		
_____ prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc. ředitel ústavu		_____ doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D. děkan

ABSTRAKT

Předložená bakalářská práce se zabývá problematikou tumorózních totálních endoprotéz kolenního a kyčelního kloubu. Tumorózní náhrady se uplatňují u pacientů, kteří v důsledku kostních nádorů utrpěli kostní ztráty a znamenají tak záchranu jejich končetiny před amputací a zároveň možnost návratu do plnohodnotného života. Tato práce se věnuje jejich vývoji, rozdělení a v současnosti používaným typům náhrad. Významný podíl pacientů s onkologickým onemocněním kostí tvoří děti, pro něž jsou řešením rostoucí náhrady obsahující expanzivní mechanismus, který umožňuje regulovat délku jejich končetiny. V poslední části práce je provedena deformačně napěťová analýza části tumorózní TEP kyčle pomocí výpočtového modelování.

KLÍČOVÁ SLOVA

Tumorózní totální endoprotéza, kostní nádor, kyčelní kloub, kolenní kloub, rostoucí endoprotéza, metoda konečných prvků.

ABSTRACT

The presented bachelor's thesis deals with tumorous total endoprosthesis of knee and hip joint. Tumorous replacement is used in patients with bone losts due to bone tumors and for these patients it means the salvage of their limb and the possibility to live full lives. This work includes the description of the developement, types and currently used replacement after bone tumors. The significiant part of patients with bone tumors are children for whom there are growing endoprosthesis containing the expandable mechanism and thanks to this the length of the limb can be regulated. In the last part of this work the stress-strain analysis of tumorous total hip endoprosthesis is performed using computational modeling.

KEY WORDS

Tumorous total endoprosthesis, bone tumor, hip joint, knee joint, expandable endoprosthesis, finite element method.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

VĚŽNÍKOVÁ, T. *Rešeršní studie tumorózních TEP kolenního a kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 68 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma „Rešeršní studie tumorózních TEP kolenního a kyčelního kloubu“ pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. vypracovala samostatně a s použitím uvedených literárních pramenů.

V Brně dne.....

.....
Tereza Věžníková

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Petru Marciánovi, Ph.D., za ochotu a cenné rady, které mi při její tvorbě poskytl.

Dále velmi děkuji své matce a příteli, kteří mi umožnili studium na vysoké škole.

Můj dík patří také každému, kdo mě při studiu podporoval.

OBSAH

1	ÚVOD.....	11
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	12
3	VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE	13
4	REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY	14
5	HISTORIE.....	16
6	ZÁKLADNÍ ANATOMIE	19
6.1	Kostní tkáň.....	19
6.1.1	Kompaktní kostní tkáň	20
6.1.2	Spongiózní kostní tkáň	20
6.1.3	Mechanické vlastnosti kostní tkáně.....	20
6.2	Pánevní kost.....	21
6.3	Kyčelní kloub.....	21
6.4	Stehenní kost.....	22
6.5	Češka.....	23
6.6	Kolenní kloub	23
6.7	Holenní kost.....	24
7	TUMORÓZNÍ TEP	25
7.1	Materiály.....	27
7.1.1	Kovy a kovové slitiny.....	27
7.1.2	Plastické hmoty	28
7.1.3	Keramika	28
7.2	Kolenní náhrada	29
7.3	Kyčelní náhrada	30
7.4	Nejčastější komplikace	31
7.5	Firmy nabízející onkologické implantáty	32
7.5.1	ProSpon spol. s.r.o.....	32
7.5.2	BEZNOSKA, s.r.o.....	34
7.5.3	Stanmore Implants Worldwide Ltd	36
7.5.4	Implantcast GmbH.....	38
7.5.5	Další firmy.....	40
7.6	Rostoucí TEP	42
7.6.1	Invazivní	42

OBSAH

7.6.2	Minimálně invazivní	44
7.6.3	Neinvazivní	45
8	VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ TUMORÓZNÍ TEP KYČLE	49
8.1	Model geometrie.....	49
8.2	Model materiálu	50
8.3	Diskretizace	50
8.4	Model vazeb a zatížení	51
9	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	52
10	ZÁVĚR	55
	LITEATURA	56
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	65
	SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN.....	66
	SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ A TABULEK.....	67
	Obrázky.....	67
	Tabulky	68

1 ÚVOD

Problematika nádorových onemocnění patří v současnosti mezi jednu z nejřešenějších oblastí, kterými se zabývá mnoho vědních oborů. Právě tato onemocnění jsou ihned za kardiovaskulárními chorobami nejčastější příčinou smrti [52]. Aby byla léčba úspěšná, je nutná včasná diagnostika nemoci. V případě nádorových onemocnění pohybového aparátu hraje časový faktor mimořádnou roli. Kostní nádory tvoří méně než 1 % všech nádorových onemocnění a jejich zhoubná forma představuje zhruba 1 % zhoubných onemocnění u dospělých a 7 % u dětí [87].

Jelikož jsou tyto nádory poměrně vzácné a lékaři se s nimi setkávají jen výjimečně, je často těžké rozpoznat známky nádorového onemocnění a pravý důvod problémů je tak mylně interpretován. Právě z důvodu nízkého věku pak bývá onemocnění chybně připisováno bolesti z růstu či například poúrazovým stavům, kdežto pravá příčina se odhalí až poté, co pacient nereaguje na léčbu a v krajních případech až po vzniku patologické zlomeniny. Po stanovení diagnózy je nutné ihned zahájit léčbu, jejíž postup závisí na typu, velikosti a místě výskytu nádoru. Cílem je zbavit pacienta nádoru, snížení bolesti a minimalizace následků nemoci a léčby.

Do konce 70. let 20. století se ošetření maligních¹ kostních nádorů řešilo zejména ablací² a i přesto zemřelo 80 % nemocných do 2,5 let na metastázy³ [87]. Prognóza se výrazně zlepšila po zavedení systémové léčby⁴ a v současné době přežívá více než 60 % pacientů [1], [32], [87]. Ablativní výkony jsou prováděny u méně než 20 % nemocných a provádí se pouze v případech, kdy není možné zachovat končetinu [32].

U kostních nádorů je v současnosti nejčastější léčbou kombinace chirurgického výkonu se systémovou terapií. Snahou chirurgického výkonu je zachování končetiny spolu s její funkcí, což obvykle znamená nahrazení kloubního konce s přilehlou částí kosti, v některých případech dokonce celé kosti s oběma kloubními konci, použitím kostních transplantátů nebo speciálních endoprotéz. Jelikož kostní nádory postihují především kosti dolní končetiny, a to zejména oblast kolenního a kyčelního kloubu, jsou nejčastěji používány totální náhrady právě těchto kloubů. Protože jsou tyto partie v průběhu života vysoce namáhané, je jejich kvalitní náhrada technicky velmi obtížná.

Postihne-li kostní nádor dítě, je nutné nejen rekonstruovat chybějící kost, ale zároveň počítat s růstem dítěte. V těchto případech lze použít rostoucí endoprotézy, které umožňují korigovat růst postižené končetiny. Po skončení růstu je pak možné vyměnit endoprotézu za klasickou.

Aplikace co nejplnohodnotnější tumorózní endoprotézy při zachování funkce dnes patří k velmi aktuálnímu tématu a stále dochází k velkým pokrokům v rámci této problematiky.

¹ zhoubných

² chirurgické odstranění orgánu nebo jeho části

³ druhotná ložiska nádorových buněk

⁴ chemoterapie, hormonoterapie či biologická léčba

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Tumorózní endoprotézy se uplatňují u pacientů s primárními⁵ kostními nádory či metastázemi karcinomů, zejména prsu či prostaty, do skeletu.

Zhruba 50 % primárních zhoubných nádorů kostí postihuje oblast kolenního kloubu [32], [39], [87]. V tomto případě je nutné spojit náhradu kolenního kloubu s částí proximální⁶ části holenní kosti nebo distálního⁷ konce stehenní kosti. Při náhradě obou dotykových ploch kloubu se pak mluví o totální endoprotéze. Mezi místa nejčastěji nahrazovaná tumorózními TEP patří také proximální konec stehenní kosti [32]. Ten tvoří hlavici kyčelního kloubu.

U totálních endoprotéz je důležitá co nejadekvátnější náhrada kloubu. Je tedy nutné zvolit vhodné materiály náhrad, počítat se zatížením kloubu a potřebnými pohyby kloubu. Tedy v případech, kdy je omezena doba přežití, jsou používány endoprotézy, u kterých je možná okamžitá zátěž. Dále u kolenního kloubu, u prognóz dlouhodobého přežití pacientů, se používá rotační kloubní soustava, v jiných případech je volena kloubní soustava rigidní⁸. Mezi materiály částí kosti patří zejména kov či polyethylen; endoprotézy kloubu jsou pak cementované, necementované nebo hybridní. Je nutné také počítat s komplikacemi například z důvodů nedostatečné primární fixace, špatného výběru implantátu, tumorózní destrukce kosti v okolí implantátu či například s luxací⁹ zapříčiněnou opotřebením kloubních komponent.

Zavedení totální endoprotézy kolenního a kyčelního kloubu se řadí v dnešní době mezi standardní operativní zákroky. Na trhu je mnoho firem poskytujících dostatečně kvalitní totální endoprotézy i s patřičným instrumentáři, ale pro pacienty s tumorovým postižením kosti v okolí kloubu nebo přímo v kloubu je méně. Z důvodu odstranění tkáně postižených nádorem se jejich konstrukce od klasických typů implantátů liší. Funkční období netumorózních TEP se udává řádově okolo 15 let a jejich obměna je možná dvakrát až třikrát. U tumorózních bývá životnost stejná a jejich obměna je možná, dokud to umožňuje zdravotní stav pacienta.

Podstatně složitější je situace u dětských pacientů, jelikož u nich není ukončen růst kostí a je nutné použití tzv. rostoucích totálních endoprotéz. Ty jsou konstrukčně složitější, protože obsahují mechanismus umožňující distrakci¹⁰ končetiny. Zde jsou kladeny podstatně vyšší nároky než u klasických typů.

Řešení problematiky totálních endoprotéz je komplexní problém spadající jak do oblasti lékařské, tak technické. Jeden z mnoha faktorů ovlivňující úspěšnost a životnost TEP je jejich mechanické chování v lidském těle. To je možné posoudit výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků, s čímž souvisí vyřešení řady dílčích problémů týkajících se jak tvorby výpočtového modelu, tak i deformačně napěťových analýz.

⁵ vzniklými prvotně v určitém orgánu

⁶ bližší k počátku

⁷ na opačné straně než je počátek (opak proximální)

⁸ tuhý, neohebný

⁹ vykloubení, vymknutí kloubu

¹⁰ roztažení

3 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE

Cíle této bakalářské práce jsou následující:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Rozdělení a klasifikace tumorózních TEP.
3. Provedení deformačně napět'ové analýzy části tumorózní TEP.

4 REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Rešeršní studie se komplexně zabývá tematikou tumorózních TEP, tedy lékařským základem nezbytným pro seznámení se s danou problematikou, anatomii příslušných partií, biomechanikou kostí, problematikou kloubních náhrad od materiálů po komplikace, a zejména konkrétními tumorózními TEP včetně speciálních dětských typů.

Kapitoly z knih [1], [32], [39], [52], [87] pojednávají v různém rozsahu o problematice nádorových onemocnění pohybového aparátu, zejména pak o kostním onemocnění. Z lékařského hlediska čtenáře seznamují s klasifikací, diagnostikou a vhodným postupem při léčbě konkrétních typů kostních tumorů, spolu s možnostmi rekonstrukce končetiny a vhodnosti použití jednotlivých metod kostních či kloubních náhrad včetně jejich rizik. Kapitola z knihy [1] rozebírá tuto problematiku u mladé generace vymezené věkem 15 až 25, případně 29 let. Dle knihy je úspěšnost léčby vyšší, pokud se u dospělých pacientů postupuje při léčbě dle stejných protokolů jako v dětské onkologii.

Anatomii pohybového aparátu člověka se velmi detailně zabývá učebnice [26], která čtenáře seznámí s obecnou anatomii a zejména se soustavou kosterní a soustavou svalovou. Ke správné orientaci v této oblasti dopomohou kvalitní ilustrace. S anatomii pohybového aparátu včetně základní biomechaniky čtenáře seznámí také kniha [5], s kyčelním a kolenním kloubem pak konkrétně její kapitoly [3] a [4]. Základní anatomie kolenního kloubu je také zmíněna v kapitole z publikace [97].

Skriptu [57] poskytují studentům technických oborů základní informace týkající se biomechaniky svalově kosterního systému člověka a konkrétně biomechanice lidských kloubů se věnuje literatura [98].

Autoři knihy [67] předkládají čtenářům možnosti využití matematiky v případě modelování či simulace funkce lidských kloubů a kloubních implantátů. Tomu předchází uvedení do problematiky biomechaniky lidských kloubů, kloubních náhrad včetně jejich rozdělení, vhodnosti použití jednotlivých materiálů atd. Biomechanické, technologické a materiálové aspekty umělých náhrad lidských kloubů studuje také kniha [21]. Mimo to představuje i historii jejich vývoje.

V knize [25], zabývající se aloplastikou kyčelního kloubu, je popsán chronologický vývoj kyčelních náhrad spolu s vývojem materiálu, jež měl při vývoji implantátů vysoký význam. Také jsou zde uvedeny komplikace, které s sebou implantace endoprotézy přináší a například postup výroby náhrady.

Základní informace o endoprotéze kolenního kloubu podává instruktážní příručka [100] určená zejména pacientům a lékařům.

Publikace [60] se rozsáhle zabývá problematikou revizních operací totálních náhrad kyčelního kloubu. Jsou zde představeny příčiny selhání TEP kyčelního kloubu, operační řešení a případné další komplikace. Jedna kapitola je zde také věnována problematice otěru a jeho vlivu na aseptické uvolnění včetně představení různých materiálů používaných v endoprotetice spolu s jejich výhodami a nevýhodami.

Kapitola z knihy [61] a články [42], [43], [71] představují čtenářům vývoj tumorózních náhrad včetně komplikací, které tento vývoj doprovázely a případně stále doprovází.

Náhradám kolenního kloubu od charakteristiky nádorových onemocnění v této oblasti, přes léčbu, operaci, rekonstrukci a pooperačnímu období včetně problémů tumorózních náhrad se věnuje kapitola [35] a náhradě kyčelního kloubu [22].

Článek [65] analyzuje příčiny hlubokých infekcí tumorózní TEP kolene. Tato studie poukazuje též na nutnost dlouhodobého sledování pacientů s tumorózními druhy endoprotéz ve srovnání s klasickými, netumorózními typy.

Informace o konkrétních tumorózních TEP pak poskytují především katalogy a webové stránky jednotlivých firem. Mezi nimi lze zmínit například katalog onkologických implantátů tuzemských výrobců BEZNOSKA, s.r.o. [18] a ProSpon spol. s.r.o. [81] a zahraničních společností, například Stanmore Implants Worldwide Ltd [96] a Implantcast GmbH [47].

Problematickou dětských náhrad, tedy základním rozdělením včetně základní charakteristiky dané kategorie a uvedení konkrétních výrobců, se zabírají články, příp. kapitoly z knih [7], [29], [38], [41], [43], [54], [69] a [73]. Speciálně rostoucím implantátům značky Stanmore Implants Worldwide Ltd se podrobně věnuje práce [74].

K seznámení se s konkrétními v současnosti nabízenými dětskými náhradami slouží pak webové stránky a katalogy výrobců, tj. [45], [83], [92] a k lepšímu pochopení funkce mohou dopomoci také videa [56] a [77] ukazující princip funkce některých expanzivních mechanismů.

5 HISTORIE

Až do zavedení moderní chemoterapie nádorů kostí se léčba prováděla výhradně ablativními výkony a i přesto zemřela většina pacientů do několika let na metastázy. Po jejím zavedení v 70. letech ale došlo k významné změně. Nejen, že díky získanému času operatér dostal možnost pečlivě naplánovat operaci, ale zejména byla možná kvalitní záchrana končetiny. Od této doby se nádorová endoprotetika významně rozvinula. Zpočátku se při léčbě kostních nádorů využívaly kostní štěpy, prováděly se aloplastické rekonstrukce v těsné blízkosti kloubů, následoval vývoj kotvících technik a klinických zkušeností, jež umožnil aloplastickou náhradu proximálního, distálního a celého femuru i humeru, proximální tibie a části pánve. [32], [43]

První pokusy o zachování končetiny postižené kostním nádorem však pocházejí i z dřívější doby. V roce 1940 Austin Moore a Harold Bohlman implantovali pacientovi s kostním nádorem endoprotézu kyčelního kloubu (obr. 5.1) vyrobenou z kobalt-chromové slitiny zvané Vitallium [42], [43]. Tato náhrada věrně napodobovala proximální konec stehenní kosti včetně velkého trochanteru [21], [25]. Avšak prvotní pokusy o záchranu končetiny byly ve své době velmi kontroverzní a navíc nebyly příliš úspěšné, jelikož se dříve či později objevila u pacientů druhotná nádorová ložiska.



Obr. 5.1 Endoprotéza z roku 1940 s náhradou proximálního femuru [43].

Mnoho pokroků v oblasti tumorózních náhrad proběhlo ve Velké Británii ve městě Stanmore zakladateli nynější společnosti Stanmore Implants. V roce 1961 zde proběhla první částečná náhrada pánve na světě, o tři roky později (1964) zde byla implantována první náhrada celého femuru a roku 1976 první rostoucí implantát. [88]

V naší zemi, resp. v rámci tehdejší ČSSR, byla první tumorová náhrada vyrobena roku 1977 firmou POLDI SONP (nynější BEZNOSKA, s.r.o.). Jednalo se o totální náhradu kyčelního kloubu s částečnou náhradou proximálního konce femuru. O 2 roky později firma představila také první tumorózní náhradu kolene. V roce 2011 tato společnost začala pomocí CT dat provádět částečnou náhradu pánve pro pacienty s onkologickým onemocněním s využitím 3D tisku. [16]

Obecně lze ale říci, že vývoj tumorózních implantátů vychází z klasických TEP. I zde bylo a stále je snahou najít nejvhodnější materiál, který co nejlépe nahradí postiženou část a jeho vlastnosti budou co nejbližší vlastnostem lidských kostí či kloubů, s čímž souvisí i snaha vyvinout jejich konstrukci takovou, aby co nejplnohodnotněji zajistila potřebné pohyby končetiny. Veškeré problémy, které od svých počátků kloubní náhrady nesly, vedly k jejich stálému vývoji a zdokonalování, ale stále nelze některým problémům zabránit.

Mnoho komplikací bylo zapříčiněno z důvodu použití nevhodných materiálů, jež nebyly schopny odolávat vysokému namáhání, podléhaly korozi, brzkému opotřebení či z důvodu nesprávných výrobních postupů, například při odlévání či kování, docházelo k selhání částí implantátů. Vývoj kvalitnějších materiálů, kovových (nerezavějící oceli, titanové slitiny, kobaltové slitiny) a nekovových (polyethylen, keramika aj.), a sjednocení výrobního procesu dopomohlo ke snížení těchto problémů. [43]

Další komplikací byla nevhodná konstrukce implantátů, a to zejména dříků, které byly příliš tenké a krátké, případně přechod z průměru implantátu na průměr dříku byl příliš prudký, což mělo za příčinu koncentraci napětí a docházelo tak k překročení meze pevnosti (obr. 5.2). [43], [61]



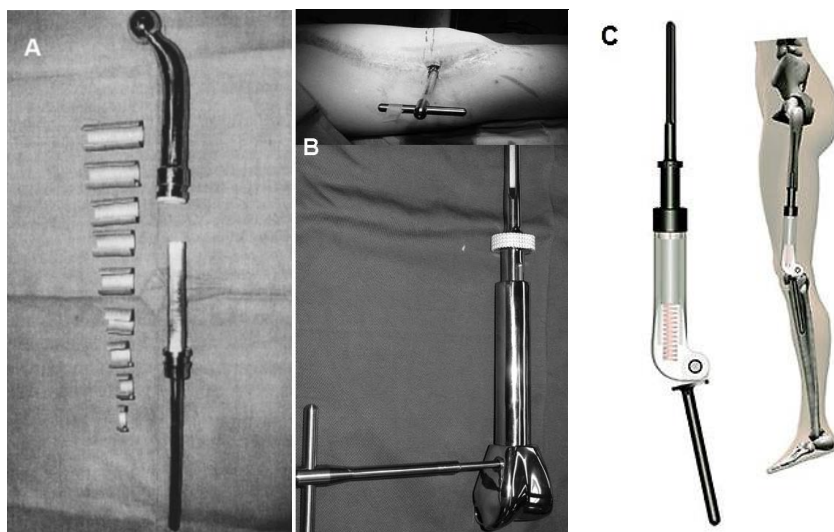
Obr. 5.2 Příklady selhání dříků z 80. let [61].

Zpočátku se používaly implantáty vyráběné na zakázku, avšak doba jejich výroby, která činila zhruba 6–12 týdnů, měla negativní dopad na zdravotní stav pacienta, jelikož za to dobu mohlo dojít k významnému rozvoji nádoru. S pokračujícím vývojem se začaly užívat modulární TEP umožňující výběr jednotlivých komponent a jejich rozměrů dle potřeb každého jednotlivce. Tento stavebnicový koncept zajistil výborně padnoucí spolehlivé, ale zároveň finančně přijatelnější endoprotézy. [43], [71] První úspěšné modulární náhrady byly představeny roku 1988 firmou Howmedica (nynější Stryker) [61].

Důležitou roli ve vývoji tumorózních TEP hrála potřeba řešit problematiku tumorózních onemocnění u dětských pacientů. U těchto pacientů způsobovaly klasické náhrady komplikace z důvodu dětského růstu, což vedlo k myšlence tvorby tzv. rostoucích endoprotéz. První z nich byla představena roku 1976 (Scales a Sneath, Stanmore) [38]. K jejímu prodloužení sloužil šnekový mechanismus. Z důvodu vysoké míry poruchovosti byl tento mechanismus nahrazen kuličkovými elementy a později rozpěrnými C-kroužky (obr. 5.3a) [29]. Jednalo se o invazivní implantáty, jelikož při každém prodloužení bylo nutné provést operační zákrok. Postupem času bylo snahou vytvořit co nejméně invazivní typ, což přinesla na konci 80. let druhá generace tzv. minimálně invazivních endoprotéz. Vždy, když bylo nutné regulovat jejich délku, se provedl drobný řez v daných partiích, do mechanismu se zavedl speciální klíč a pomocí něj byly nastavovány požadované rozměry (viz obr. 5.3b) [29], [38]. Opakované operace však měly neblahý vliv na okolní nervy a také nesly vysoké riziko infekce. To se změnilo na počátku nového tisíciletí, kdy se na trhu objevily implantáty využívající magnetické, resp. elektromagnetické pole,

jejichž hlavní výhodou je, že při změně rozměrů není nutný operační zákrok. Proto je tento druh rostoucích TEP označován jako neinvazivní (obr. 5.3c). [29], [38], [43]

Od svých počátků došlo v oblasti tumorózních TEP k obrovskému vývoji. Stále se zvyšuje kvalita života lidí s tumorózními TEP díky neustálému zdokonalování implantátů, kotvící techniky, materiálů i způsobu upevnění měkkých tkání.



