



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE TEP KOLENNÍHO KLOUBU A ALTERNATIVY K JEJÍ IMPLANTACI

BIOMECHANICAL STUDIES OF TOTAL KNEE REPLACEMENT AND ALTERNATIVES TO THE
IMPLANTATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JIŘÍ MAJVALD

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jiří Majvald

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

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:

Biomechanická studie TEP kolenního kloubu a alternativy k její implantaci

v anglickém jazyce:

Biomechanical studies of total knee replacement and alternatives to the implantation

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Na ÚMTMB se provádí, v rámci diplomových a doktorských prací, deformačně napěťové analýzy TEP kolenního kloubu. Zpravidla se jedná o analýzu konkrétního typu TEP. Cílem zadané práce je vytvoření širšího přehledu o historii a současnosti aplikací TEP kolenního kloubu, případně alternativního řešení.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Stručná historie a použití TEP kolenního kloubu, případně alternativního řešení.
3. Vytvoření přehledu, v současné době používaných TEP kolenního kloubu.
4. Provedení deformačně napěťové analýzy tibiální komponenty TEP kolenního kloubu.

Seznam odborné literatury:

Základní literární prameny:

[1] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001

[2] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997

[3] Dungl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

[4] D. Filipowicz et al.: Biomechanical comparison of compression plate fixation, Vet Comp Orthop Traumatol 4/2009

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 19.11.2013

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

Abstrakt

V bakalářské práci je analyzován historický vývoj z hledisky funkce a konstrukce totální endoprotézy kolenního kloubu. Obsahuje přehled v současnosti vyráběných totálních endoprotéz kolenního kloubu jak ve světě, tak v České republice. S použitím softwaru ANSYS je v práci provedena napěťová analýza tibiální komponenty totální endoprotézy kolenního kloubu.

Klíčová slova

Kolenní kloub, endoprotéza, implantát, totální náhrada kolenního kloubu

Abstract

In this bachelor thesis the historical development of function and construction of the total knee prosthesis is analysed. It contains an overview of the total knee replacement currently produced in the Czech republic and abroad. The description of the strain stress analysis of the tibial component TKR, which was made using the ANSYS software, is part of thesis.

Key words

Knee joint, endoprosthesis, implant, total knee replacement

Bibliografická citace

MAJVALD, J. *Biomechanická studie TEP kolenního kloubu a alternativy k její implantaci*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 48 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc..

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že tuto bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně pod odborným vedením vedoucího práce a pouze s použitím uvedené literatury.

V Brně dne:

Podpis:

Poděkování

Za cenné připomínky, rady a seznámení s programovým systémem ANSYS tímto děkuji panu doc. Ing. Zdeňkovi Floriánovi, CSc.. Dále bych rád poděkoval rodině a kolegům za podporu během studia.

Obsah

1	ÚVOD.....	10
2	REŠEŠE DOSTUPNÉ LITERATURY.....	11
3	ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POZNÁMKY.....	14
4	HISTORICKÝ VÝVOJ TOTÁLNÍ NÁHRADY KOLENNÍHO KLOUBU.....	17
5	ROZDĚLENÍ ENDOPROTÉZ KOLENE, MATERIÁLY PRO VÝROBU IMPLANTÁTŮ, NAVIGACE.....	22
5.1	Rozdělení endoprotéz kolene.....	22
5.2	Materiály pro výrobu TEP.....	24
5.3	Navigace.....	24
6	PŘEHLED V SOUČASNOSTI VYRÁBĚNÝCH KOLENNÍCH NÁHRAD.....	25
6.1	Výrobci v České republice.....	25
6.1.1	Medin.....	25
6.1.2	Prospan.....	27
6.1.3	Beznoska.....	28
6.2	Vybraní zahraniční výrobci.....	31
6.2.1	Smith & Nephew United States.....	31
6.2.2	DePuySynthes.....	33
6.2.3	Zimmer.....	34
7	VÝPOČTOVÉ POSOUZENÍ VLIVU POLOHY NOSITELKY VÝSLEDNÉ STYKOVÉ SÍLY UVOLNĚNÉHO KOLENNÍHO KLOUBU NA NAMÁHÁNÍ TIBIÁLNÍ A SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁŇ.....	36
7.1	Výpočtový model.....	36
7.1.1	Model geometrie.....	36
7.1.2	Model materiálu.....	37
7.1.3	Model zatížení a uložení.....	38
7.2	Prezentace výsledků.....	39
7.2.1	Síla působící na mediální hraně.....	39
7.2.2	Síla působící uprostřed tibiálního plata.....	41
7.3	Analýza výsledků.....	43
8	ZÁVĚR.....	43