Obr. 5.3 Rostoucí endoprotéza: (a) invazivní [29]; (b) minimálně invazivní [104]; (c) neinvazivní [43].

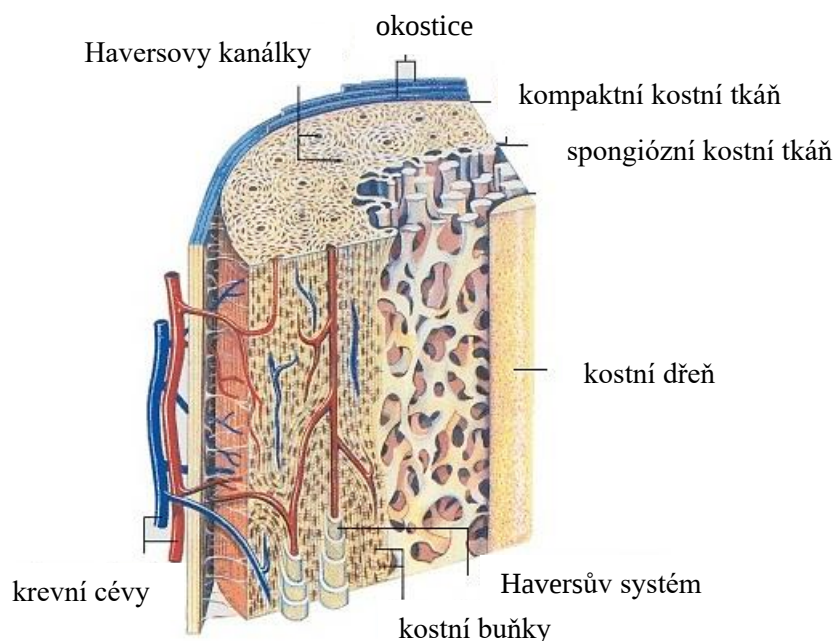
6 ZÁKLADNÍ ANATOMIE

6.1 Kostní tkáň

Kost je specializovaná pojivová tkáň, která má mineralizovanou kolagenní síť a skládá se ze čtyř vrstev. Povrch kosti kryje s výjimkou kloubních ploch okostice, jež zásobuje kostní tkáň, další vrstvu, kyslíkem a živinami. Endost je tenká vazivová blána vystylající dřevnou dutinu. Poslední vrstvou je kostní dřev, mající na starost tvorbu většiny krevních částic. [53], [59], [68]

Kostní tkáň je typem pojiva, které se vyznačuje vysokou pevností a tvrdostí a skládá se z kostních buněk a mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota prvotně obsahuje zejména organickou složku, jež je nositelem pružnosti, a tvoří ji z 90 % vláknitý kolagen typu I a zbývajících 10 % patří proteinům nekolagenové povahy [53]. Organická hmota je v kostní tkáni postupně mineralizována, a to zejména krystaly hydroxyapatitu. Tato anorganická složka pak kosti propůjčuje pevnost a tvrdost. Z tohoto důvodu jsou kosti ve stáří křehké a lomivé oproti dětským, pružným kostem. [23], [53], [75]

Dle uspořádání kolagenních vláken v kostní tkáni (tj. na mikroskopické úrovni) rozlišujeme kost vláknitou, typickou u mladých jedinců, která má nepravidelné uspořádání vláken, a kost vrstevnatou neboli lamelární, vyskytující se u dospělých jedinců, u níž je kostní hmota uspořádaná do plotének. Tento druh je velmi odolný mechanickému namáhání a na makroskopické úrovni se dělí na dvě formy: kompaktní a spongiózní kostní tkáň (obr. 6.1). [58], [68]



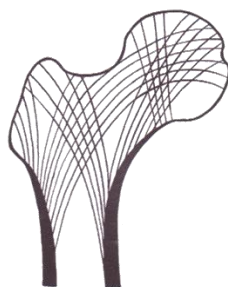
Obr. 6.1 Stavba dlouhé kosti [72].

6.1.1 Kompaktní kostní tkáň

Tělo dlouhých kostí a povrch plochých kostí či kloubních konců tvoří kostní tkáň hutná neboli kompaktní (kortikální). Jedná se o tvrdou a hustou kostní tkáň s pórovitostí pohybující se v rozmezí 5–30 % [34]. Tvoří ji systémy lamel označované jako Haversovy systémy, resp. osteony. Středem každého osteonu probíhají tzv. Haversovy kanálky (viz obr. 6.1) zajišťující růst, výživu a obnovu kostní tkáně. Kompaktní kostní tkáň je nositelkou mechanických vlastností skeletu a její hlavní úlohou je odolávat tahu a statickému tlaku. [59], [68]

6.1.2 Spongiózní kostní tkáň

Druhý typ kostní tkáně se nachází v nitru kostí a nazývá se kostní trámčina, známá spíše jako spongiózní kostní tkáň. Tato tkáň připomíná strukturou hustou síť s pórovitostí 30–90 % [34], kterou procházejí krevní cévy a nervy. Je složena z trámčků kosti rozložených a orientovaných tak, aby měly co největší schopnost odolávat tlaku a tahu. Linie takto rozložených trámčků se nazývají kostní trajektorie a úprava kosti do trajektorií je označována jako architektonika spongiózní kosti (obr. 6.2). Uspořádání se u každého člověka liší a v průběhu života se přizpůsobuje aktuálnímu rozložení sil¹¹. Spongiózní kostní tkáň je metabolicky aktivnější než kompaktní a má vysoký podíl na remodelaci a procesu hojení poškozené kostní tkáně. [59]



Obr. 6.2 Architektonika spongiózní kosti u proximálního femuru [26].

6.1.3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kosti tvoří oporu těla, chrání měkké tkáně, a také zajišťují krevtovorbu a regulaci hladiny vápníku v těle. Z mechanického hlediska jsou kvůli své struktuře a neustálé remodelaci materiálem nehomogenním a anizotropním. [2], [14], [57]

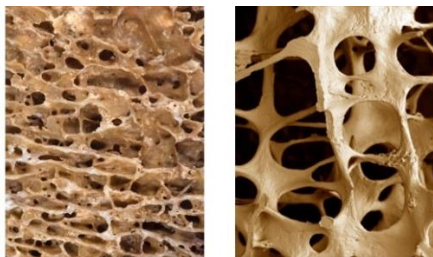
Mechanické vlastnosti dlouhých kostí jsou v různých směrech velmi odlišné, například mez pevnosti kosti je při zatížení ve směru podélném až desetinásobkem pevnosti při zatěžování v radiálním či tangenciálním směru [14], [75]. To je ovlivněno také způsobem zatěžování a geometrií kosti, tzn. její délkou, plochou průřezu a rozdělením kostní tkáně kolem neutrálné osy. Nejvyšší odolnost má kost při působení tlaku a nejnižší ve smyku. Nejvíce zlomenin však nastane v případě kombinovaného namáhání. Při působení cyklického zatěžování může dojít k únavové zlomenině kosti v případě, kdy je rychlost adaptace na danou zátěž (tj. schopnost remodelace) pomalejší než frekvence zatěžování. [2], [23], [75]

Vlastnosti kostí závisí také na věku, zdravotním stavu a chemickém složení kosti (obsah minerálů, vody aj.). S rostoucím věkem dochází k redukci spongiózní a ztenčení kortikální tkáně, což způsobí snížení pevnosti a tuhosti. Kost staršího jedince v porovnání s mladším

¹¹ Wolffův transformační zákon, 1892.

obecně absorbuje méně deformační energie, má menší odolnost, pevnost a je výrazně křehčí. [23]

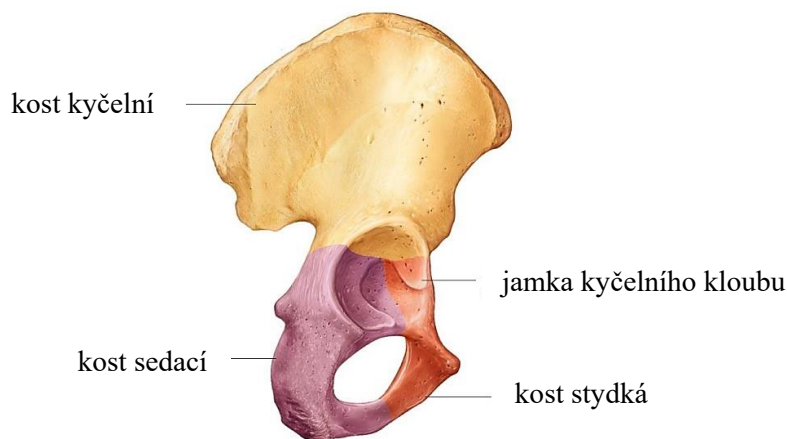
Častým problémem u starší populace (zejména u žen), který má za následek změnu mechanických vlastností kostní tkáně, je onemocnění zvané osteoporóza, jež se projevuje úbytkem kostní hmoty a změnou mikrostruktury kosti, v důsledku čehož se snižuje pevnost kosti a hrozí tak vyšší riziko vzniku fraktury (obr. 6.3). [75]



Obr. 6.3 Struktura zdravé kosti a osteoporotické kosti (zleva) [103].

6.2 Pánevní kost

Jedná se o kost, která splynula ze tří složek, a to z kosti kyčelní, sedací a stydké. Tyto kosti se v období růstu setkávají s chrupavkou ve tvaru písmene Y v jamce kyčelního kloubu, jež se nachází na zevní straně pánevní kosti (obr. 6.4). [26]



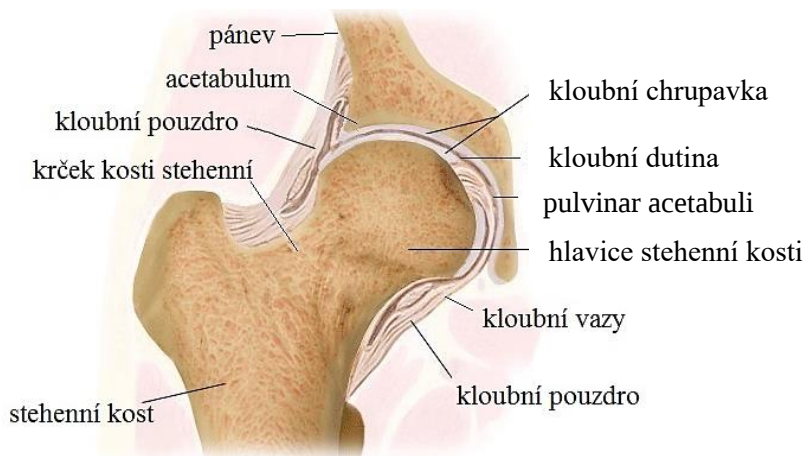
Obr. 6.4 Pánevní kost [76].

6.3 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub (obr. 6.5) je jednoduchý kulovitý kloub omezený a představuje spojení mezi pánví a stehenní kostí. Hlavici tohoto kloubu tvoří část hlavice kosti stehenní spolu s kloubní chrupavkou a její velikost odpovídá třem čtvrtinám povrchu koule. Jamkou kyčelního kloubu je centrální část kosti pánevní zvaná acetabulum, jejíž průměr je přibližně 5 cm a nachází se v místech, kde stýkají tři pánevní kosti (stydka, sedací a kyčelní). Vlastní kloubní plocha, tzv. facies lunata, má poloměsíčitý tvar. Nejsilnější částí acetabula je horní okraj, který bývá též nazýván stříškou. Její sklon a velikost jsou významné pro stabilizaci hlavice kosti stehenní. Vkluslý střed jamky vyplňuje pulvinar acetabuli jako tukový polštář, jehož funkcí je absorpce nárazů při zvýšené pohybové aktivitě, a její okraje zvyšuje lem vazivové chrupavky. Kloubní pouzdro, začínající na okrajích acetabula a upínající se na krček stehenní kosti, je velmi silné a navíc je zesilováno kloubními vazy. [4], [26]

Pohyb v kyčelním kloubu je zajišťován celkem 22 svaly, a to svaly kyčelními a stehenními. Kyčelní svaly se dále dělí na vnitřní a zevní a svaly stehenní lze rozdělit na skupinu přední, zadní a mediální. Tyto svaly se dle funkce rozdělují na flexory, extenzory, krátké zevní rotátory, adduktory a abduktory. [4]

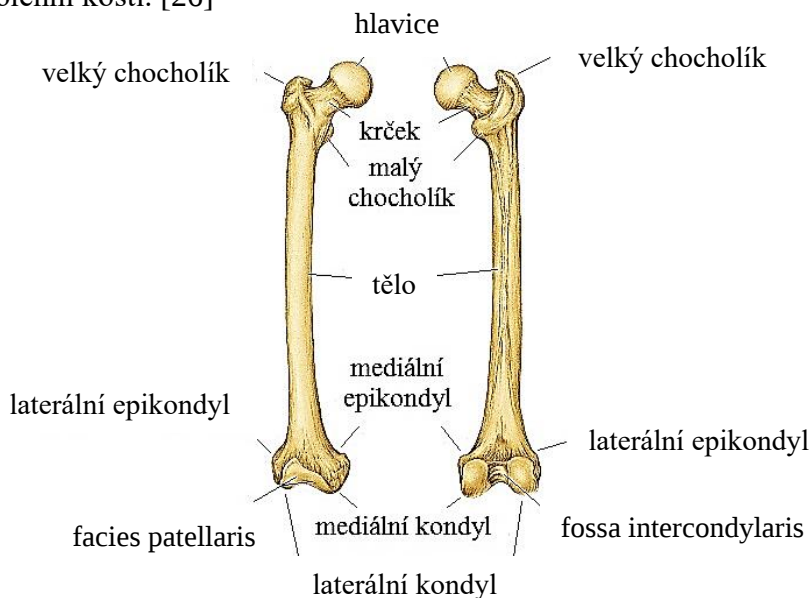
Kyčelní klouby slouží nejen k pohybu dolní končetiny vůči pánvi, ale také nesou trup a pomáhají zajistit udržení jeho rovnováhy. Vlastní pohyby kyčelního kloubu jsou uskutečňovány ve třech hlavních rovinách (frontální, sagitální a transversální) otáčivými pohyby hlavice v jamce. V základním postavení je možné uskutečnění těchto pohybů: v rovině sagitální flexe do 120° a mírná extenze s maximálním rozsahem 13° , ve frontální rovině abdukce až 40° , addukce do 10° a v transversální rovině rotace vnitřní do 35° či vnější do 15° . [26]



Obr. 6.5 Kyčelní kloub [85].

6.4 Stehenní kost

Kost stehenní (obr. 6.6) patří mezi kosti dlouhé a zároveň je nejsilnější a největší kostí v lidském těle. Skládá se ze čtyř úseků, což jsou: hlavice, krček, tělo a kondyly – kloubní hrboly pro spojení s holenní kostí. [26]



Obr. 6.6 Stehenní kost (levá strana), zleva: pohled zepředu a pohled zezadu [24].

Hlavice stehenní kosti tvoří hlavici kyčelního kloubu. Následuje krček, který je pootočen dopředu vůči frontální rovině o torsní úhel 5° a také svírá s tělem stehenní kosti úhel 125° . Tělo kosti stehenní má na průřezu okrouhlý tvar a na horním, tzv. proximálním konci se rozšiřuje ve dva vrcholy, chocholíky (trochantery). Distální konec kosti zakončují kloubními plochami kondyly (mediální a laterální). [26]

6.5 Češka

Češka je největší sezamskou kostí v těle. Leží v úponové šlaše čtyřhlavého svalu stehenního a její zadní, kloubní plocha, je povlečena silnou chrupavkou. [26]

6.6 Kolenní kloub

Kolenní kloub (obr. 6.7) je největším kloubem v těle. Jedná se o kloub složený, jelikož v něm dochází ke styku stehenní kosti, holenní kosti a češky. Navíc se mezi styčnými plochami stehenní a holenní kosti nachází kloubní menisky. Jako kloubní hlavice u kolenního kloubu fungují kondyly stehenní kosti, kloubní jamka je tvořena dvěma kloubními plochami holenní kosti a menisky. [3], [26], [97]

Menisky jsou vazivové chrupavky, které se liší tvarem a velikostí. Laterální meniskus má téměř kruhový tvar a je velmi pohyblivý. Meniskus mediální je větší a má poloměsíčitý tvar. Je také méně pohyblivý, jelikož je pevně spojen prostřednictvím kloubního pouzdra s částí vnitřního kolaterálního vazy. Při pohybu se menisky posunují dozadu a zpět se současnou změnou zakřivení. [3], [26]

Kloubní pouzdro je upnuto na holenní kosti a na češce na okrajích kloubních ploch, na kosti stehenní je to dále od kloubních ploch. Pouzdro kolenního kloubu je zesilováno řadou vazů. Konkrétně se jedná o ligamenta kloubního pouzdra (přední, postranní a zadní) a nitrokloubní vazy. [3], [26]



Obr. 6.7 Kolenní kloub [78].

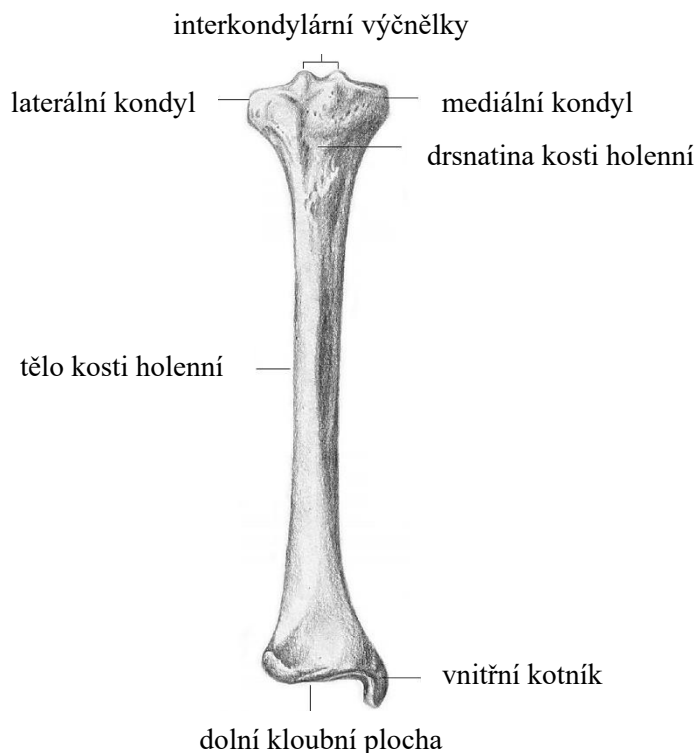
Svaly ovládající kolenní kloub lze rozdělit na extenzory a flexory, z nichž většina má současně rotační účinek. Jediným extenzorem je m. quadriceps femoris, což je nejmohtnější sval lidského těla a je tvořen čtyřmi hlavami. [3]

Základním postavením kolenního kloubu je plná extenze, při které jsou napjaty postranní vazy spolu se všemi vazivovými útvary na zadní straně kloubu, přičemž tibie, femur i menisky vzájemně pevně naléhají a tvoří tzv. „uzamknuté koleno“. Mezi základní pohyb kolenního kloubu patří flexe a zpětná extenze, což je pohyb velmi složitý. Nejprve probíhá počáteční rotace spojená s flexí do 5° pohybu, kdy se holenní kost točí dovnitř. Tento pohyb bývá označován jako „odemknutí kolena“. Dalším pohybem je pohyb valivý uskutečňující flexi. Při tomto pohybu dochází k valení stehenní kosti po plochách tvořených tibií a menisky. Pohyb dokončující flexi je posuvný pohyb v kloubu meniskotibiálním. V případě extenze probíhá tento děj naopak. Rozsah flexe kolenního kloubu se pohybuje mezi 130–160°. Extenze v případě zdravého člověka dosahuje maximální hodnoty 15°. [26]

6.7 Holenní kost

Holenní kost je dlouhá kost složená ze tří částí: proximální, tvořené dvěma širokými kloubními hrboly kondyly (mediální a laterální), těla a distální části, která na mediálním okraji vybíhá jako vnitřní kotník (viz obr. 6.8). [26]

Kloubní plocha mediálního kondylu má oválný tvar a je vyhloubená, zatímco kloubní plocha laterálního kondylu je menší a plochá a okrouhlým tvarem. Mezi nimi se nachází interkondylární výčnělky sloužící pro upnutí vazů kolenního kloubu. Pod laterálním kondylem se dále nachází kloubní ploška pro spojení s hlavicí kostí lýtkové. Tělo holenní kosti je silné a tvarově trojboké. [26]

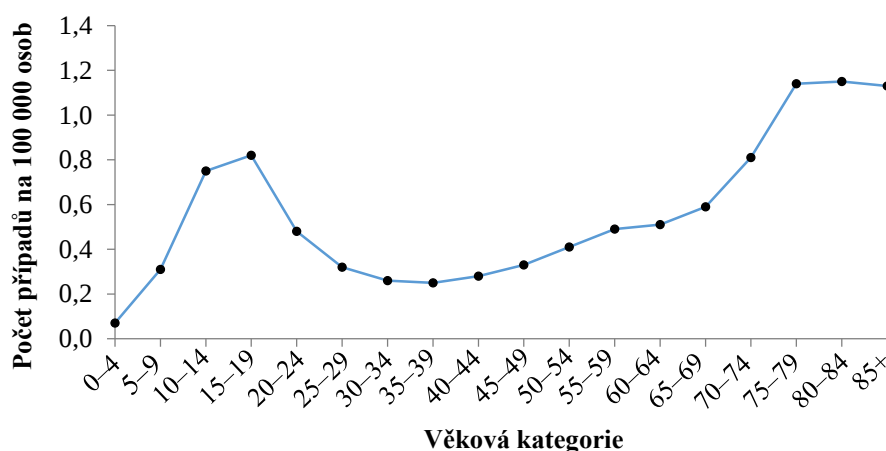


Obr. 6.8 Holenní kost (pravá strana); pohled zepředu [31].

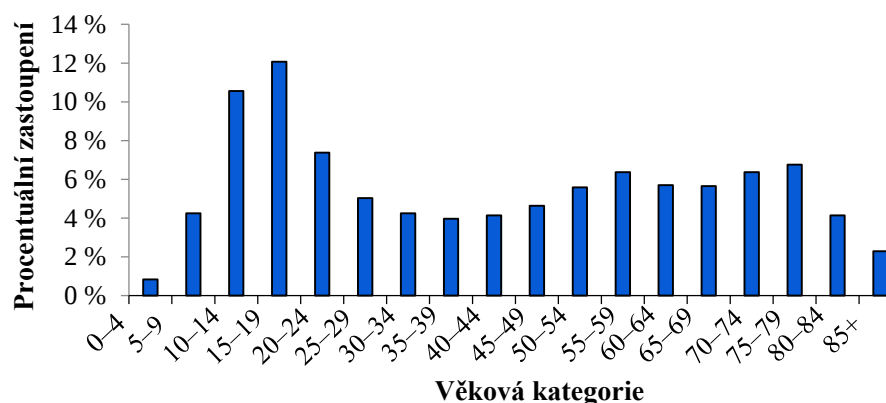
7 TUMORÓZNÍ TEP

Tumorózní TEP se používají u pacientů s primárními kostními nádory, případně metastázemi, u nichž hrozí nebo které jsou doprovázeny patologickou zlomeninou.

Jelikož počet případů onemocnění kostními nádory není vysoký (obr. 7.1) a ve srovnání s výskytem jiných onkologických onemocnění tvoří méně než 1 %, a protože oproti dalším příčinám implantace kloubních náhrad (např. degenerativní onemocnění, poúrazové stavy, vrozené vady, revmatické choroby atd.) také nemá příliš vysoké zastoupení, nabídka tumorových náhrad se objevuje v sortimentu pouze některých výrobců a ve srovnání s klasickými implantáty je výrazně menší [87]. Jak je z obrázku 7.2 patrné, významný podíl nemocných tvoří také dětští pacienti, jejichž léčba, resp. náhrada postižené partie, spadá do samostatné kategorie, protože pro tyto pacienty byly vyvinuty speciální typy implantátů (viz kapitola 7.6).



Obr. 7.1 Věková struktura populace pacientů se zhoubným nádorem kosti a kloubní chrupavky v České republice¹² – počet případů na 100 000 osob ve věkové kategorii [33].



Obr. 7.2 Věková struktura populace pacientů se zhoubným nádorem kosti a kloubní chrupavky v České republice – procentuální zastoupení věkové kategorie [33].

¹² Vyhodnocení 1789 dat (z ÚZIS ČR) z období 1977–2013 dle [33].

Endoprotetická náhrada postižené končetiny představuje však pouze jednu z několika možností léčby zachraňující končetinu (dalšími jsou např. artodéza, rotační plastika podle Van Nese¹³ aj.) a smí být aplikována pouze za určitých okolností:

- Pacientův život nesmí být vystaven zvýšenému riziku.
- Záchrana končetiny by měla poskytovat lepší funkci.
- Komplikace by měly být v přijatelné míře.
- Pacient musí s daným způsobem léčby souhlasit. [40]

Onkologické implantáty se pak skládají z kloubní náhrady, kotvících komponent a tumorové náhrady resekované kosti. V současnosti lze na trhu najít již relativně velký výběr modulárních typů s širokou škálou rozměrů, avšak pro extrémní případy či speciální požadavky je nutné zvolit individuálně vyrobený implantát.

Dle způsobu fixace lze tumorózní náhrady, stejně jako klasické typy, rozdělit na cementované, necementované a hybridní, avšak převažují typy cementované.

Cementované

Jako fixátor pro spojení komponent s kostí se používá kostní cement (chemicky polymetylmetakrylát). Ten zajišťuje pevnou fixaci implantátu a umožňuje téměř okamžitou zátěž, tj. přibližně týden po operaci. Nevýhodou je ale proniknutí monomerů uvolněných z cementu do organismu či například termické poškození přilehlé kosti při jeho aplikaci [100]. K uvolnění implantátu fixovaného kostním cementem dochází zhruba po 15 letech.

Cementované náhrady bývají tvarově oblé a jejich povrch hladký leštěný, výjimečně matový. Obvykle se tyto náhrady upřednostňují u starších pacientů, kteří již nežijí příliš aktivním životem, případně u pacientů, jejichž kosti již nejsou dostatečně vitální.

Necementované

K fixaci necementovaných náhrad je nezbytné jejich přesné usazení na kostní lůžko, k čemuž dopomůže úprava povrchu implantátu v místě kontaktu s kostí. Ten je pórovitý a musí se co nejvíce podobat struktuře kostních trámčů, čímž umožňuje tzv. osteointegraci, tedy povrchové spojení mezi endoprotézou a strukturou kosti. Požadované drsnosti povrchu se dosahuje různými technikami, například pískováním či tryskáním, nebo také nanesením vrstvy porézního kovu využitím plazmy. Pro lepší vazbu s kostí se používají také povrchové nástříky bioaktivními materiály, například hydroxyapatitem. [67]

Necementované typy se používají u mladších aktivních pacientů, jelikož je u nich předpokládána delší životnost. Zároveň je ale nutná delší doba rehabilitace, a to zhruba 3 měsíce, než dojde ke kontaktu kosti s povrchem a je možné podrobit implantát plné zátěži. Další nevýhodou je náročná operační technika, nutnost kvalitního kostního lůžka a také vyšší finanční náročnost. [67], [100]

Hybridní

Hybridní náhrady jsou kombinací cementovaných a necementovaných typů. Jedna komponenta je provedena jako cementovaná a druhá jako necementovaná. Výhodou je redukce komplikací spojených s opracováním kostního lůžka. [100]

¹³ v případě, kdy je postižena oblast kolene či femur (mimo jeho proximální konec)

7.1 Materiály

Předpokladem pro použití materiálu ke zhotovení implantátu je zajištění požadovaných mechanických vlastností, korozní odolnost a také jeho biokompatibilita, což je snášenlivost materiálu v živém prostředí. U materiálu se studuje například jeho cytotoxické¹⁴ působení v daném prostředí, alergické reakce, karcinogenní reakce, vliv na infekční procesy či rozsah a kvalita biodegradace. Důležité je, aby materiál nevyvolával zánětovou reakci a neuvolňoval toxické látky. [61] Dle biologické tolerance lze biomateriály rozdělit na biotolerantní (např. kobaltové slitiny, korozivzdorné oceli), biointerní (titan a jeho slitiny, uhlík, korundová keramika) a bioaktivní (hydroxyapatitová keramika, bioaktivní sklokeramika). Požadovaných vlastností je možné dosáhnout také povrchovou úpravou materiálu.

Z hlediska výroby je u materiálů také důležitá zpracovatelnost do požadovaného tvaru, například slévatelnost, obrobitelnost, tvářitelnost a také ekonomická stránka. [64]

7.1.1 Kovy a kovové slitiny

Kovové materiály jsou nejpoužívanější skupinou materiálů pro výrobu náhrad, zejména z důvodu dobrých mechanických vlastností, kterých lze dle potřeb dosáhnout přidáním legujících prvků či technologií jejich zpracování. [64]

Korozivzdorné oceli

Pro výrobu implantátů se využívá zejména vysoce legovaná korozivzdorná CrNiMo ocel austenitické struktury s nízkým obsahem uhlíku, jejíž složení umožňuje nejvhodnější vlastnosti. Výhodou nerezavějících ocelí je jejich vysoká odolnost proti korozi a dobré mechanické vlastnosti (pevnost v tahu, vrubová houževnatost aj.), které lze navíc zvýšit přidáním 0,1–0,2 % dusíku. [67]

Obvykle obsahují méně než 0,08 % uhlíku, 16,5–22 % chromu, 12–16 % niklu a přibližně 2 % molybdenu. [60]

Nerezavějící oceli se využívají především pro výrobu cementovaných femorálních dřívků a kyčelních hlavíc.

Titan a jeho slitiny

Nejpoužívanější z titanových slitin je Ti6Al4V. Titanové slitiny mají výbornou korozní odolnost, vyznačují se vysokou pevností a nízkou měrnou hmotností [60]. Čistý titan je charakterizován vysokou tažností a malou odolností proti otěru.

Titanové slitiny se používají na výrobu necementovaných dřívků, tibiálních komponent a spolu s čistým titanem také na kovové pláště necementovaných kyčelních jamek. Často bývají opatřeny povlakem proti nadměrnému otěru, a to například keramizovaným uhlíkem (např. DLC¹⁵). [67]

¹⁴ poškozující buňky

¹⁵ Diamond Like Carbon

Kobaltové slitiny

Kobaltové slitiny se využívají z důvodů dobrých mechanických vlastností a korozivzdornosti. Ve srovnání s CrNiMo ocelí mají vyšší pevnost v tlaku i lepší korozivzdornost. Jejich nevýhodou je vysoká cena a obtížná zpracovatelnost způsobená vysokou pevností materiálu, kvůli čemuž se tyto slitiny vyrábějí zejména metodou přesného lití. [67]

Nejčastěji využívaná slitina označovaná jako CoCr obsahuje 66 % kobaltu, 28 % chromu a 6 % molybdenu. Kromě chemického složení jsou vlastnosti této slitiny podmíněny způsobem jejího zpracování (odlévání, kování, tepelné úpravy aj.). Dále lze zmínit například hojně využívanou slitinu CoCrMo. [60]

Tyto slitiny se využívají pro výrobu kotvících komponent cementovaných náhrad, hlavic, kyčelní jamky a zejména na výrobu kolenních komponent. Někdy bývají opatřeny keramickým povlakem (např. TiN) kvůli lepší snášenlivosti v těle. [67]

7.1.2 Plastické hmoty

Z plastických hmot se pro ortopedické účely vyrábějí především artikulační vložky a náhrady kostí. Nejpoužívanějším z plastů je vysokomolekulární polyethylen (UHMWPE¹⁶), jehož řetězec je tvořen přibližně 200 000 jednotkami ethylenu (C₂H₄) a jehož molekulová hmotnost činí asi 2–6 milionů. Využívá se zejména z důvodu nízkého koeficientu tření, dostatečné pevnosti, houževnatosti a odolnosti proti únavě. [60]

I přes nízký koeficient tření patří otěr k největší slabině UHMWPE. V důsledku toho dochází ke ztenčení artikulační vložky a uvolnění mikroskopických částic do okolí implantátu.

Stále se proto hledají nové polymery, které by zajistily delší životnost především díky vyšší odolnosti proti otěru a oxidační degradaci a také vyšší odolnosti proti dlouhodobému tlakovému namáhání. Z takových materiálů je třeba zmínit především stále častěji používaný polymer PEEK (polyetheretherketon). [60]

7.1.3 Keramika

Jedná se polykrytalický materiál vyznačující se křehkostí, jež obecně klesá s klesající velikostí zrn. Materiál je charakterizován výbornými otěrovými vlastnostmi a odolností vůči poškrábání třetím tělesem. Ve srovnání UHMWPE má vyšší afinitu k vodě a tedy vyšší smáčivost tělními tekutinami. [60]

Nejběžnějším keramickým materiálem pro výrobu TEP je tzv. alumina neboli korundová keramika Al₂O₃. Dalšími druhy jsou například ZTA, což je korundová keramika vyztužená zirkonovou keramikou vyznačující se vyšší houževnatostí a tvrdostí, dále oxidované zirkonium známé pod komerčním názvem OXINIUM a nakonec například nitrid křemíku složený z Si₃N₄ s příměsí 6 % Y₂O₃ a 4 % Al₂O₃, jež vykazuje vyšší pevnost a nižší otěr ve srovnání s korundovou keramikou. [60]

Keramika patří v současnosti mezi nejpopulárnější materiály pro výrobu hlavic kyčelního kloubu. Dále se používá na výrobu kloubních jamek.

¹⁶ Ultra-high molecular weight polyethylene

7.2 Kolenní náhrada

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem v těle a vzniká kontaktem tří kostí – stehenní, holenní a česčkou. Jeho stavba mu umožňuje pět stupňů volnosti, a to tři rotační a dva posuvné. [21]

Oblast kolenního kloubu, tedy metafýzy distálního konce stehenní kosti a proximální části holenní kosti, patří mezi nejčastější lokalizaci kostních nádorů v těle, což je dáno zřejmě tím, že zde dochází ke zpomalení toku krve a vzniku podmínek vhodných pro rozšíření nádoru. [30] Proto jsou tumorózní kolenní náhrady jedny z nejčastějších. [41]

Tumorózní TEP kolenního kloubu se skládá z femorální a tibiální komponenty, mezi nimiž se obvykle nachází artikulární vložka. A protože se jedná o tumorózní typ, je navíc doplněna tumorovou náhradou části kosti (obr. 7.3).

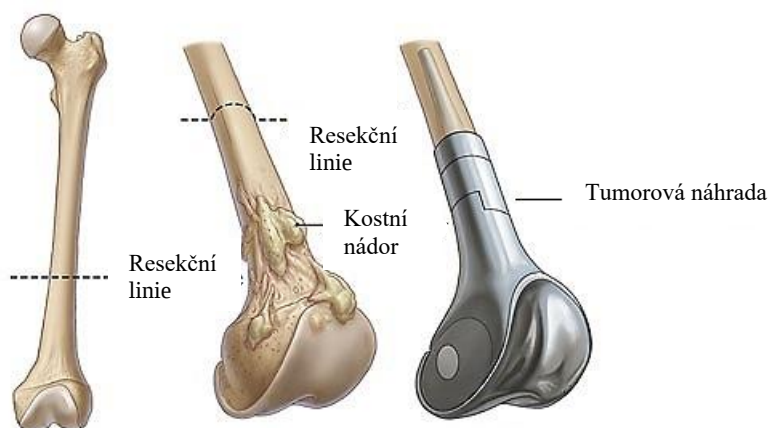
Kolenní kloub je obvykle závěsného typu, což zajišťuje vyšší stabilitu. Ta je u onkologických implantátů důležitá, jelikož při operaci jsou ve většině případů odstraněny zkřížené a postranní vazy.

Dle fixace mohou kolenní implantáty být, jak bylo zmíněno v úvodu kapitoly 7:

- cementované
- necementované
- hybridní.

Dle tumorových náhrad:

- s částečnou náhradou femuru
- s náhradou femuru
- s částečnou náhradou femuru a tibie
- s částečnou náhradou tibie
- s náhradou tibie.



Obr. 7.3 Schéma tumorové náhrady distálního femuru [55].

7.3 Kyčelní náhrada

Kyčelní kloub má v lidském těle velmi důležitou pozici, jelikož zde dochází ke spojení volné dolní končetiny s pánví a tento kloub tedy zajišťuje pohyb dolních končetin vůči pánvi a zároveň nese trup a přispívá k udržení rovnováhy. [26] Vzhledem ke své konstrukci má čtyři stupně volnosti, a to tři rotační a jeden translační, který se vyskytuje jen v případě vykloubení. [21], [22]

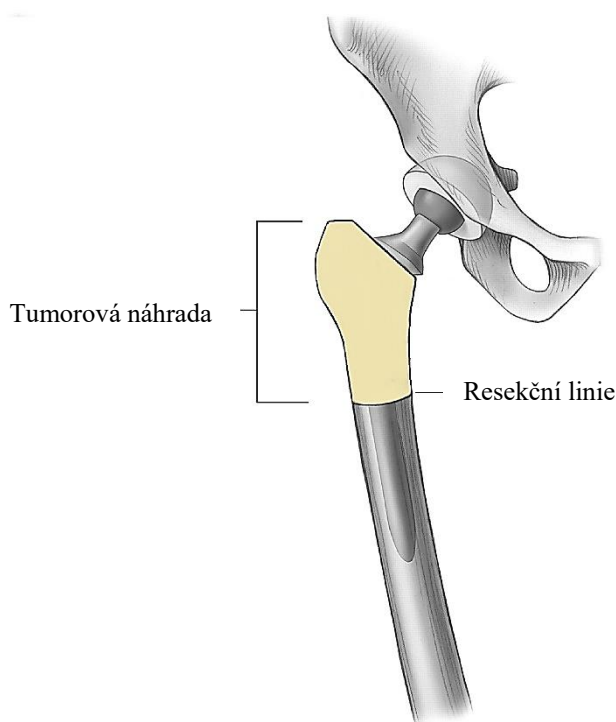
Tumorózní TEP kyčelního kloubu se skládá z femorální komponenty, tedy z dříku a hlavice, acetabulární komponenty, tj. jamky a tumorové náhrady postižené části (obr. 7.4). Acetabulární jamka se obvykle používá antiluxační, protože z důvodu svalové dysbalance¹⁷ hrozí vyšší riziko luxace [32]. Jelikož jamky patří k běžnému sortimentu výrobců implantátů, dále budou zmíněny pouze okrajově.

Kyčelní náhrady mohou být dle způsobu fixace:

- cementované
- necementované
- hybridní.

Dle tumorových náhrad se mohou dělit na:

- s částečnou náhradou femuru
- s náhradou femuru
- s částečnou náhradou pánve.



Obr. 7.4 Schéma tumorózní TEP kyčle s náhradou proximálního femuru [98].

¹⁷ nerovnováha, nevyváženost

7.4 Nejčastější komplikace

Aplikace tumorózní náhrady s sebou přináší riziko vzniku komplikací. Tyto komplikace mohou být zapříčiněny z mnoha důvodů. Mezi ty nejčastější patří vznik hlubokých infekcí, selhání měkkých tkání, mechanické selhání, aseptické uvolnění, a jelikož se jedná o onkologické implantáty, je třeba zmínit také onkologické problémy. [35], [71]

Velmi nebezpečným problémem jsou hluboké infekce. Tyto infekce se u pacientů vyskytují v brzkém období po operaci nezávisle na typu rekonstrukce, avšak po implantaci endoprotézy se objevují nejdříve. Hluboké infekce se obtížně léčí a často jsou důvodem k amputaci končetiny. Jejich léčba může zahrnovat vyjmutí implantátu a zavedení dočasné náhrady s nástřikem obsahujícím antibiotika a několik týdnů podávání nitrožilních antibiotik. Pokud je léčba úspěšná, smí se opět implantovat komponenty náhrady. Riziko vzniku infekce lze snížit použitím stříbrného povlaku u implantátů. [35], [71]

Poruchy měkkých tkání se vyskytují zejména u proximálního femuru a vedou k nestabilitě kyčelního kloubu. [71]

Dalším problémem je mechanické selhání implantátu, které se obvykle objeví až po delší době užívání. Implantáty s těmito poruchami lze obvykle revidovat. Jednou z příčin mechanického selhání je únavová zlomenina některé z částí implantátu, která se může objevit jak u kovových, tak u polyethylenových částí. Nejčastěji se tento problém vyskytoval u femorálních dřívků vyráběných odléváním, avšak se zavedením kovaných modulárních dřívků se počet těchto komplikací snížil. Stále však dochází ke zlomeninám těchto dílů z důvodu poddimenzování jejich rozměrů. [35]

Aseptické uvolnění je častou komplikací, která je nejčastěji zapříčiněna nadměrným opotřebením zejména artikulačních komponent. Při otěru se uvolňují do okolí implantátu mikroskopické částice daného materiálu, které mají za následek vznik zánětů, které způsobí úbytek kostní hmoty a následné uvolnění náhrady. Incidence aseptického uvolnění byla u tumorózních náhrad snížena s používáním porézních kroužků mezi dřívkem a kostní náhradou, které umožňují vrůst měkkých tkání. Lepší fixace lze navíc dosáhnout nanesením vrstvy hydroxyapatitu. [35], [71]

Onkologické problémy jsou rizikem u všech pacientů s tumorózními náhradami. Patří sem zejména vznik lokální recidivy¹⁸, výskyt druhotných nádorových ložisek či tumorózní destrukce kosti. Tyto problémy mohou vést až k amputaci končetiny. [71]

¹⁸ návrat nádoru po období remise do místa nebo těsné blízkosti původního výskytu

7.5 Firmy nabízející onkologické implantáty

V následující části budou uvedeny některé tuzemské i světové firmy, které vyrábějí kolenní a kyčelní onkologické implantáty.

7.5.1 ProSpon spol. s.r.o.

ProSpon spol. s.r.o. je česká firma zabývající se vývojem, výrobou a distribucí ortopedických a traumatologických implantátů a také nástrojů či jiných zdravotnických prostředků, včetně výroby onkologických náhrad všech lidských kloubů a částí kostí. [80]

Kolenní kloub

Náhrady kolenního kloubu této společnosti mohou být modulární i individuální.

Modulární endoprotézy kolenního kloubu nabízí široké spektrum rozměrů jednotlivých komponent dle individuálních potřeb každého pacienta. Kolenní kloub těchto náhrad je závěsný asymetrický (odlišný pro levou a pravou nohu) a obsahuje čep uložený v kluzném pouzdře spojující femorální a tibiální komponentu (obr. 7.5). Dle kostních ztrát existuje v různých modifikacích, a to pro případy, kdy je třeba nahradit část femuru, tibie či obojí (obr. 7.6). [79]

Kostní náhrady jsou tvořeny moduly opatřenými závity, díky kterým je lze spojovat do požadované délky. V případě náhrady femuru je navíc nutné použít speciální kuželový kroužek umožňující plynulý přechod mezi průměrem kloubu a náhrady. Po složení potřebné délky se v místě dotyku s kostí připojí navíc zakončovací kroužek, jehož zakončení je na rozdíl od běžné náhrady bez závitu a má tak větší dotykovou plochu. [79]

Dříky jsou vyrobeny ze slitiny TiAl6V4 a femorální i tibiální komponenty, spolu s moduly kostních náhrad taktéž, avšak s tím rozdílem, že jsou opatřeny DLC povlakem. Mezi femorální a tibiální komponentou není klasická artikulační vložka, ale dvě podložky z materiálu PEEK. [81]



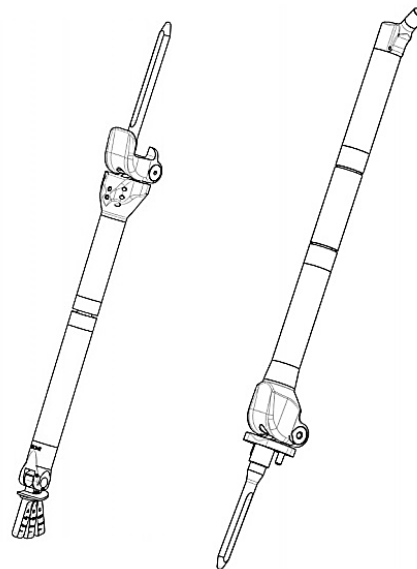
Obr. 7.5 Čep a kluzné pouzdro [81].

Obr. 7.6 Zleva: kolenní kloub s částečnou náhradou femuru; s částečnou náhradou femuru a tibie; moduly náhrad [81].

Individuální implantáty jsou především určeny pacientům se speciálními potřebami či požadavky, pro které nejsou modulární typy dostatečným řešením. To zahrnuje například rotační kolenní kloub (obr. 7.7) či individuální necementované dříky a zejména náhrady celé kosti (obr. 7.8). [81], [82]



Obr. 7.7 Kolenní kloub rotační s náhradou tibie [81].



Obr. 7.8 Zleva: Totální náhrada tibie vč. kotníku; totální náhrada femuru [81].

Kyčelní kloub

Stejně jako u kolenních náhrad, i kyčelní jsou dostupné jako modulární a individuální. Z individuálních lze zmínit například totální náhradu femuru (obr. 7.8).

Modulární náhrada kyčelního kloubu se skládá z hlavice kyčelního kloubu, z těla implantátu s kuželovitým krčkem a dříku s náhradou.

Hlavice je vyrobena ze slitiny CoCrMo. Pro její uchycení k femorální komponentě slouží otvor se samosvorným kuželem. Materiály dalších částí jsou shodné s materiály použitými u kolenní náhrady. [81]



Obr. 7.9 Hlavice a dřík s náhradou a kuželovitým krčkem [81].

7.5.2 BEZNOSKA, s.r.o.

Firma BEZNOSKA, s.r.o. je českou firmou sídlící v Kladně. Zabývá se výrobou implantátů, nástrojů a operačních pomůcek určených pro ortopedické a traumatologické účely.

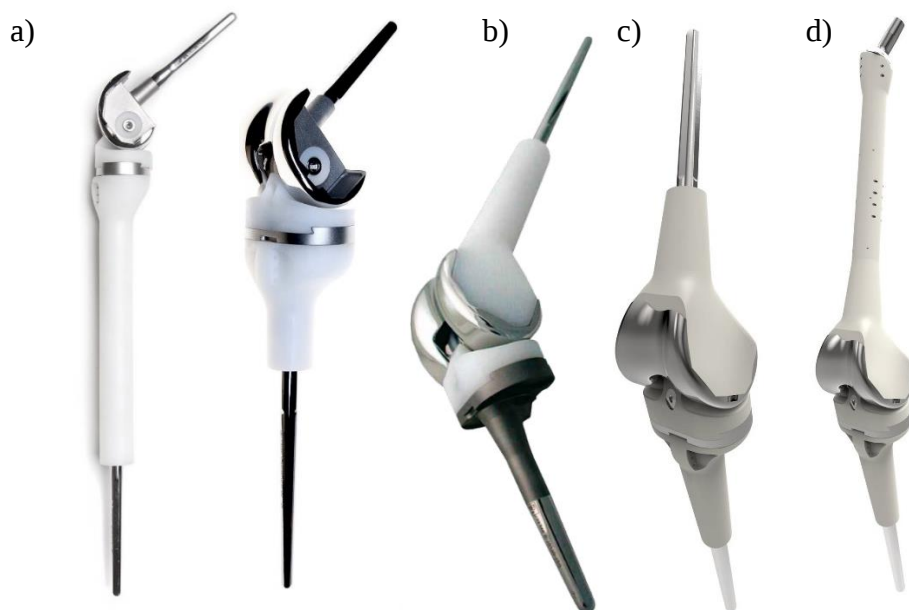
Kolenní kloub

Onkologické náhrady kolenního kloubu jsou typu CMS doplněné dle individuální potřeby o částečnou náhradu femuru a tibie (obr. 7.10). [18], [19]

CMS je závěsná anatomická náhrada kolenního kloubu, která umožňuje flexi až do hodnot 100–120°, hyperextenzi do 5° a rotace kolene je omezena na $\pm 7^\circ$ okolo svislé osy. Jelikož se jedná o závěsný typ, je ve srovnání s jinými typy kolene (např. SVR, SVL) jeho stabilita vyšší.

Tumorová náhrada kosti je vyrobena z UHMWPE individuálně dle RTG snímků každého pacienta a navíc je možná dodatečná korekce délky náhrady využitím distančních kroužků. Na válcový dřík je uložena s přesahem, což spolu namáháním implantátu v tlaku zajišťuje dostatečnou pevnost spojení. Pootočení náhrad navíc zabraňují u náhrady tibie dva kolíky na tibiálním platu a u náhrady femuru tvar femorální komponenty a resekční plochy.

Dříky těchto náhrad jsou vyrobeny z korozivzdorné oceli a na rozdíl od netumorózních implantátů jsou dostupné pouze v cementované variantě. Artikulační vložka je, stejně jako náhrada kosti, z UHMWPE. [18], [19] Životnost těchto implantátů je udávána na 10 let.



Obr. 7.10 Totální tumorová náhrada kolenního kloubu typ CMS: (a) s náhradou části tibie [19]; (b) s částečnou náhradou femuru [18]; (c) s částečnou náhradou femuru a tibie [19]; (d) náhrada celého femuru s uzamčeným kolenním kloubem [20].

Kyčelní kloub

Firma BEZNOSKA, s.r.o. má mezi svými produkty také onkologický implantát nabízející náhradu kyčelního kloubu s částečnou náhradou stehenní kosti (obr. 7.11). Implantát je cementovaný, má kuželový krček a je vyroben z koroziivzdorné oceli, zatímco náhrada kosti je vyrobena z polyethylenu [21]. Lze nahradit také celý femur včetně kyčelního a kolenního kloubu a části tibie. Takový implantát je zobrazen na obrázku 7.10d.



Obr. 7.11 Dřík TEP s částečnou náhradou femuru [18].



Obr. 7.12 Jamka typ Poldi [17].

Hlavice kyčelního kloubu mohou být z keramiky či kovu. Keramické hlavice BIOLOX®delta vyhovují zvýšeným nárokům (tj. vyšší hmotnost, mladší či aktivní pacienti) a vyrábí se ze slinutého mikrozrnného polykrystalického korundu. Dále jsou k dispozici hlavice kovové, a to z koroziivzdorné oceli nebo kobaltové slitiny CoCrMo. [17]

Pro onkologické případy se používají antiluxační druhy jamek, například cementovaná jamka typ Poldi z UHMWPE (obr. 7.12) nebo necementovaná jamka typu SF s pláštěm z titanu a vložkou z tzv. Crosslinked UHMWPE, který má vyšší otěruvzdornost, a to zejména v kombinaci s keramickou hlavicí.

V současnosti je také možná výroba individuálních implantátů pánve dle CT¹⁹ dat pacienta (viz obr. 7.13), kde je výhodou přesné přizpůsobení anatomickým a biomechanickým poměrům každého pacienta. Z CT dat, jež jsou tvořena v řezech po 1–2 mm, se vyrobí plastový model pánve, na který se zaznačí umístění implantátu. Dle toho konstruktér vyrobí implantát, a to 3D tiskem metodou DMLS²⁰ z titanového prášku. Náhrada se poté připevní ke kostní tkáni titanovými šrouby a jamka kyčelního kloubu vyrobená z polyethylenu je k tomuto implantátu fixována kostním cementem. [18]



Obr. 7.13 Částečná náhrada pánve dle CT dat pacienta [15].

¹⁹ Computed Tomography (výpočetní tomografie)

²⁰ Direct Metal Laser Sintering (přímé kovové laserové spékání)

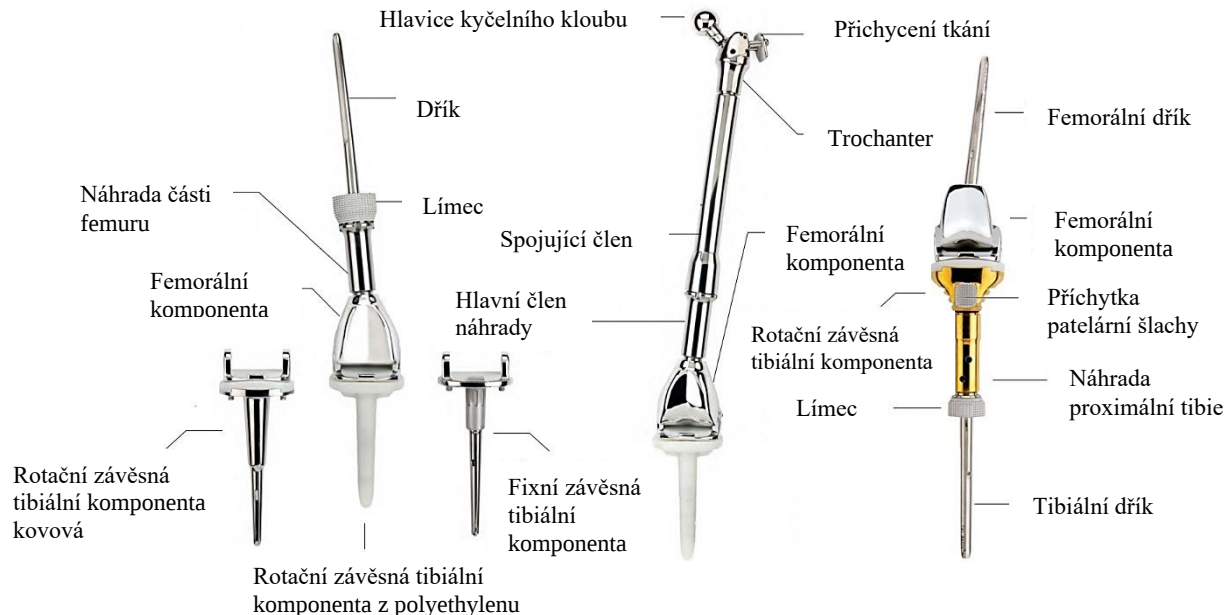
7.5.3 Stanmore Implants Worldwide Ltd

Stanmore Implants je firma pocházející z Velké Británie, která byla založena roku 1944. Specializuje se zejména na onkologické implantáty a komplikované případy primárních a re- vizních náhrad. Tato společnost se významně podílela na rozvoji tumorózních náhrad a v této oblasti zastává několik světových prvenství (viz kap. 5). [88]

Náhrady kolenního i kyčelního kloubu tato společnost nabízí jako modulární či na zakázku vyráběné. Individuální náhrady zahrnují speciální případy, jako například částečnou náhradu pánve, dětské implantáty (kap. 7.6) či vyšší nároky, jako například minimální resekci nebo lepší stabilitu použitím kortikálního límce. Jelikož firma nabízí široké spektrum modulárních náhrad (METS modular systems), které zvládnou poskytnout řešení ve většině případů, bude následující část pojednávat pouze o nich.

Kolenní kloub

Základním prvkem všech modulárních náhrad pro případy, kdy je třeba nahradit kostní defekty v oblasti kolene, je kolenní kloub SMILES. Ten může být, pokud není nahrazována proximální tibia, ve třech variantách dle závažnosti případu, a to jako rotační závěsný s polyethylenovou tibiální komponentou pro běžné případy, rotační závěsný kovový pro případy extraartikulární²¹ resekce či komplikované revize a nakonec fixní závěsný typ pro případy zvýšené nestability nebo velkých deformit. Když je nahrazována proximální část holenní kosti, jsou dvě možnosti: rotační závěsný typ pro obvyklé případy a fixní závěsný typ pro případy, kdy je výrazně omezena funkce měkkých tkání. Díky všem náhrad jsou cementované. Některé varianty provedení implantátů jsou zobrazeny na obrázku 7.14. [96]



Obr. 7.14 Zleva: Náhrada distálního femuru a tibiální komponenty [92]; náhrada celého femuru [90]; náhrada proximální tibie [93].

²¹ vně kloubu

Kostní náhrady jak proximální tibie, tak distálního femuru, jsou zakončeny titanovým límcem, který může být navíc opatřen vrstvou hydroxyapatitu. Touto vrstvou lze pokrýt také příchytka na patelární šlachu a náhrady tibie.

Pokud je nahrazován celý femur, hlavice kyčelního kloub je ve variantě jako keramická nebo ze slitiny CoCr. Tato náhrada je navíc vybavena příchytka na měkké či tvrdé tkáň, a to v podobě plátu a dvou šroubů nebo drátu z CoCr. [94]

Femorální dříky a náhrady kostních ztrát jsou vyrobeny z titanové slitiny. Další kovové díly jsou ze slitiny CoCrMo.

Kyčelní kloub

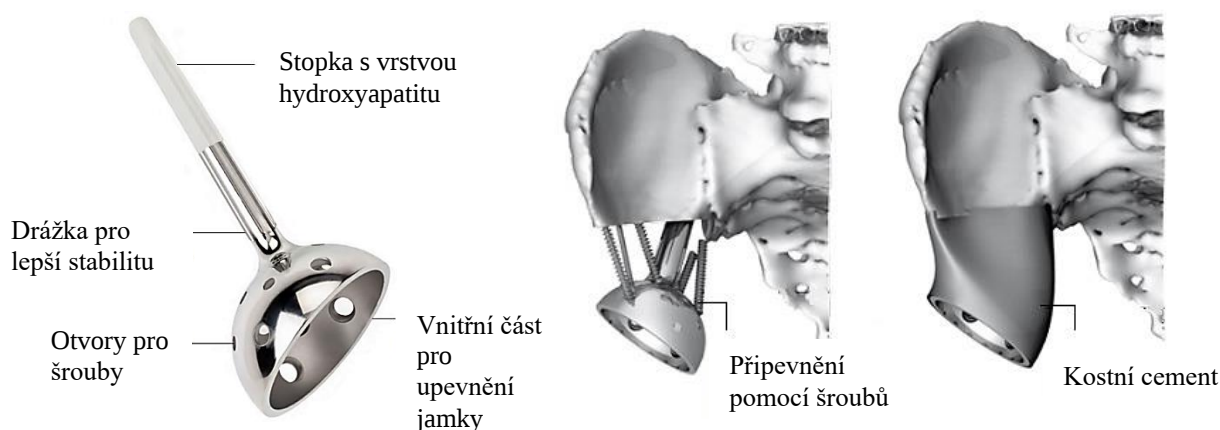
Sestava této modulární náhrady zahrnuje výběr z několika druhů anatomických náhrad trochanteru s příchytka na tkáň, kostní náhrady, límce a cementovaného dříku (viz obr. 7.15).

Hlavice kyčelního kloubu jsou keramické či kovové (CoCr). Ostatní díly jsou vyrobeny z titanové slitiny. [95]



Obr. 7.15 Náhrada proximální části stehenní kosti [95].

Pokud jsou kostní ztráty zaznamenány v oblasti acetabula, je možné použít částečnou náhradu pánve (viz obr. 7.16). Ukotvení v pánvi je zajištěno stopkou potaženou vrstvou hydroxyapatitu, dále kostním cementem a použitím kolíků a šroubů, aby se dosáhlo co nejvyšší stability. Do této náhrady se následně kostním cementem připevní kloubní jamka. [91]



Obr. 7.16 Částečná náhrada pánve a její upevnění [91].

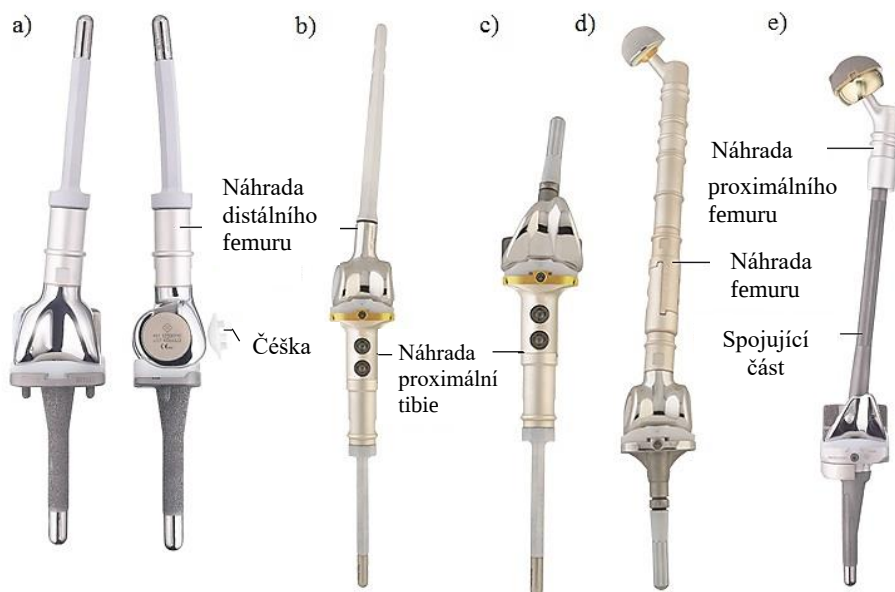
7.5.4 Implantcast GmbH

Implantcast je německou společností, jež se specializuje na vývoj, výzkum, výrobu a prodej primárních, revizních a tumorózních náhrad. Poslední zmíněné jsou vyráběné jako modulární pod názvem MUTARS®²² a mohou být cementované i necementované, resp. hybridní.

Kolenní kloub

Kolenní kloub je, jak je u tumorózních náhrad obvyklé, závěsného typu s rotací. Dle kostních ztrát existuje mnoho variant implantátů nahrazujících tento kloub, a to náhrada distálního konce stehenní kosti (obr. 7.17a), proximální tibie (obr. 7.17c), případně náhrada obou zmíněných částí (obr. 7.17b), dále náhrada celé stehenní kosti (obr. 7.17d) či pouze její proximální části (obr. 7.17e), která je intramedulárně spojena s náhradou kolenního kloubu. Součástí je také náhrada česky, která je k implantátu připevněna kostním cementem. [47]

Kotvící komponenty, jak femorální tak tibiální, mohou být cementované i necementované. K výrobě cementovaných dříků byla použita slitina CoCrMo a necementované jsou ze slitiny TiAl6V4 s možností nanesení vrstvy hydroxyapatitu. Femorální a tibiální komponenty kolenního kloubu jsou, stejně jako cementované dříky, ze slitiny CoCrMo a lze je opatřit antialergenní vrstvou TiN. Mezi těmito částmi se nachází artikulační vložka z UHMWPE, z něhož je vyrobena také náhrada česky. Kostní náhrady jsou z titanové slitiny TiAl6V4 a lze je povlakovat stříbrem. [47]



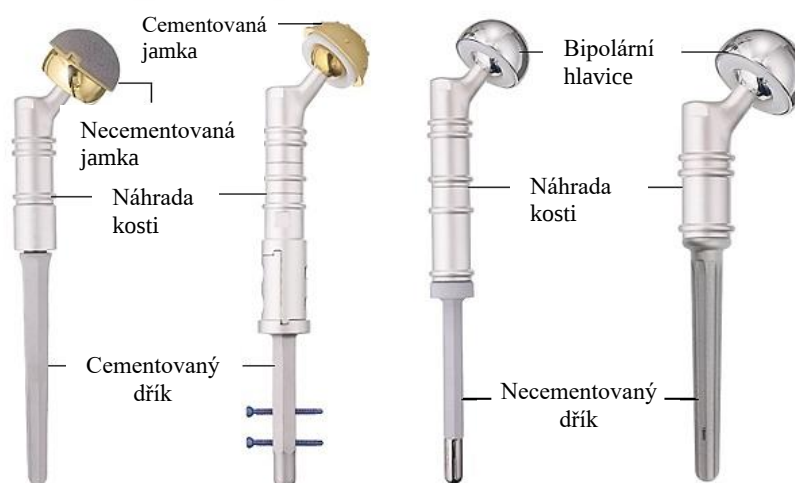
Obr. 7.17 (a) Náhrada distální části femuru [44]; (b) náhrada distálního femuru a proximální tibie [49]; (c) náhrada proximální tibie [50]; (d) náhrada celého femuru [48]; (e) náhrada proximálního femuru [46].

²² Modular Universal Tumour And Revision System

Kyčelní kloub

Náhrada kyčelního kloubu spolu s proximální částí stehenní kosti je dostupná v mnoha variantách dle individuálních potřeb každého pacienta. To zahrnuje různé úhly sklonu krčku, povrchové úpravy, způsoby fixace či použité materiály (obr. 7.18).

Dříky mají zakřivený tvar, který zajišťuje vyšší stabilitu implantátu, a jsou dostupné jako cementované vyrobené ze slitiny CoCrMo nebo jako necementované ze slitiny TiAl6V4 s povlakem z hydroxyapatitu. Hlavice kyčelního kloubu mohou být kovové (CoCrMo), keramické (Al_2O_3) nebo vyrobené z titanové slitiny TiAl6V4 s povlakováním z TiN a také jako bipolární. Samotná náhrada resekované kosti je opět vyrobena z titanové slitiny TiAl6V4 a jako prevence proti vzniku infekcí ji lze opatřit stříbrným povlakem. Acetabulární jamky mohou být fixovány kostním cementem či bez něj. [51]



Obr. 7.18 Náhrada kyčelního kloubu a proximální části stehenní kosti [51].

Pro případy, kdy je nutná rychlá mobilizace končetiny, tj. zejména z důvodu metastáz do kostí, je řešením MUTARS® Filia Femur (obr. 7.19). Tento implantát je charakterizován nízkou cenou, krátkým operačním časem a možností brzkého zatěžování, a je tedy cementovaný. [47]



Obr. 7.19 Náhrada kyčelního kloubu a proximálního femuru MUTARS® Filia Femur [47].

7.5.5 Další firmy

V následující části bude uveden výčet dalších společností zabývajících se výrobou tumorózních náhrad.

LINK

Německá společnost LINK (Waldemar Link GmbH & Co. KG) je výrobcem ortopedických implantátů včetně tumorózních TEP, které mohou být individuální či modulární. Druhé zmíněné nesou název MEGASYSTEM-C® a různé varianty jsou uvedené na obrázku 7.20. Tyto implantáty mohou být cementované i necementované. [102]



Obr. 7.20 Varianty implantátů MEGASYSTEM-C® [102].

Zimmer Biomet

Firma ZIMMER Biomet, specializující se zejména na péči o pohybový aparát, byla založena roku 1927 v USA ve státě Indiana a její produkty jsou používány ve více než 100 zemích světa. Kromě klasických primárních a revizních náhrad velkých kloubů těla se společnost zaměřuje také na dentální implantáty, fixaci páteře a implantáty pro případy velkých kostních ztrát, kam patří i tumorové náhrady. Ty jsou modulární a vyrábí se pod názvem MOST²³ Options® System (obr. 7.21). Fixovány mohou být kostním cementem či bez něj. Dříky i tumorové náhrady jsou vyrobeny ze slitiny TiAl6V4 a česka včetně artikulace vložky je z UHMWPE. [106]



Obr. 7.21 Implantáty Zimmer® MOST Options® Systém [107].

²³ Modular Options for Severe Bone Loss and Trauma

DePuy Synthes Joint Reconstruction

Jedná se o první ortopedickou komerční společnost v rámci Spojených Států, založenou roku 1895 spadající do skupiny firem DePuy Synthes působících v oblasti ortopedie a neurologie. Náhrady určené pro případy kostních tumorů mají název LPSTM ²⁴ System (obr. 7.22). [27], [28]



Obr. 7.22 Tumorové náhrady LPSTM Systém [28].

Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd.

Tato čínská firma se zabývá vývojem, výrobou a prodejem ortopedických produktů. Ve svém sortimentu nabízí individuální i modulární tumorózní náhrady velkých lidských kloubů. Některé z nich jsou uvedeny na obrázku 7.23. [11]



Obr. 7.23 Implantáty společnosti Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. [12].

²⁴ Limb Preservation System

7.6 Rostoucí TEP

Jelikož se některé druhy kostních nádorů vyskytují především u pediatrických pacientů, u kterých ještě nebyl zastaven růst, bylo snahou zajistit i jim možnost navrátit se po vyjmutí nádoru do plnohodnotného života a zároveň zachovat jejich končetinu. To umožňují tzv. rostoucí endoprotézy s distrakčním mechanismem.

Jedná se o speciální typ TEP, a jak již název napovídá, endoprotézy umožňují distrakcí korigovat růst postižené končetiny. Využívají se tam, kde se očekává větší počet prodloužení²⁵ (očekávaná délka končetin se počítá z výšky rodičů). Každá expanze se pak provádí tehdy, kdy je rozdíl končetin jeden až dva centimetry [69]. Maximální prodloužení implantátu je limitováno délkou resekované kosti, jelikož nejvýše takovou délku může mít teleskopická část náhrady. Proto se někdy stává, že náhrada není schopna poskytnout požadovanou délku končetiny a je pak nutné provést revizní operaci [54]. Další nevýhodou rozšiřitelných endoprotéz je možnost selhání expanzního mechanismu nebo implantátu při jeho maximálním prodloužení. Z tohoto důvodu se proto většina rostoucích náhrad po dozrání skeletu vymění za klasický typ. [54], [69]

Implantáty mohou být cementované i necementované a jak bylo zmíněno v kapitole 5, lze je rozdělit na invazivní, minimálně invazivní a neinvazivní. V současnosti se používají pouze poslední dva zmíněné druhy.

7.6.1 Invazivní

Invazivní endoprotézy spadají do první generace rostoucích endoprotéz a v dnešní době se již neaplikují. Jedním z důvodů je ten, že relativně rozsáhlé operace při každém prodlužování implantátu velmi zasahovaly do pacientova organismu a také byly nahrazeny mechanismy s modernějším způsobem rozšiřování. Jelikož již nejsou používány, budou zde pouze stručně zmíněny prvky použité k jejich roztahování a jejich výrobci.

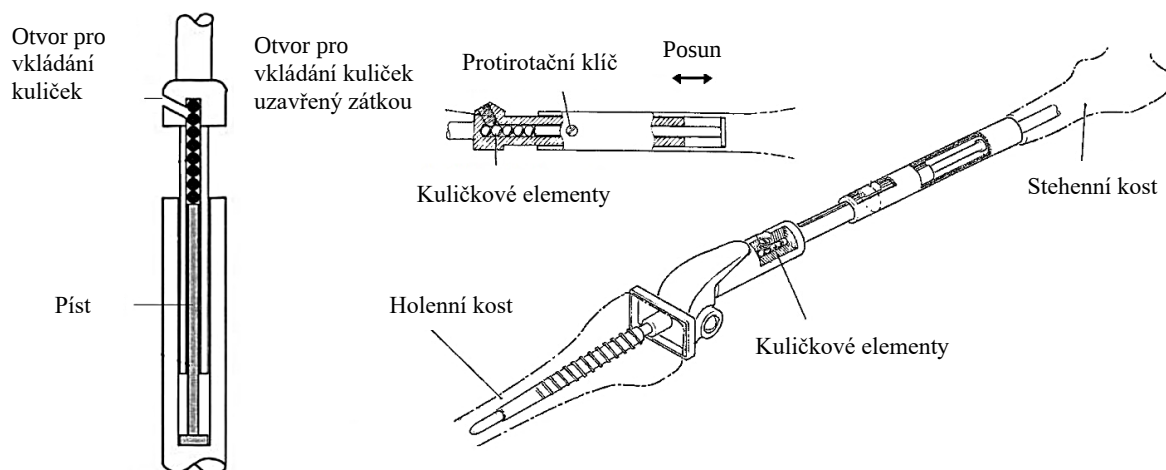
Vůbec první rostoucí implantát byl představen roku 1976 společností Stanmore Implants z Velké Británie a řada rostoucích TEP této firmy byla označována názvem Mark. První z nich, Mark I, obsahovala šnekové soukolí, pomocí kterého se regulovala délka končetiny. U všech kusů však došlo k poruše mechanismu, a tak se od jejich používání upustilo. Přesto na tento koncept později navázala další generace, tzv. minimálně invazivních náhrad. [74], [86], [88], [89]

Po nezdarech s prvním prodlužovacím mechanismem se začal upřednostňovat spolehlivější způsob regulace délky končetiny pomocí přídavných prvků. Proto jsou implantáty spadající do této kategorie označovány také jako modulární. [84]

²⁵ V případech, kdy jsou požadavky na prodloužení minimální, se aplikuje nerostoucí typ větší velikosti.

Mark II

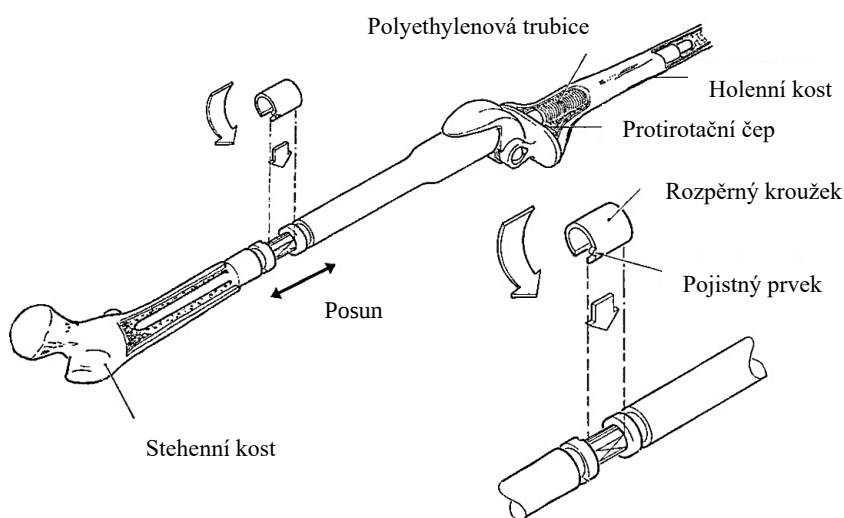
Náhrada Mark II (z roku 1982) obsahovala teleskopický dřík, jež se prodlužoval zavedením kuličkových elementů vyrobených z karbidu wolframu do vnitřního válcového prostoru náhrady, kde tyto elementy prostřednictvím pístu tlačily na teleskopickou část a vždy ji prodloužily o 6,35 mm (obr. 7.24) [74], [88]. Problémem u tohoto typu bylo ale časté mechanické selhání z důvodu rozbití kuliček. [74], [86], [89]



Obr. 7.24 Mechanismus využívající kuličkové elementy [74], [86].

Mark III

Kuličkové elementy byly nahrazeny (v roce 1988) jednodušším mechanismem implantátů Mark III, využívajících rozpěrné kroužky ve tvaru písmene C [88]. Rozšíření končetiny pak bylo možné vložením těchto distančních prvků na teleskopický dřík (obr. 7.25). Rozpěrné kroužky i dřík byly vyrobeny ze slitiny titanu, kondyly femuru, panty a tibiální komponenty z kobalt-chrom-molybdenové slitiny [86]. Nevýhodou tohoto mechanismu byla, mimo jiné, přesně daná délka prodloužení z důvodů daných rozměrových řad rozpěrných kroužků a zejména kvůli tomu, že každá další operace vyžadovala větší přístup k implantátu oproti té předchozí. [74], [86], [88], [89]



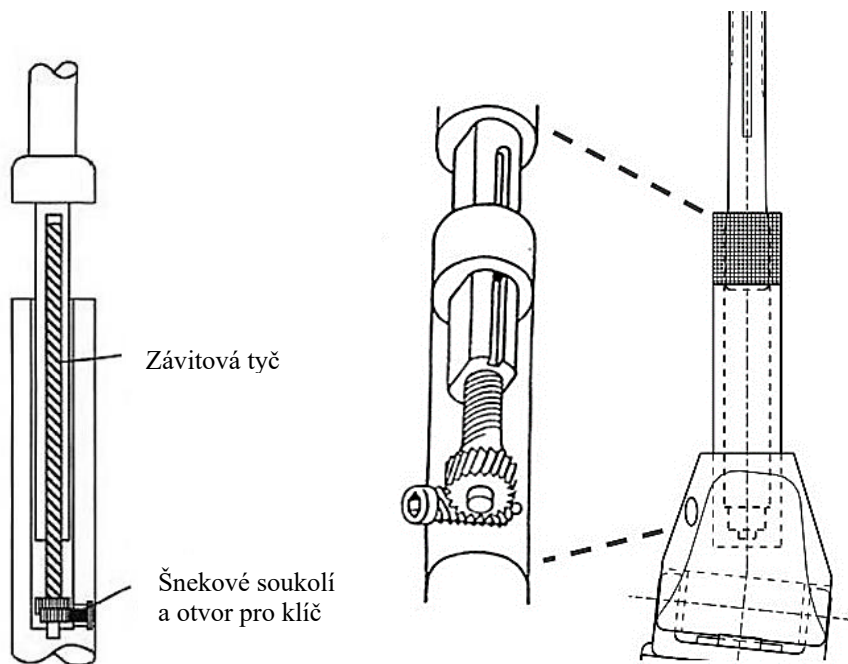
Obr. 7.25 Mechanismus využívající rozpěrné kroužky [86].

7.6.2 Minimálně invazivní

Minimálně invazivní endoprotézy vyžadují při expanzi končetiny přístup přímo k expanzivnímu mechanismu a je tedy nutný operační zákrok. Na rozdíl od invazivních typů se ale jedná pouze o drobný zákrok, kdy řez (1–2 cm) je veden blízko nad mechanismem, kam se vloží klíč a jeho otáčením se reguluje délka implantátu [89]. Tento typ endoprotéz se v současnosti již tolik nevyužívá, jelikož časté operace, byť jsou drobné, nesou riziko vzniku infekcí a zasažení okolních nervů. Své uplatnění ale stále nachází tehdy, kdy se očekává, že bude nutné kontrolovat pacientův stav pomocí magnetické rezonance²⁶ (viz kap. 7.6.3). [29], [38]

Mark IV (JTS²⁷ Minimally Invasive)

Na koncept prvního rostoucího implantátu (Mark I) navázala roku 1992 minimálně invazivní náhrada Mark IV (JTS Minimally Invasive) [88]. Expanzivní mechanismus, vyrobený z kobalt-chrom-molybdenové slitiny, obsahoval šnekové soukolí (obr. 7.26), jež se ovládalo vložením imbusového klíče. Otáčením klíče docházelo prostřednictvím šnekového soukolí a závitové tyče k růstu endoprotézy. Celý tento mechanismus byl uzavřen uvnitř dřívku z titanové slitiny (Ti6Al4V), aby se zabránilo jeho poškození způsobené vniknutím měkkých tkání. [74], [89]



Obr. 7.26 Mechanismus se šnekovým soukolím [74], [104].

Podobný způsob využívaly rostoucí náhrady LEAP²⁸, jež se objevily již roku 1983 na americkém trhu [38]. Obsahovaly šroubový mechanismus a jejich délka se regulovala zavedením klíče.

Za zmínku stojí také český výrobce onkologických implantátů s rostoucími částmi ProSpon spol. s.r.o.

²⁶ u neinvazivních typů nelze podstoupit vyšetření magnetickou rezonancí

²⁷ Juvenile Tumour System

²⁸ Lewis Expandable Adjustable Prosthesis, Dow Corning Wright, Airlington, Tennessee

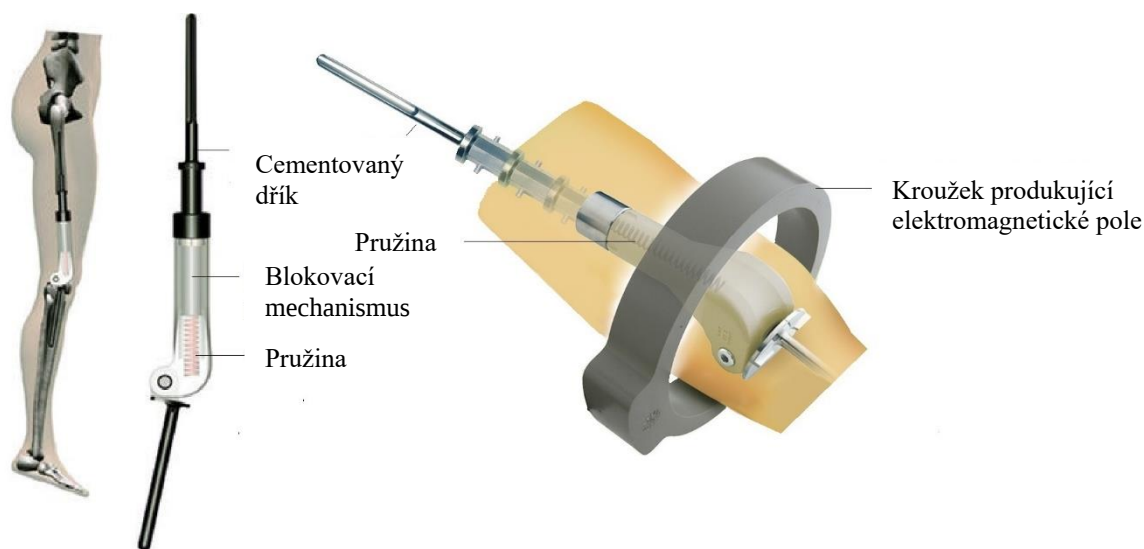
7.6.3 Neinvazivní

Nejnovější generace rostoucích TEP umožňují prodloužení končetiny neinvazivně, tedy bez nutnosti operačního zákroku a obecně bývají pacientem velmi dobře snášeny. K distrakci těchto implantátů se obvykle využívá působení magnetického, resp. elektromagnetického pole, a proto se používají u dětí, u nichž je malá pravděpodobnost vzniku lokální recidivy, jelikož při implantaci neinvazivní TEP obvykle nemohou podstoupit vyšetření magnetickou rezonancí, protože by došlo k nenapravitelnému poškození mechanismu [66], [73]. Neinvazivní expanze eliminuje rizika přinášena operacemi a zároveň omezuje bolestivý rehabilitační proces. I zde je však vysoká míra komplikací, mezi něž patří zejména aseptické uvolnění či mechanické dysfunkce. Tyto problémy pak vyžadují jednu či více revizních operací [54]. Neustálý vývoj designu implantátu a biomateriálů ale slibuje snížení těchto komplikací.

REPIPHYSIS®

Prvním z neinvazivních implantátů byla cementovaná protéza Phenix Growing Prosthesis představená roku 1990 francouzskou společností Phenix Medical²⁹. V současnosti je tento implantát produkován pod názvem REPIPHYSIS® firmou Wright Medical Technology³⁰. [41], [43]

Technologie využívá energii uloženou v pružině z CoCr stlačené blokovacím mechanismem, který je tvořen trubicí vyrobenou z polyethylenu. Uvolnění energie a tedy i rozšíření implantátu se dosáhne působením vnějšího elektromagnetického pole vyvolaného kolem končetiny obvykle prostřednictvím cívky uložené v kroužku (obr. 7.27). Elektromagnetické pole přenášené na implantát vyvolá vznik tepla uvnitř mechanismu. To vede k ohřevu polymerního pouzdra a k jeho změknutí, což umožní uvolnění pružiny [41], [43], [83], [105]. Jakmile přestane elektromagnetické pole působit, polyethylen ztvdne a uzamkne tak pružinu v její nové délce. Tím dochází k řízenému růstu implantátu uvnitř pacienta. K dosažení požadované délky je nutná vícenásobná aktivace. Jakmile pacient dospěje a je ukončen jeho růst, je doporučováno vyměnit tento implantát za nerostoucí. [77], [105]



Obr. 7.27 REPIPHYSIS® implantát [43], [101].

²⁹ Phenix Medical, Paris, France

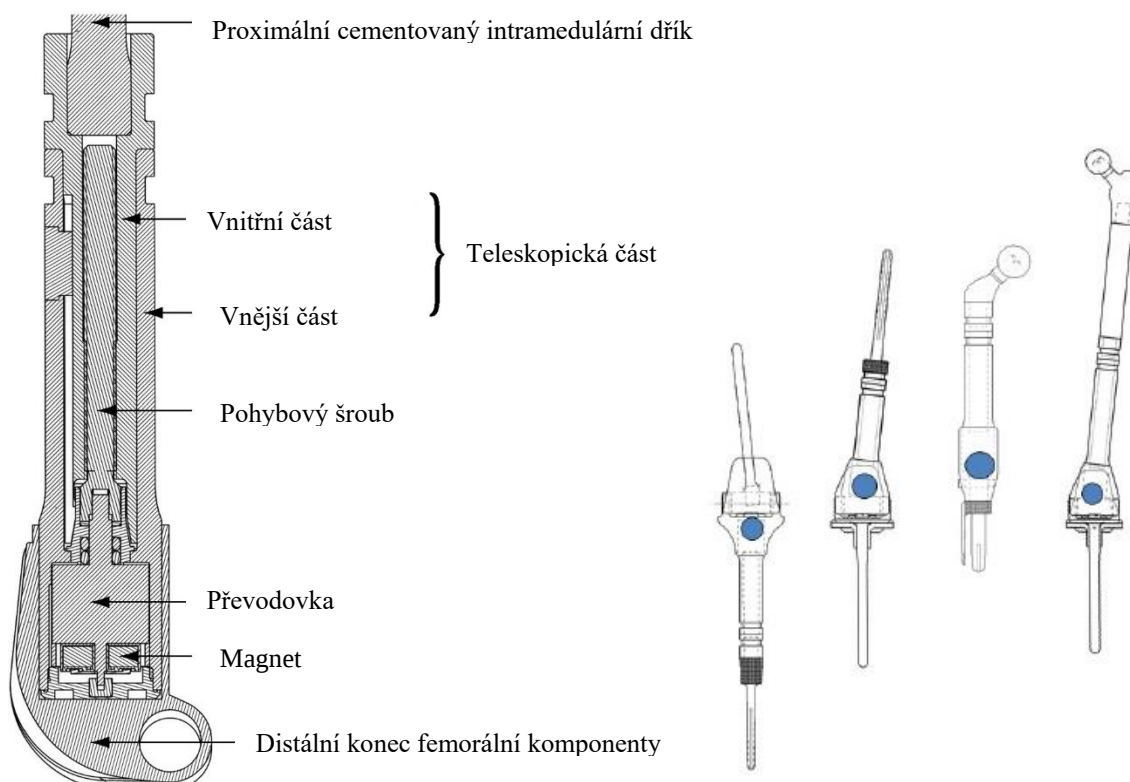
³⁰ Wright Medical Technology, Inc., Arlington, TN, USA

Mark V (JTS Non Invasive)

V roce 2002 představila společnost Stanmore Implants Worldwide již pátou řadu svých rostoucích implantátů, ale zároveň svůj první neinvazivní expanzivní implantát [89]. Podstatou této náhrady bylo vytvořit takový mechanismus, který vyvine dostatečnou sílu na překonání odporu svalů a tkání. Technologie tohoto implantátu je postavena na elektromagnetické indukci.

Uvnitř náhrady (viz obr. 7.28) se nachází převodovka připojená ke kruhovému magnetu (z NdFeB) [88], [89]. Převodovka je planetová a využívá dva sériově řazené planetové převody, sestávající z jednoho centrálního kola, tří satelitů a jednoho nehybného korunového kola [56], [90]. Je vyrobena z nerezové oceli s povlakem z nitridu titanu [74]. Aby se vešla do implantátu, musí mít velmi malé rozměry – její průměr činí pouhých 24 mm. Externí pohonná jednotka je složena z několika kilometrů měděného drátu, který je navinut na obruč o trochu větší než stehno pacienta [56], [90]. Jakmile je kroužek umístěn okolo nohy a drátem v obruči je vedena elektrická energie, kruhový magnet uvnitř implantátu se začne rychlostí 3000 otáček za minutu synchronně otáčet s proudící elektřinou [56], [90]. Toto otáčení se přenese na převodovku, prostřednictvím které dojde k pootočení šroubu a následnému růstu implantátu, přičemž k jednomu otočení šroubu dojde až po 13 061 otáčkách magnetu. Tudíž trvá 4 minuty, než se implantát zvětší o 1 mm [90]. Takto pomalý způsob prodlužování má ale své výhody, jimiž jsou zejména pro pacienta bezbolestná procedura, a také snadnější kontrola expanzivního procesu.

Ve srovnání s implantáty REPIPHYSIS® jsou navrženy jako stálé. Není je tedy po ukončení růstu pacienta nahrazovat za nerostoucí. Jsou dostupné pouze jako cementované [13].

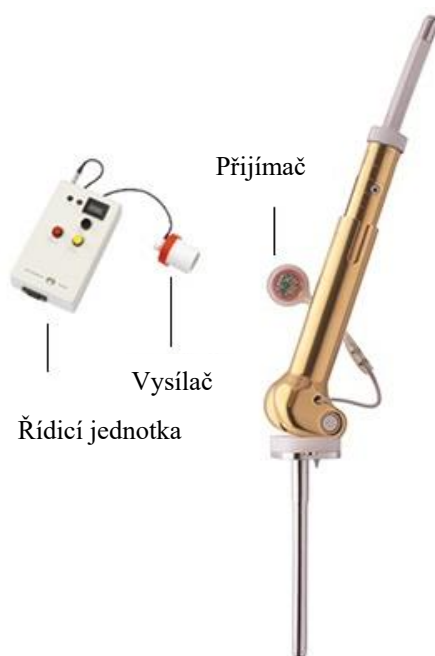


Obr. 7.28 Zleva: JTS implantát [41]; pozice magnetu u JTS implantátů (modře) [90].

MUTARS® Xpand

Technologie rostoucích neinvazivních implantátů německé společnosti Implantcast je kombinací modulárních endoprotéz s teleskopickými komponentami a výkonného motoru sloužícího k prodlužovacím účelům. Tento hnací motor je zapouzdřen v nepropustném obalu a při rozšiřování implantátu vyvíjí sílu okolo 1500 N [7]. Je aktivován vysokofrekvenčními signály vysílanými externím zdrojem z řídicí jednotky přes vysílač a prostřednictvím přijímací antény umístěné pod kůží pacienta až k motoru, s nímž je anténa spojena tenkým kabelem (viz obr. 7.29) Prodlužovací proces je možné provádět nepřetržitě či v kratších intervalech, aby se předcházelo bolesti a dalším rizikům například v podobě neurovaskulárních problémů aj. [7], [9], [10], [45], [66]

Kloubní komponenty a dřík u těchto náhrad jsou shodné s těmi, které jsou používány u modulárních typů [9]. Jakmile skelet pacienta přestane růst, vymění se pouze teleskopická část implantátu spolu s motorem za nerostoucí typ [7], [10], [66]. Na rozdíl od výše zmíněných typů jsou necementované.



Obr. 7.29 MUTARS® Xpand [70].

MUTARS® BioXpand

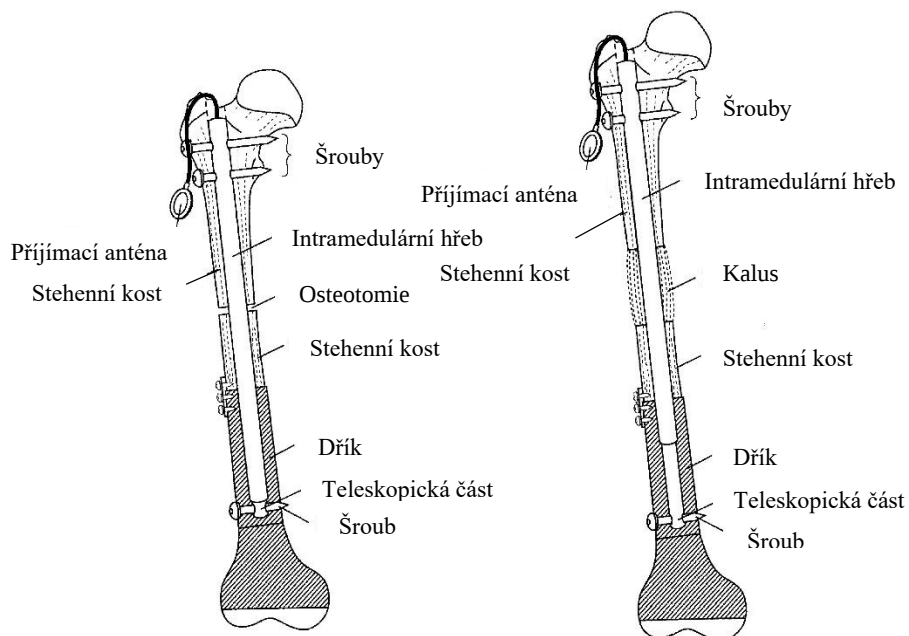
Roku 2005 přišla společnost Implantcast s dalším neinvazivním expanzivním implantátem, který využívá jednu z nejnovativnějších metod regulace růstu končetin, a to pomocí distrakční osteogeneze³¹ (resp. kalus³²-distrakce) [6], [7], [9]. Po resekci nádoru je do kosti implantován dočasný dřík, sloužící jako předběžná opora kostí [7]. Ten je v době, kdy je třeba zahájit růst končetiny, nahrazen distrakčním intramedulárním hřebem a také je provedena osteotomie³³ [6], [7], [9]. Energie potřebná k pohonu hřebu je přijímána stejným způsobem, jak je zmíněno u předchozího typu a je dodávána denně ve třech 90 sekundových intervalech [7]. Tímto způsobem se každý den končetina prodlouží o 1 mm, zatímco díky

³¹ tvorba kosti

³² „Tkáň, která spojuje úlomky kostí po zlomenině a na jejímž základě se postupně vyvíjí nová kost.“ [63]

³³ chirurgické protěti kosti

principům distrakční osteogeneze dojde k zaplnění vzniklé mezery kalusem [7]. U rozšíření kosti o 4 cm obvykle trvá zhruba 4–6 měsíců než kost plně doroste [7]. Po dozrání skeletu musí být rostoucí implantát vyměněn za klasický, jehož dřík se upevní již do nově vytvořené plnohodnotné kosti [6], [7]. Princip této náhrady je uveden na obrázku 7.30.



Obr. 7.30 MUTARS® BioXpand [8].

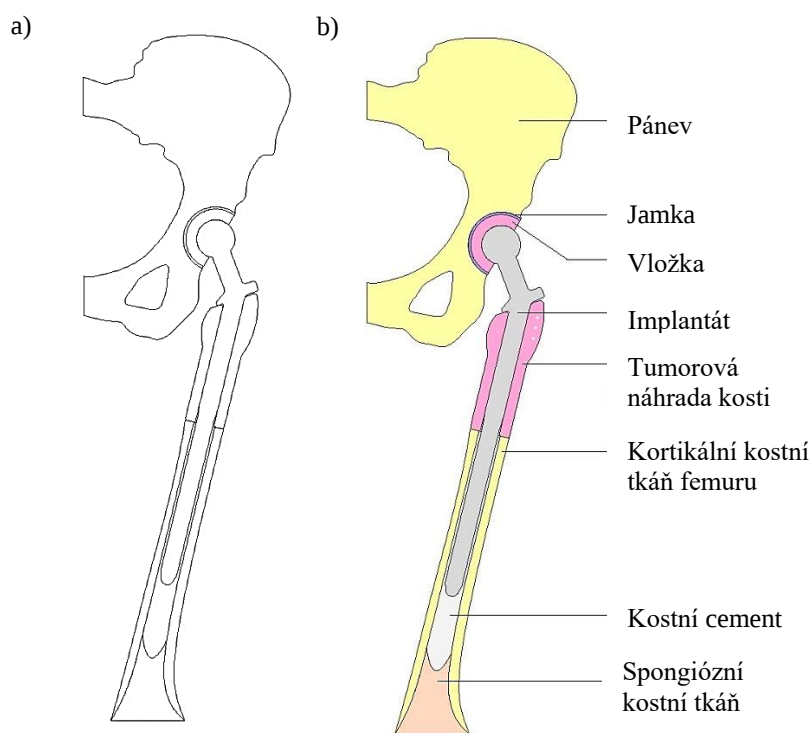
8 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ TUMORÓZNÍ TEP KYČLE

Řešení deformačně napěťových stavů je v této práci provedeno pomocí výpočtového modelování. Výpočtové modelování tumorózní TEP kyčle bylo realizováno pomocí metody konečných prvků v programu ANSYS. Samotný výpočtový model, který bylo nutné pro řešení vytvořit, sestává z modelu geometrie, modelu materiálu a modelu vazeb a zatížení. Úloha byla řešena jako rovinná.

8.1 Model geometrie

Model geometrie byl vytvořen v programu SolidWorks. Vstupními daty pro tvorbu geometrie pánevní a stehenní kosti byly rentgenové snímky dostupné z WikiRadiography [36], [37] a ke tvorbě geometrie implantátu sloužila fyzická předloha celokovové náhrady kyčelního kloubu s tumorovou náhradou části horního konce stehenní kosti. Rozměry jamky a acetabulární vložky byly převzaty z katalogů.

Zjednodušené díly byly nejprve vytvořeny pomocí křivek, ze kterých následně příkazem povrch vznikly jednotlivé plochy. Jelikož se jedná o implantát s cementovaným femorálním dřikem, byla vymodelována také plocha značící vrstvu cementu. Vzájemná poloha dílů byla ustavena tak, aby odpovídala stoji na jedné noze (obr. 8.1).



Obr. 8.1 Model geometrie: (a) křivky; (b) jednotlivé plochy.

8.2 Model materiálu

Model materiálu použitý u jednotlivých částí sestavy je uvažován jako lineárně pružný, homogenní a izotropní. Tento materiál je popsán materiálovými charakteristikami, a to Youngovým modulem pružnosti a Poissonovým číslem. Jejich hodnoty pro jednotlivé materiály jsou uvedeny v tabulce 1.

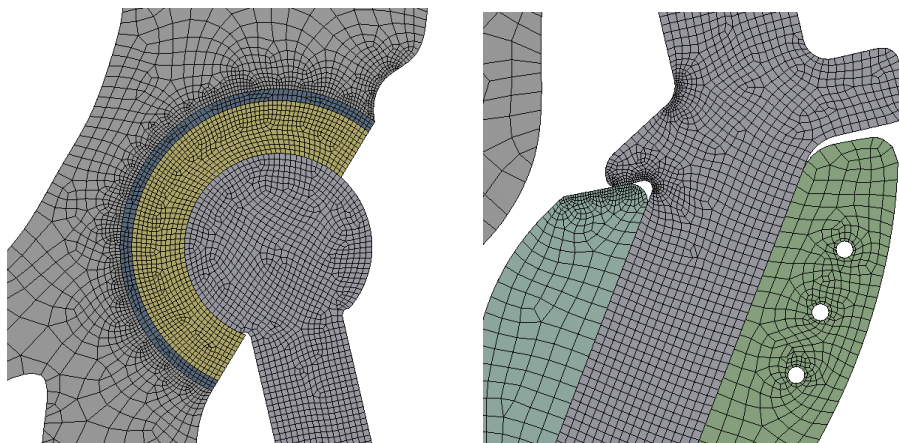
Tabulka 1 Materiálové charakteristiky [67]

Materiál	Část	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [–]
Kortikální kostní tkáň	pánev, femur	$14 \cdot 10^3$	0,3
Spongiózní kostní tkáň	distální konec femuru	$2 \cdot 10^3$	0,25
Korozivzdorná ocel CrNiMo	implantát	$2 \cdot 10^5$	0,3
UHMWPE	náhrada kosti, vložka	10^3	0,4
Titan	jamka	10^5	0,3
Cement	Fixace implantátu	$25 \cdot 10^3$	0,3

8.3 Diskretizace

Diskretizace modelu byla provedena z důvodu 2D geometrie pomocí plošných elementů. Na model byla použita síť o velikosti prvků v rozmezí 0,2–5 mm. Zjemnění sítě se provedlo v oblastech, kde byly předběžnými výpočty zjištěny koncentrace napětí (obr. 8.2). To zahrnuje zejména jamku kyčelního kloubu včetně polyethylenové vložky (prvky velikosti 1 mm), koncentrátoři napětí kovového implantátu spolu s jeho kontaktem s náhradou kosti (velikost prvku 0,2 mm) a koncentrátoři napětí u polyethylenové náhrady (prvky o velikosti 0,5 mm).

Při tvorbě sítě byly použity čtyři druhy prvků, a to PLANE183, CONTA172, TARGE169 a COMBIN14. PLANE183 je rovinný kvadratický prvek s 8, případně 6 uzly, z nichž každý má dva stupně volnosti v posuvu. Prvky CONTA172 a TARGE169 jsou kontaktními prvky. Posledním typem je COMBIN14, což je prvek použitý u pružin. V rámci této úlohy bylo použito celkem 17 240 elementů a 55 550 uzlů.



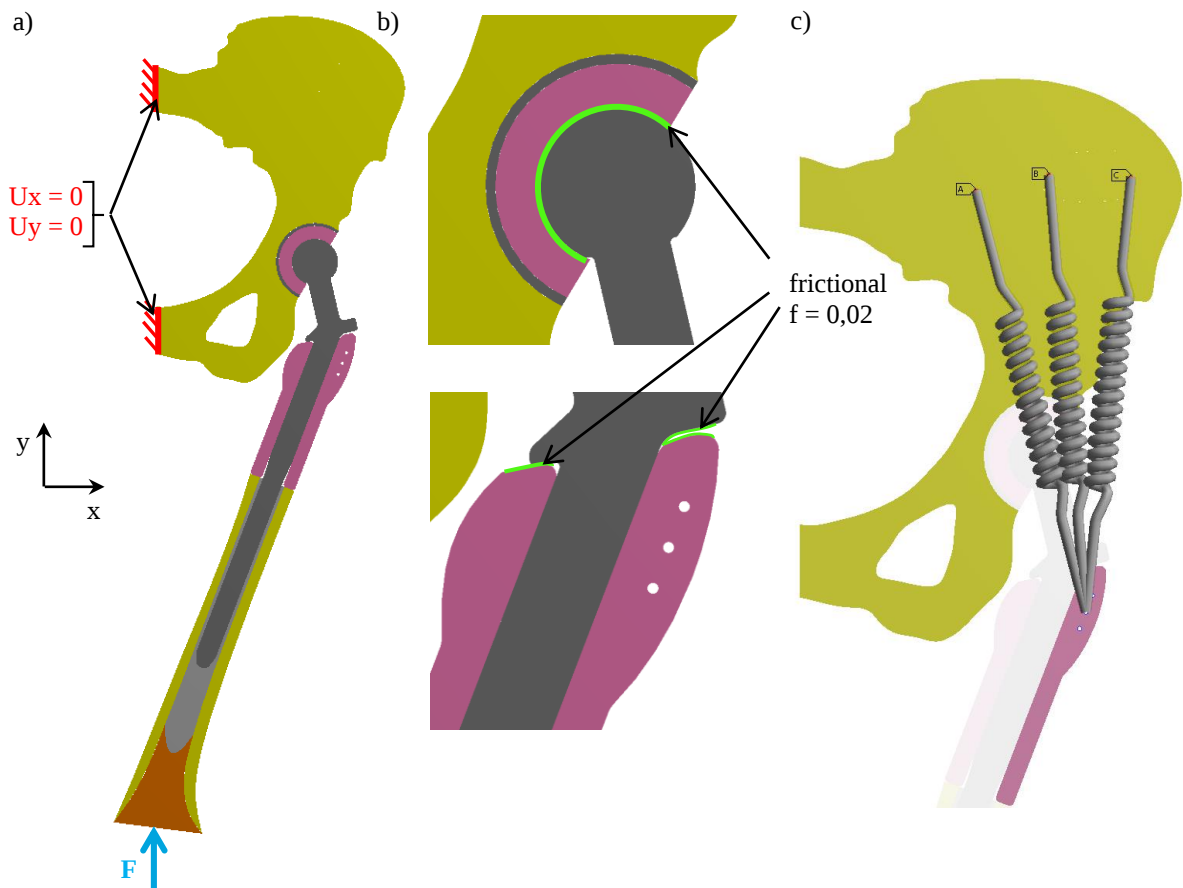
Obr. 8.2 Síť v oblasti kyčelního kloubu a kontaktu implantátu s náhradou.

8.4 Model vazeb a zatížení

Pro řešení úlohy je nutné soustavy jednoznačně vymezit v prostoru pomocí vhodných okrajových podmínek a aplikovat na model příslušné zatížení.

Nulové hodnoty posuvu a rotace byly použity u pánve v ose těla (obr. 8.3a). Dále byl do kloubního spojení kovové hlavice náhrady s acetabulární vložkou z UHMWPE a do míst kontaktu kovového implantátu s tumorózní náhradou dle obrázku 8.3b, aplikován kontakt frictional s koeficientem tření 0,20 [67]. Všechny ostatní kontaktní dvojice jsou pevně spojeny pomocí typu kontaktu bonded.

Při tvorbě modelu zatížení je v rámci této práce předpokládán stoj na jedné noze, při kterém je tělo ve statické rovnováze a působící síla leží na nositelce procházející osou těla, přičemž je uvažována hmotnost člověka 80 kg. Do distální části femuru byla předepsána síla 800 N (obr. 8.3a). Nezbytnou součástí je také simulace svalstva (střední a malý sval hýžděový), která je realizována pomocí pružin s vysokou tuhostí ($210 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1}$), jež jsou přichycené k pánvi a k otvorům v náhradě (obr. 8.3c).

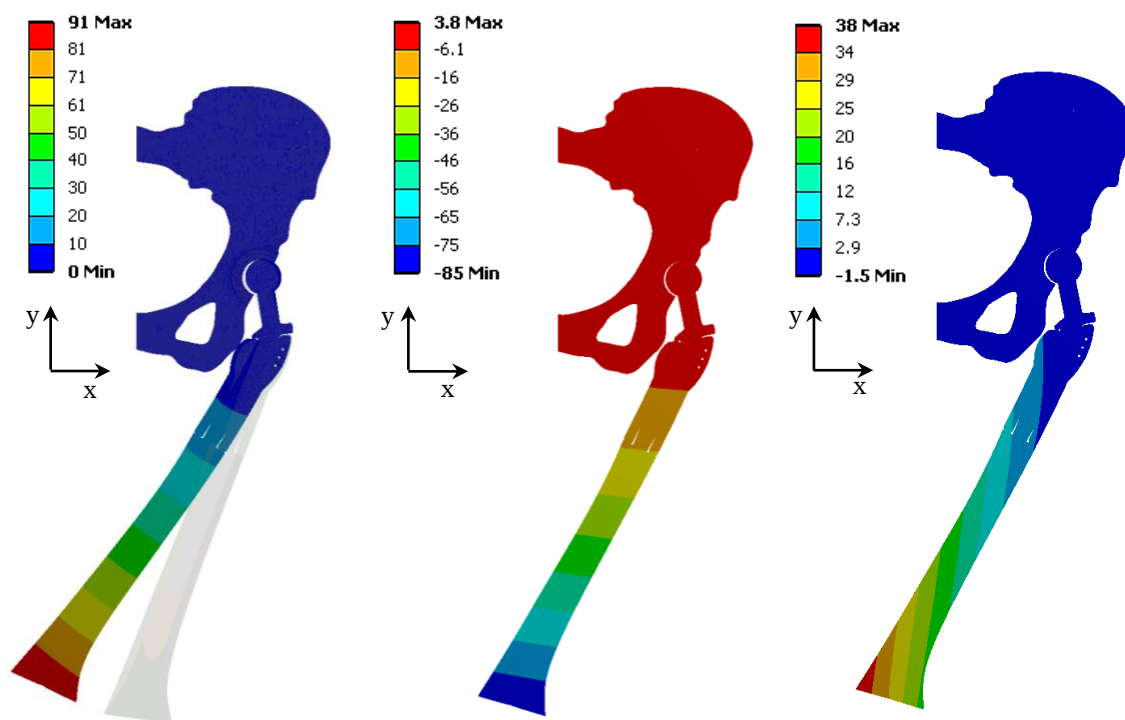


Obr. 8.3 Model vazeb a zatížení: (a) okrajové podmínky pánve a silové zatížení; (b) kontakt frictional; (c) pružiny simulující svaly.

9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

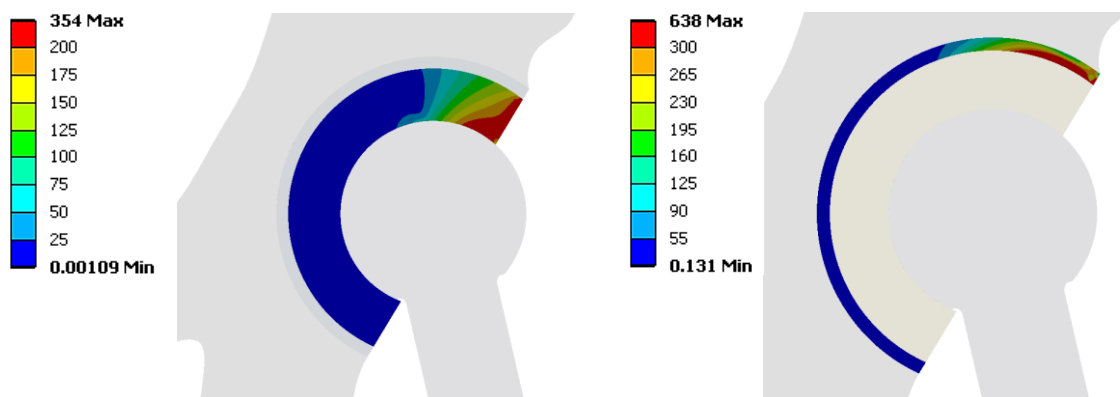
Níže uvedené výsledky odpovídají plošnému modelu a prezentovanými a analyzovanými veličinami jsou posuvy a redukované napětí dle podmínky HMM. Dále je zde vykresleno přetvoření v kostní tkáni pánve dle podmínky HMM.

Celková deformace modelu je uvedena na obrázku 9.1 a posuvy v osách x a y jsou znázorněny na obrázcích 9.2 a 9.3.



Obr. 9.1 Celková deformace [mm]. Obr. 9.2 Posun ve směru osy x [mm]. Obr. 9.3 Posun ve směru osy y [mm].

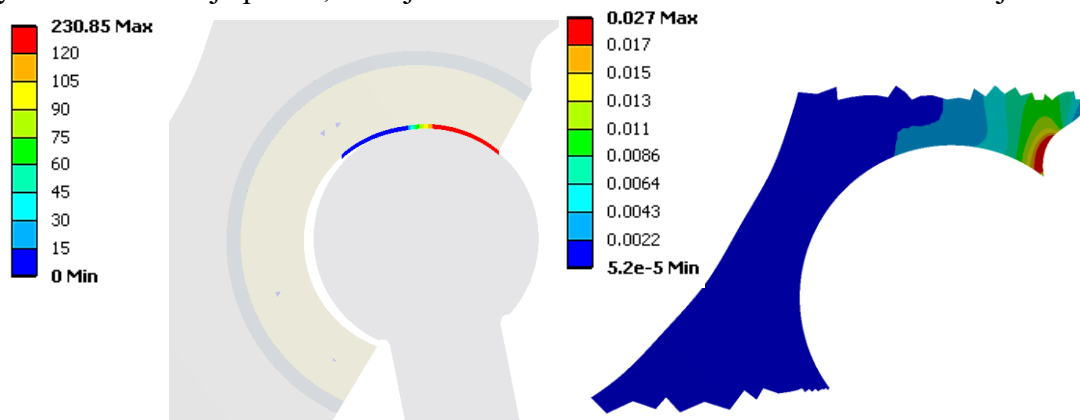
Na obrázku 9.4 je vykreslen průběh redukovaného napětí dle HMM pro artikulární vložku vyrobenou z UHMWPE a pro titanovou část jamky je totéž znázorněno na obr. 9.5. Nejvíce namáhaná oblastí je horní část vložky i jamky.



Obr. 9.4 Redukované napětí dle podmínky HMM v polyethylenové vložce [MPa].

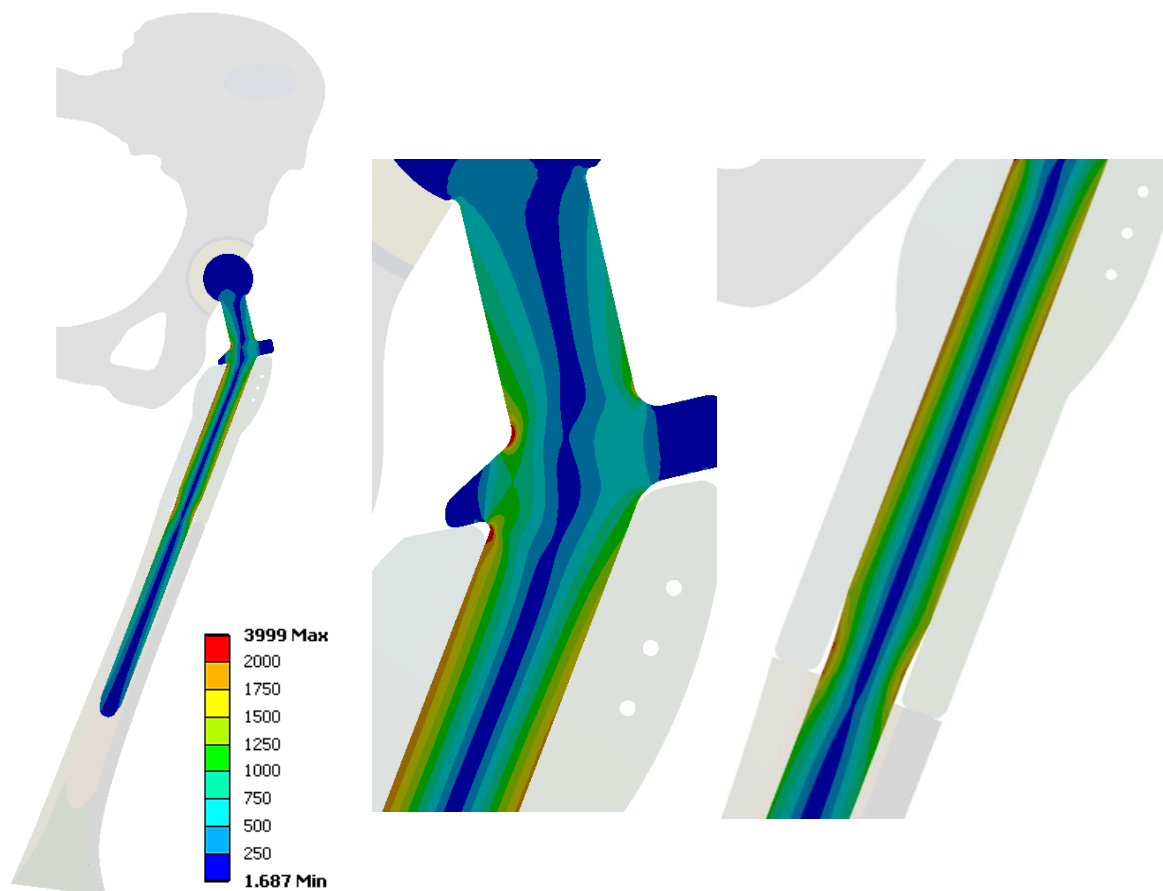
Obr. 9.5 Redukované napětí dle podmínky HMM v titanové jamce [MPa].

Kontaktní tlak působící mezi kovovou hlavicí implantátu a polyethylenovou vložkou vykresluje obrázek 9.6 a z obr. 9.7, znázorňujícím přetvoření kostní tkáně pánevní kosti v okolí jamky kyčelního kloubu je patrné, že nejvíce namáhána je pánevní kost nad titanovou jamkou.



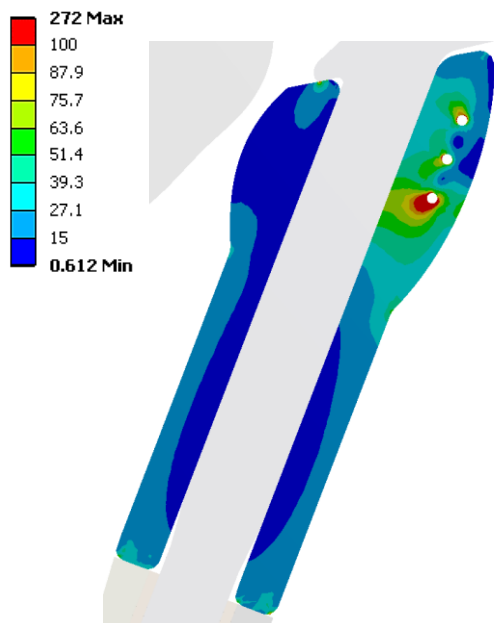
Obr. 9.6 Kontaktní tlak mezi polyethylenovou vložkou a kovovou hlavicí implantátu [MPa]. Obr. 9.7 Přetvoření kostní tkáně pánve v okolí jamky kyčelního kloubu [-].

Redukované napětí dle podmínky HMH u kovového implantátu včetně detailního zobrazení míst s vyšší koncentrací napětí zachycuje obr. 9.8. Lze vidět, že ke koncentraci napětí dochází zejména v místech rádiů u přechodu dřívku a krčku na límec, dále u kontaktu implantátu s náhradou a také v místě zúžení implantátu.

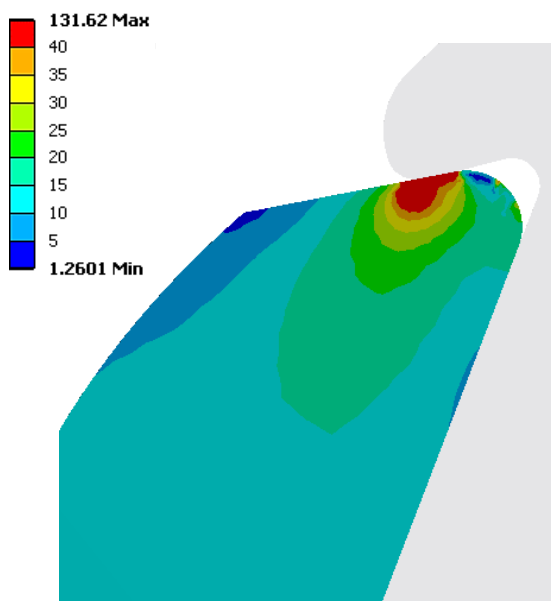


Obr. 9.8 Redukované napětí dle podmínky HMH v kovovém implantátu [MPa].

Redukované napětí dle teorie HMH u tumorové náhrady části femuru vyrobené z polyethylenu zobrazuje obrázek 9.9 a detail místa, kde dochází ke koncentraci napětí z důvodu kontaktu s kovovým implantátem je znázorněn na obr. 9.10.

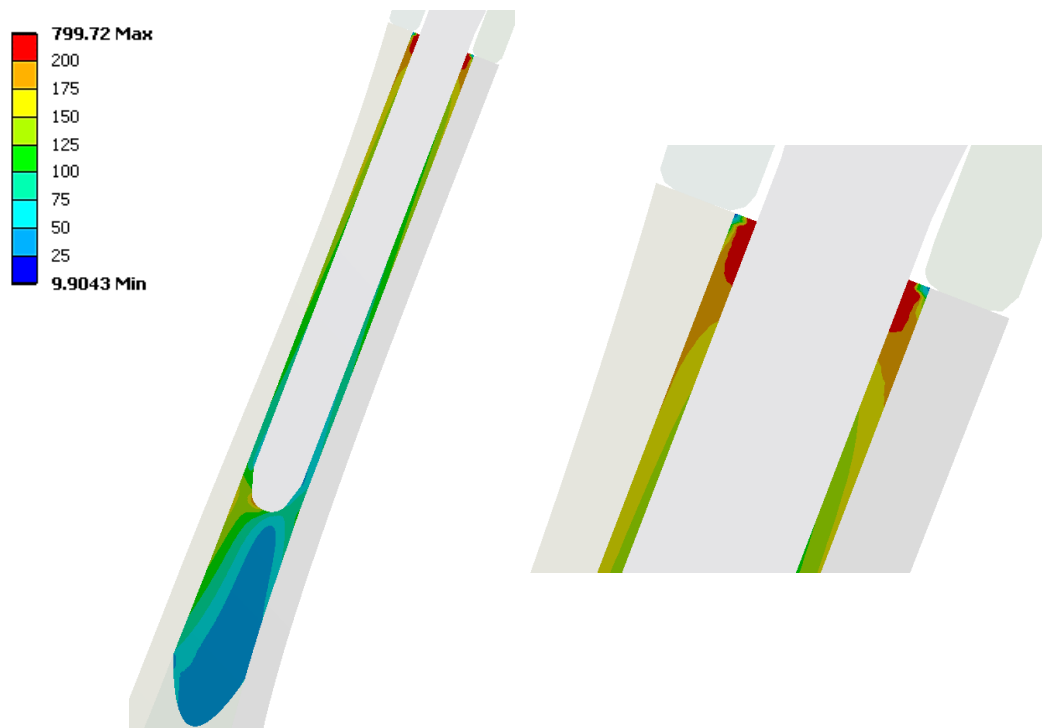


Obr. 9.9 Redukované napětí dle podmínky HMH v tumorové náhradě části femuru [MPa].



Obr. 9.10 Redukované napětí dle podmínky HMH v tumorové náhradě části femuru u kontaktu s implantátem [MPa].

Posledním prezentovaným výsledkem, který lze vidět na obr. 9.11, je opět znázornění redukovaného napětí podle podmínky HMH, ale tentokrát u kostního cementu, kterým je implantát fixován v kosti. Nejvíce je namáhána krajní oblast v místě odstraněné části femuru.



Obr. 9.11 Redukované napětí podle podmínky HMH v kostním cementu a detail koncentrace napětí [MPa].

10 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce, jež se zabývá problematikou tumorózních totálních endoprotéz kyčelního a kolenního kloubu, bylo provedení rešeršní studie, rozdělení a klasifikace tumorózních TEP a provedení deformačně napěťové analýzy části tumorózní TEP.

První část práce byla věnována uvedení do problematiky, což zahrnuje historii nádorové endoprotetiky, u které došlo za posledních 40 let k významnému rozvoji. Během této doby značně vzrostl podíl přeživších a zároveň výrazně vzrostla kvalita života lidí s tumorózní náhradou, což je zapříčiněno nejen efektivnějšími lékařskými metodami léčby kostních nádorů, ale také stálým vývojem a zdokonalováním onkologických implantátů. V rámci této části byla představena také základní anatomie nezbytná pro správnou orientaci v dané problematice.

Následně byla provedena samotná studie tumorózních totálních endoprotéz. Byly představeny nejčastěji používané materiály a způsoby fixace těchto implantátů. Poté byla provedena charakteristika náhrad kolenního a kyčelního kloubu včetně jejich rozdělení. Můžou se dělit například dle způsobu fixace, a to na cementované, necementované a hybridní a zejména dle rozsahu náhrady kostních ztrát. Nahradit lze část přilehlé kosti, části více kostí v okolí kloubu a v extrémních případech také celou kost včetně obou kloubů. Nakonec zde byli uvedeni někteří současní výrobci onkologických implantátů.

Část práce byla věnována také problematice nádorové endoprotetiky u pediatrických pacientů, jež tvoří významný podíl nemocných. Řešením u těchto pacientů jsou konstrukčně náročné implantáty obsahující expanzivní mechanismus, díky němuž je možné regulovat délku končetiny dle růstu dítěte. Tyto implantáty lze dělit do tří kategorií dle způsobu jejich prodlužování na invazivní, minimálně invazivní a neinvazivní.

V poslední části bakalářské práce byl vytvořen rovinný výpočtový model tumorózní TEP kyčle dle rozměrů skutečné TEP a bylo provedeno řešení pomocí metody konečných prvků.

Závěrem lze konstatovat, že stanovené cíle práce byly splněny.

LITEATURA

- [1] ADÁMKOVÁ KRÁKOROVÁ, D., P. MÚDRY a V. BAJČIOVÁ. Sarkomy kostí. In: BAJČIOVÁ, V., J. TOMÁŠEK a J. ŠTĚRBA. *Nádory adolescentů a mladých dospělých*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, s. 103–114. ISBN 978-80-247-3554-2.
- [2] BANKOFF, A. D. P. *Biomechanical Characteristics of the Bone*. Ed. Dr. Tarun Goswami, InTech, 2012, ISBN: 978-953-307-638-6. Dostupné též z: <http://www.intechopen.com/books/human-musculoskeletal-biomechanics/biomechanical-characteristics-of-the-bone>
- [3] BARTONÍČEK, J. a J. HEŘT. Kolenní kloub – articulatio genus. In: *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004: s. 181–208. ISBN 80-7345-017-8.
- [4] BARTONÍČEK, J. a J. HEŘT. Kyčelní kloub – articulation coxae. In: *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, s. 146–178. ISBN 80-7345-017-8.
- [5] BARTONÍČEK, J. a J. HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
- [6] BAUGMART, R. MUTARS® BioXpand biological Growing Prostheses. In: *Modular Universal Tumor and Revision System* [online]. ZEM, München, WITTENSTEIN intens GmbH and implantcast GmbH, s. 23 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.canmedortopedi.com.tr/katalog/MUTARS_Introduction.pdf
- [7] BAUGMART, R. a U. LENZE. Expandable Endoprostheses in Malignant Bone Tumors in Children. In: Per-Ulf Tunn. *Treatment of Bone and Soft Tissue Sarcomas*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009, s. 59–70. ISBN 978-3-540-77960-5
- [8] BAUGMART, R. *Implantable prosthesis for replacing a human hip or knee joint and the adjoining bone sections – US 20120165950 A1* [online]. IFI CLAIMS Patent Services, 2012 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.google.tl/patents/US20120165950>
- [9] BAUGMART, R. et al. Limb Lengthening: Computerized In: Rommens, P. M. a M. H. HESSMANN. *Intramedullary Nailing: A Comprehensive Guide*, Springer-Verlag London, 2015, s. 510–513. ISBN 978-1-4471-6612-2
- [10] BAUGMART, R. MUTARS® Xpand mechanical Growing Prostheses. In: *Modular Universal Tumor and Revision System* [online]. ZEM, München, WITTENSTEIN intens GmbH and implantcast GmbH, s. 22 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.canmedortopedi.com.tr/katalog/MUTARS_Introduction.pdf
- [11] Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. *Company Introduction* [online]. 2015 Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: <http://www.clzd.com/html/about.php>
- [12] Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. *Custom Joint Prosthesis Products* [online]. © 2015 Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.clzd.com/html/products_custom.php
- [13] BENEVENIA, J., F. PATTERSON, K. BEEBE et al. Results of 20 consecutive patients treated with the Repiphysis expandable prosthesis for primary malignant bone. In: *SpringerPlus* [online]. 4:793 Publikováno 22. 12. 2015 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://springerplus.springeropen.com/articles/10.1186/s40064-015-1582-6>

- [14] BERNACIKOVÁ, M., M. KALICHOVÁ a L. BERÁNKOVÁ. *Základní složky pohybového systému* [online]. Fakulta sportovních studií Masarykovy uinverzity, 2010 [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.htmlBEZNOSKA, s.r.o. *Cementovaná jamka TEP kyčelního kloubu – typ Poldi* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/cementovana-jamka-tep-kycelniho-kloubu-typ-poldi/>
- [15] BEZNOSKA, s.r.o. *Částečná náhrada pánve podle CT dat pacienta* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/castecna-nahrada-panve-podle-ct-dat-pacienta/>
- [16] BEZNOSKA, s.r.o. *Historie* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/o-firme/historie/>
- [17] BEZNOSKA, s.r.o. *Hlavice pro CEP/TEP kyčelního kloubu* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/hlavice-pro-ceptep-kycelniho-kloubu/>
- [18] BEZNOSKA, s.r.o. *Individuální onkologické implantáty* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.beznoska.cz/wp-content/uploads/2013/11/katalog_Onk_nahrady_CZ_final_2016.01.07.pdf
- [19] BEZNOSKA, s.r.o. *Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS – tumorová cementovaná* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-cms-tumorova-cementovana/>
- [20] BEZNOSKA, s.r.o. *Totální tumorová náhrada femuru s uzamčeným kolenním kloubem typu CMS* [online]. BEZNOSKA, s.r.o. [cit. 16. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/totalni-tumorova-nahrada-femuru-s-uzamcenym-kolennim-kloubem-typu-cms/>
- [21] BEZNOSKA, S., O. ČECH a K. LÖBL. *Umělé náhrady lidských kloubů: biomechanické, materiálové a technologické aspekty*. 1. vyd. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1987.
- [22] BICKELS, J. a M. M. MALAWER. Proximal and Total Femur Resection with Endoprosthetic Reconstruction. In: MALAWER, M., J. BICKELS a J. C. WITTIG. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery* [online]. Kap. 24, © 2013 Sarcoma.org and Dr. Martin Malawer [cit. 08. 04. 2016]. Dostupné z: http://sarcoma.org/publications/OTOS_Book/13282_ON-24.pdf
- [23] CAPES, J. and C. MCCLOSKEY. *Structure of bone and implant materials* [online]. DoITPoMS, © 2004-2015 University of Cambridge, August, 2011 [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php
- [24] CUMMINGS, B. Human Anatomy & Physiology 5th edition. In: *Study Guide – Pelvic Girdle & Leg, Anatomy & Physiology* [online]. © San Francisco 2001, an imprint of Addison Wesley Longman [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://legacy.owensboro.kctcs.edu/gcaplan/anat/Study%20Guide/API%20Study%20Guide%20F%20Skeleton%20Pelvic.htm>
- [25] ČECH, O. a R. PAVLANSKÝ. *Aloplastika kyčelního kloubu*. 2., dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1983.

- [26] ČIHÁK, R. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s., ISBN 80-7169-970-5.
- [27] DePuy Synthes. *DePuy Synthes Joint Reconstruction – About DePuy Synthes Joint Reconstruction* [online]. ©DePuy Synthes 2016 [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: <https://www.depuyssynthes.com/about/depuy-synthes-joint-reconstruction>
- [28] DePuy Synthes. *Knee Reconstruction – LPS™ Limb Preservation System* [online]. ©DePuy Synthes 2016 [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: <https://www.depuyssynthes.com/hcp/knee/products/qs/LPS-Limb-Preservation-System#prodTabBody1>
- [29] DOTAN, A., S. DADIA, J. BICKELS et al. Expandable endoprosthesis for limb-sparing surgery in children: long-term results. *Journal of Children's Orthopaedics* [online]. 2010; 4(5):391–400 [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2946532/>
- [30] DRÁPAL, P. Nádory v oblasti kolena. In: TRNAVSKÝ, K., V. RYBKA et al. *Syndrom bolestivého kolena*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, s. 145–165. ISBN 80-7262-391-5.
- [31] Dreamstime. *Tibia – skeleton* [online]. © 2000-2016 Dreamstime. [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.dreamstime.com/royalty-free-stock-photos-tibia-skeleton-image15990968>
- [32] DUNGL, P. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [33] DUŠEK L., J. MUŽÍK, M. KUBÁSEK, J. KOPTÍKOVÁ, J. ŽALOUDEK a R. VYZULA. *Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice* [online]. Masarykova univerzita, 2005, [cit. 28. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.svod.cz>. Verze 7.0, 2007, ISSN 1802 – 8861.
- [34] DUTTA, S. K. and D. DATA. Micromechanics of musculoskeletal tissue. In: *Applied Orthopaedic Biomechanics*. New Delhi: BI PUBLICATIONS Pvt Ltd, 2008, s. 38–40. ISBN: 978-81-7225-309-7.
- [35] ECKARDT, J. J., M. M. MALAWER, J. BICKELS, and P. KIATISEVI. Distal Femoral Resections with Endoprosthetic Replacement. In: MALAWER, M., J. BICKELS a J. C. WITTIG. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery* [online]. Kap. 25, © 2013 Sarcoma.org and Dr. Martin Malawer [cit. 08. 04. 2016]. Dostupné z: http://sarcoma.org/publications/OTOS_Book/13282_ON-25.pdf
- [36] FULLER, M. J. Femur Radiographic Anatomy. In: *WikiRadiography* [online]. April 12, 2011 [cit. 26. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.wikiradiography.net/page/Femur+Radiographic+Anatomy>
- [37] FULLER, M. J. Pelvis Radiographic Anatomy. In: *WikiRadiography* [online]. March 14, 2015 [cit. 26. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.wikiradiography.net/page/Pelvis+Radiographic+Anatomy>
- [38] FUTANI, H. a S. YOSHIYA. Limb-Salvage Surgery and Reconstruction for Skeletally Immature Childhood Osteosarcoma: Extendible Endoprosthesis. In: UEDA, T. a KAWAI, A. *Osteosarcoma*. ©Springer Japan 2016, s. 125–131. ISBN: 978-4-431-55695-4.
- [39] GALLO, J. a P. KAMÍNEK. Nádory pohybového aparátu. In: *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, s. 153–169. ISBN 978-80-244-2486-6.

- [40] GRIMER, J. R. et al. Endoprosthetic replacement of the proximal tibia. In: *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY* [online]. British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, 1999 [cit. 19. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/81-B/3/488.full.pdf>
- [41] GUPTA, A., J. MESWANIA, R. POLLOCK, S. R. CANNON, T. W. BRIGGS, S. TAYLOR and G. BLUNN. Non-invasive distal femoral expandable endoprosthesis for limb-salvage surgery in paediatric tumours. In: *Bone & Joint Journal* [online]. 88–B(5), s.649–654, 2006 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/88-B/5/649.full.pdf>
- [42] HERNIGOU P, QUIENNEC S, GUISSOU I. Hip hemiarthroplasty: from Venable and Bohlman to Moore and Thompson. *International Orthopaedics* [online]. 2014, 38(3), s. 655–661 [cit. 14. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3936081/>
- [43] HWANG, John S. et al. From Amputation to Limb Salvage Reconstruction: Evolution and Role of the Endoprosthesis in Musculoskeletal Oncology. *Journal of Orthopaedics and Traumatology: Official Journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* [online]. 2014, 15(2), s. 81–86 [cit. 14. 3. 2016]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s10195-013-0265-8/fulltext.html>
- [44] Implantcast GmbH. *MUTARS® distal femoral replacement* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=49%3Amutars-distales-femur&catid=918%3Afemurversorgung&Itemid=60&lang=en
- [45] Implantcast GmbH. *MUTARS® interim prosthesis*. In: *Growing prosthesis* [online]. implantcast GmbH [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=60%3Amutars-wachstumsprothese&catid=932%3Awachstumsprothesen&Itemid=70&lang=en
- [46] Implantcast GmbH. *MUTARS® Intramedullary Total Femoral Replacement with GenuX® and KRI* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=161%3Amutars-intramedullares-totales-femur-mir-genux&catid=921%3Arevisionsversorgung&Itemid=63&lang=en
- [47] Implantcast GmbH. *MUTARS®-Münster* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.canmedortopedi.com.tr/katalog/MUTARS_Introduction.pdf
- [48] Implantcast GmbH. *MUTARS® Total Femur MK* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=242%3Atot-femur-mk&catid=951%3Amkfemur&Itemid=156&lang=en
- [49] Implantcast GmbH. *MUTARS® Total Knee MK and Total Knee MK with KRI* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=243%3Atotknie-mk&catid=952%3Amktibia&Itemid=157&lang=en
- [50] Implantcast GmbH. *MUTARS® Proximal Tibia MK* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=228%3Amutars-proxibmk&catid=952%3Amktibia&Itemid=157&lang=en

- [51] Implantcast GmbH. *MUTARS® proximal femoral replacement* [online]. implantcast GmbH [cit. 05. 05. 2016]. Dostupné z: http://www.implantcast.de/index.php?option=com_content&view=article&id=21%3Amutarsr-proximales-femur&catid=918%3Afemurversorgung&Itemid=60&lang=en
- [52] JANÍČEK, P. Kostní metastázy. In: ČAPOV, Ivan. *Chirurgie orgánových metastáz*. 1. vyd. Praha: Galén, 2008, s. 107–121. ISBN 978-80-7262-493-5.
- [53] JANÍČEK, P. *Ortopedie*. 3. přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-5971-9.
- [54] JEYS, L., A. ABUDU, and R. GRIMER. Expandable Prostheses. In: MALAWER, M., J. BICKELS a J. C. WITTIG. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery* [online]. Kap. 4, © 2013 Sarcoma.org and Dr. Martin Malawer [cit. 08. 04. 2016]. Dostupné z: http://sarcoma.org/publications/OTOS_Book/13282_ON-4.pdf
- [55] Joint Repalacement Jaipur. *BONE TUMOUR SURGERIES* [online]. Joint Repalacement Jaipur [cit. 01. 05. 2016]. Dostupné z: <http://www.jointreplacementjaipur.com/bonetumour.html>
- [56] JTSimplant. Stanmore JTS video. In: *Youtube* [online video]. Zveřejněno 25. 10. 2013 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=c-tMkxOsobo>
- [57] KONVIČKOVÁ, S. a J. Valenta. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. II. díl. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03896-3.
- [58] KŘEN, J. et al. Kostní tkáň. In: *Biomechanika - studijní materiály* [online]. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra mechaniky [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/tkkostni.php>
- [59] KŘEN, J. et al. Vnitřní stavba kostí. In: *Biomechanika - studijní materiály* [online]. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra mechaniky [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/ksstavba.php>
- [60] LANDOR, I. *Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu*. Praha: Maxdorf, c2012, 397 s. ISBN 978-80-7345-254-4.
- [61] MALAWER, M. M., R. M. HENSHAW A K. KELLAR-GRANEY. Overview of Endoprosthetic Reconstruction. In: MALAWER, M., J. BICKELS a J. C. WITTIG. *Operative Techniques in Orthopaedic Surgery* [online]. Kap. 3. © 2013 Sarcoma.org and Dr. Martin Malawer [cit. 08. 04. 2016]. Dostupné z: http://sarcoma.org/publications/OTOS_Book/13282_ON-3.pdf
- [62] Maxdorf, s.r.o. Biokompatibilita. In: *Velký lékařský slovník* [online]. © Maxdorf 1998-2016 [cit. 15. 04. 2016]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/biokompatibilita>
- [63] Maxdorf, s.r.o. Kalus. In: *Velký lékařský slovník* [online]. © Maxdorf 1998-2016 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/kalus>
- [64] MORAVEC, H. et al. Modifikace povrchu titanu pro medicínské aplikace. In: *Chemické listy* [online]. Ústav kovových materiálů a korozního inženýrství, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, 2014, č. 108, s. 40–45 [cit. 15. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.chemicke-listy.cz/docs/full/2014_01_40-45.pdf
- [65] MORII et al.: Deep infection in tumor endoprosthesis around the knee: a multi-institutional study by the Japanese musculoskeletal oncology group. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2013, 14:51, [cit. 7. 2. 2016]. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-14-51>

- [66] MUTARS®-Münster. *Distal Femur Xpand growing prosthesis – surgical technique* [online]. implantcast GmbH, 24 s. [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: http://oceaniaorthopaedics.com/wp-content/uploads/MU_xpand-dist-femur-surgical-technique.pdf
- [67] NEDOMA, J. et al. *Biomedicínská informatika – Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1227-5.
- [68] NOVÁKOVÁ, L. a M. ŠAJDÍKOVÁ. Funkční morfologie kostí a chrupavky. In: *Funkce buněk a lidského těla* [online]. [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://fblt.cz/skripta/iv-pohybova-soustava/1-funkcni-morfologie-kosti-a-chrupavky/>
- [69] NYSTROM L. M. A J. A. MORCUENDE. Expanding endoprosthesis for pediatric musculoskeletal malignancy: Current concepts and results. In: *The Iowa Orthopaedic Journal* [online]. 30, 2010, s. 141-149 [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2958285/>
- [70] Oceania Orthopaedics. MUTARS® Xpand Growing Prostheses In: Growing Prosthesis [online]. Copyright Oceania Orthopaedics 2015 [cit. 08. 04. 2016]. Dostupné z: <http://oceaniaorthopaedics.com/modular-universal-tumour-and-revision-system/growing-prosthesis/>
- [71] PALUMBO, Brian T., et al. Advances in segmental endoprosthetic reconstruction for extremity tumors: a review of contemporary designs and techniques. *Cancer Control* [online]. 2011, 18(3), s. 160-170 [cit. 14. 3. 2016]. Dostupné z: <https://www.moffitt.org/File%20Library/Main%20Nav/Research%20and%20Clinical%20Trials/Cancer%20Control%20Journal/v18n3/160.pdf>
- [72] PANČÍK, P. *Oporná soustava člověka* [online]. ©Biopedia.sk, 2014-2016, 10. 7. 2013 [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://biopedia.sk/clovek/oporna-sustava>
- [73] PARRY M. a R. GRIMER. Limb Salvage in Paediatric Bone Tumours. *Journal of Bone and Soft Tissue Tumors* [online]. Sep-Dec 2015;1(2): 10-16 [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://jbstjournal.com/limb-salvage-paediatric-bone-tumours/>
- [74] PARSONS, A. T. *Endoprosthetic growth module mechanism for the skeletally immature* [online]. Doctoral dissertation. University of Cape Town, 2011, 207 s. Dostupné z: http://uctscholar.uct.ac.za/PDF/57654_Parsons,%20A.pdf
- [75] Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně* [online]. Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM. [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompedium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php#tophtml
- [76] Pearson Benjamin Cummings. *Os coxae* [online]. ©2009 Pearson Education, Inc. [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://memorize.com/os-coxae/umitdegirmenci>
- [77] PLISHKA, M. How the Repiphysis(TM) System works. In: *Youtube* [online video]. Zveřejněno 25. 10. 2013 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=pSYWYz2TjEs>
- [78] Post Competitive Insight. *ACL rehab – thinking beyond typical protocols* [online]. Post Competitive Insight, 2016 [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.postcompetitiveinsight.com/2016/02/acl-rehab-thinking-beyond-typical-protocols.html>

- [79] ProSpon spol. s.r.o. *Modulární náhrada kolenního kloubu* [online]. ProSpon spol. s.r.o., 2015 [cit. 01. 05. 2016]. Dostupné z: <http://prospan.cz/produkty/modularni-nahrada-kolenniho-kloubu/>
- [80] ProSpon spol. s.r.o. *O nás* [online]. ProSpon spol. s.r.o., 2015 [cit. 16. 04. 2016]. <http://prospan.cz/o-nas/>
- [81] ProSpon spol. s.r.o. *Onkologické implantáty* [online]. ProSpon spol. s.r.o., 2015 [cit. 01. 05. 2016]. Dostupné z: <http://prospan.cz/wp-content/uploads/2015/07/katalog-Onkologické-náhrady.pdf>
- [82] ProSpon spol. s.r.o. *Onkologické implantáty* [online]. readgur © 2016 [cit. 01. 05. 2016]. Dostupné z: <http://readgur.com/doc/160593/onkologické-implantáty-oncological-implants>
- [83] REPIPHYSIS®. *REPIPHYSIS® EXPANDABLE TECHNOLOGY – Surgial technique* [online]. SURGICAL SPECIALTIES © 2014 [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://surgicalspecialties.com.au/products/repiphysis-expandable-technology#.VwFRqaSLShd>
- [84] RONG-SEN YANG. The application of expandable endoprosthesis reconstruction for limb salvage surgery in the skeletally immature patients. In: *BIOMEDICAL ENGINEERING APPLICATIONS, BASIS & COMMUNICATIONS* [online]. Department of Orthopaedics, College of Medicine, National Taiwan University, Taipei, Taiwan, Vol. 13 No. 3 June 2001; s. 141–146 [cit. 09. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.worldscientific.com/doi/pdf/10.4015/S1016237201000182>
- [85] SARANG. *Normal Hip Anatomy – Structure of a Normal Hip Joint* [online]. Dr. Sarang [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://drsarangdeshpande.com/hip-replacement-surgery/normal-hip-anatomy/>
- [86] SCHINDLER, O. S., S. R. CANNON, T. W. BRIGGS & G. W. BLUNN. Stanmore custom-made extendible distal femoral replacements – Clinical experience in children with primary malignant bone tumours. *Bone & Joint Journal* [online], 1997, 79-B (6), 927–937. [cit. 09. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/79-B/6/927.full.pdf>
- [87] SCHLAG, P. M., P. SCHMIDT-PETER, P.-U. TUNN. Kostní nádory. In: BECKER, Horst D. *Chirurgická onkologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, s. 629–654. ISBN 80-247-0720-9.
- [88] Stanmore Implants Worldwide Ltd. About Stanmore Implants History Stanmore Implants – Over 65 years of Stanmore Implants. In: *Stanmore Implants* [online]. © Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.stanmoreimplants.com/history.php>
- [89] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *Extendible implant solutions for skeletally immature patients* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://medtechcis.com/d/294821/d/growing-implant-booklet.pdf>
- [90] Stanmore Implants Worldwide Ltd. How Does It Work? In: *JTS – growing along life* [online]. Stanmore Implants Ltd, 2016 [cit. 07. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.implantsforchildren.com/who-is-suitable/>

- [91] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS Coned Hemi-Pelvis* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: [http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/06.METS%20Coned%20Hemi-Pelvis%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20\(File%20Size%20-%201MB\).pdf](http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/06.METS%20Coned%20Hemi-Pelvis%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20(File%20Size%20-%201MB).pdf)
- [92] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS Modular Distal Femur* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: [http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/02.METS%20Distal%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20\(File%20Size%20-%202MB\).pdf](http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/02.METS%20Distal%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20(File%20Size%20-%202MB).pdf)
- [93] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS Modular Proximal Tibia* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: [http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/05.METS%20Proximal%20Tibia%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20\(File%20Size%20-%204MB\).pdf](http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/05.METS%20Proximal%20Tibia%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20(File%20Size%20-%204MB).pdf)
- [94] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS Modular Total Femur* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: [http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/03.METS%20Total%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20\(File%20Size%20-%202MB\).pdf](http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/03.METS%20Total%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20(File%20Size%20-%202MB).pdf)
- [95] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS Modular Proximal Femur* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: [http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/01.METS%20Proximal%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20\(File%20Size%20-%201MB\).pdf](http://stanmoreimplants.com/downloadpdfs/01.METS%20Proximal%20Femur%20Information%20and%20Surgical%20Procedures%20(File%20Size%20-%201MB).pdf)
- [96] Stanmore Implants Worldwide Ltd. *METS SMILES Total Knee Replacement* [online]. Stanmore Implants Worldwide Ltd., 2015 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: <http://stanmoreimplants.com/mets-smiles-modular-implant-system.php>
- [97] TRNAVSKÝ, K. Anatomie kolenního kloubu. In: TRNAVSKÝ K A V. RYBKA. *Syndrom bolestivého kolena*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, s. 15–19. ISBN 80-7262-391-5.
- [98] TROUSDALE, R. T. et al. *Total Hip Arthroplasty with Shortening Subtrochanteric Osteotomy in Crowe Type-IV Developmental Dysplasia* [online]. J Bone Joint Surg Am, 2010 Sep; 92 (Supplement 1 Part 2): 176 -187 [cit. 03. 05. 2016]. Dostupné z: http://jbjs.org/content/92/Supplement_1_Part_2/176
- [99] VALENTA, J., S. KONVIČKOVÁ a D. VALERIAN. *Biomechanika kloubů člověka*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999. ISBN 80-01-01943-8.
- [100] VAVŘÍK, P. *Endoprotéza kolenního kloubu: průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-549-3.
- [101] Virginia Cancer specialists. *Bone Sarcoma surgery in children* [online]. (C) 2013–2015 FELASFA WODAJO, MD [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.sarcoma.md/sarcoma-surgery/>
- [102] Waldemar Link GmbH & Co. KG. *MEGASYSTEM-C® Tumor and Revision Surgery – Implants & Instruments* [online]. Waldemar Link GmbH & Co. KG [cit. 06. 05. 2016]. http://www.aquillantorthopaedics.com/assets/aquillantorthopaedics/Products/brochures/821008/909_Mega-C_Impl-Instr_en_2015-02_004_final2.pdf
- [103] WebMD, LLC. *Slideshow: A Visual Guide to Osteoporosis* [online], © 2014 WebMD, LLC. [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: <http://www.webmd.com/osteoporosis/ss/slideshow-osteoporosis-overview>

- [104] WONG, KC et al. Tumour Prosthetic Replacement in Paediatric Bone Cancer. *HK J Paediatr (New Series)* [online]. 2010, Vol 15. No. 2, s. 104–110 [cit. 14. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.hkjpaed.org/issue.asp?journalNo=1&issueVol=15&issueNo=2>
- [105] Wright Medical Technology, Inc. *REPIPHYSIS – Limb salvage system for the skeletally immature* [online]. ©Wright Medical Technology, Inc., Arlington, TN, 2001, 14 s. [cit. 02. 04. 2016]. Dostupné z: http://www.arthrosystems.co.th/Product_Profile/Brochure_Repiphysis.pdf
- [106] Zimmer Inc. *About Us* [online]. © 2014 Zimmer Inc. [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/corporate/about-zimmer/about-us.html>
- [107] Zimmer Inc. *Zimmer® MOST Options® System – Surgical Technique* [online]. Zimmer Inc., ©2005–2012 [cit. 06. 05. 2016]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/knee/zimmer-most-options-system-surgical-technique.pdf>

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Zkratka	Význam
CT	Computed Tomography
DLC	Diamond Like Carbon
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
JTS	Juvenile Tumour System
LEAP	Lewis Expandable Adjustable Prosthesis
LPS	Limb Preservation System
MOST	Modular Options for Severe Bone Loss and Trauma
MUTARS	Modular Universal Tumour And Revision System
PEEK	Polyetheretherketon
TEP	Totální endoprotéza
UHMWPE	Ultra-high molecular weight polyethylene

SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN

Symbol	Rozměr	Význam
E	Pa	Youngův modul pružnosti
F	N	Síla
μ	—	Poissonovo číslo

SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázky

Obr. 5.1 Endoprotéza z roku 1940 s náhradou proximálního femuru [43].	16
Obr. 5.2 Příklady selhání dříků z 80. let [61].	17
Obr. 5.3 Rostoucí endoprotéza: (a) invazivní [29]; (b) minimálně invazivní [104]; (c) neinvazivní [43].	18
Obr. 6.1 Stavba dlouhé kosti [72].	19
Obr. 6.2 Architektonika spongiózní kosti u proximálního femuru [26].	20
Obr. 6.3 Struktura zdravé kosti a osteoporotické kosti (zleva) [103].	21
Obr. 6.4 Pánevní kost [76].	21
Obr. 6.5 Kyčelní kloub [85].	22
Obr. 6.6 Stehenní kost (levá strana), zleva: pohled zepředu a pohled zezadu [24].	22
Obr. 6.7 Kolenní kloub [78].	23
Obr. 6.8 Holenní kost (pravá strana); pohled zepředu [31].	24
Obr. 7.1 Věková struktura populace pacientů se zhoubným nádorem kosti a kloubní chrupavky v České republice – počet případů na 100 000 osob ve věkové kategorii [33].	25
Obr. 7.2 Věková struktura populace pacientů se zhoubným nádorem kosti a kloubní chrupavky v České republice – procentuální zastoupení věkové kategorie [33].	25
Obr. 7.3 Schéma tumorové náhrady distálního femuru [55].	29
Obr. 7.4 Schéma tumorózní TEP kyčle s náhradou proximálního femuru [98].	30
Obr. 7.5 Čep a kluzné pouzdro [81]	32
Obr. 7.6 Zleva: kolenní kloub s částečnou náhradou femuru; s částečnou náhradou femuru a tibie; moduly náhrad [81].	32
Obr. 7.7 Kolenní kloub rotační s náhradou tibie [82].	33
Obr. 7.8 Zleva: Totální náhrada tibie vč. kotníku; totální náhrada femuru [81].	33
Obr. 7.9 Hlavice a dřík s náhradou a kuželovitým krčkem [81].	33
Obr. 7.10 Totální tumorová náhrada kolenního kloubu typ CMS: (a) s náhradou části tibie [19]; (b) s částečnou náhradou femuru [18]; (c) s částečnou náhradou femuru a tibie [19]; (d) náhrada celého femuru s uzamčeným kolenním kloubem [20].	34
Obr. 7.11 Dřík TEP s částečnou náhradou femuru [18].	35
Obr. 7.12 Jamka typ Poldi [17].	35
Obr. 7.13 Částečná náhrada pánve dle CT dat pacienta [15].	35
Obr. 7.14 Zleva: Náhrada distálního femuru a tibiální komponenty [92]; náhrada celého femuru [90]; náhrada proximální tibie [93].	36
Obr. 7.15 Náhrada proximální části stehenní kosti [95].	37
Obr. 7.16 Částečná náhrada pánve a její upevnění [91].	37
Obr. 7.17 (a) Náhrada distální části femuru [44]; (b) náhrada distálního femuru a proximální tibie [49]; (c) náhrada proximální tibie [50]; (d) náhrada celého femuru [48]; (e) náhrada proximálního femuru [46].	38
Obr. 7.18 Náhrada kyčelního kloubu a proximální části stehenní kosti [51].	39
Obr. 7.19 Náhrada kyčelního kloubu a proximálního femuru MUTARS® Filia Femur [47].	39
Obr. 7.20 Varianty implantátů MEGASYSTEM-C® [102].	40
Obr. 7.21 Implantáty Zimmer® MOST Options® Systém [107].	40
Obr. 7.22 Tumorové náhrady LPS™ Systém [28].	41

Obr. 7.23 Implantáty společnosti Beijing Chunlizhengda Medical Instruments Co., Ltd. [12].	41
Obr. 7.24 Mechanismus využívající kuličkové elementy [74], [86].	43
Obr. 7.25 Mechanismus využívající rozpěrné kroužky [86].	43
Obr. 7.26 Mechanismus se šnekovým soukolím [74], [104].	44
Obr. 7.27 REPIPHYSIS® implantát [43], [101].	45
Obr. 7.28 Zleva: JTS implantát [41]; pozice magnetu u JTS implantátů (modře) [90].	46
Obr. 7.29 MUTARS® Xpand [70].	47
Obr. 7.30 MUTARS® BioXpand [8].	48
Obr. 8.1 Model geometrie: (a) křivky; (b) jednotlivé plochy.	49
Obr. 8.2 Síť v oblasti kyčelního kloubu a kontaktu implantátu s náhradou.	50
Obr. 8.3 Model vazeb a zatížení: (a) okrajové podmínky pánve a silové zatížení; (b) kontakt frictional; (c) pružiny simulující svaly.	51
Obr. 9.1 Celková deformace [mm].	52
Obr. 9.2 Posun ve směru osy x [mm].	52
Obr. 9.3 Posun ve směru osy y [mm].	52
Obr. 9.4 Redukované napětí dle podmínky HMH v polyethylenové vložce [MPa].	52
Obr. 9.5 Redukované napětí dle podmínky HMH v titanové jamce [MPa].	52
Obr. 9.6 Kontaktní tlak mezi polyethylenovou vložkou a kovovou hlavicí implantátu [MPa]	53
Obr. 9.7 Přetvoření kostní tkáně	53
Obr. 9.8 Redukované napětí dle podmínky HMH v kovovém implantátu [MPa].	53
Obr. 9.9 Redukované napětí dle podmínky HMH v tumorové náhradě části femuru [MPa].	54
Obr. 9.10 Obr. 9.12 Redukované napětí dle podmínky HMH v tumorové náhradě části femuru u kontaktu s implantátem [MPa].	54
Obr. 9.11 Redukované napětí podle podmínky HMH v kostním cementu a detail koncentrace napětí [MPa].	54

Tabulky

Tabulka 1 Materiálové charakteristiky [67].	50
---	----