9	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	44
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	48

1 ÚVOD

Lidé si často neuvědomují, jak je pro ně důležitý bezbolestný pohyb. Až s problémy zjistí, jaká omezení a změny v každodenním životě představují degenerativní nebo traumatologické změny pohybového aparátu. Současný moderní životní styl se stále více mění a nabývá na dynamičnosti, což se projevuje jak pozitivně, tak negativně na životě člověka, případně jeho rodiny. Pozitivně především na vzdělání, postavení člověka v pracovním procesu, příjmech či v možnostech kulturního a sportovního vyžití. Negativně na změně charakteru pracovní činnosti, kde stále více přibývá sedavých zaměstnání s vysokým pracovním nasazením a stresovým faktorem. Tyto jevy se negativně projeví na celém organismu člověka včetně jeho pohybového aparátu. Z pohybového aparátu jsou to především klouby, na kterých se nejvíce projevuje moderní způsob života z hlediska degenerativního, traumatologického a výskytu vrozených vad.

Klouby jsou prvky lidského těla, které jsou velmi zatěžované a namáhané. Přetížení kloubu může mít dramatický následek spočívající v traumatologickém poškození, případně vzniku, na první pohled nevýznamného zánětu. Dochází-li k opakovanému zánětu, může dojít ke vzniku revmatoidní artritidy s následkem ztráty chrupavky. Není rozhodující dojde-li ke ztrátě chrupavky v důsledku opakovaného zánětu nebo trvalého přetěžování, případně jiným mechanismem. I když se v současné době objevují zprávy o možnosti náhrady chrupavky, z klinického hlediska ztráta chrupavky představuje v konečném řešení aplikaci totální endoprotézy kloubu, z hlediska zaměření této práce, kolenního kloubu. V literatuře se uvádí, že první aplikaci totální endoprotézy kolenního kloubu provedl v roce 1890 Gluck. Aplikovaná náhrada byla vyrobena ze slonové kosti s použitím čepového spojení femorální a tibiální komponenty.

I když je aplikace totální endoprotézy kolenního kloubu značně invazivní zákrok, v řadě případů je jedinou možností, jak zbavit pacienta obrovských bolestí, významně přispět k obnovení pohyblivosti a tím i zvýšení kvality života pacienta.

Od první aplikace prodělala totální endoprotéza kolenního kloubu obrovský vývoj a pokrok. Byla vytvořena celá řada konstrukčních typů s použitím různých materiálů. Přestože v současnosti dosahují totální endoprotézy kolenního kloubu vysoké úrovně, jsou stále předmětem výzkumu a vývoje v oblasti aplikovaných materiálů, konstrukce a operačních postupů [35].

2 REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Ortopedie

P. Dungal a kolektiv

Kniha s názvem Ortopedie je souhrnnou učebnicí, která podrobně popisuje a sjednocuje celou problematiku specializovaných okruhů. Díky své komplexnosti ji využijí lékaři napříč celým zdravotnickým systémem. Je zdrojem informací jak pro výuku tak i pro samotné lékaře. Součástí knihy je rozsáhlá obrazová dokumentace, na které je problematika výborně znázorněna [32].

Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, díl II.

J. Valenta

Druhý díl vysokoškolských skript ČVUT v Praze je nejprve zaměřen na problémy biomechaniky menisků, meziobratlového kloubu a na teoretický popis vzájemného působení synoviální tekutiny a kloubní chrupavky. Rovněž zde autoři zkoumají biomechanické a biochemické vlastnosti kostní tkáně, vliv stárnutí, mezní podmínky nebo například mechanické procesy během kloubních onemocnění [6].

Aloplastika kolenního kloubu

V. Rybka, P. Vavřík

Publikace přehledně vyjadřuje 13-ti leté zkušenosti autorů s implantacemi náhrad kolenního kloubu. Zároveň se jedná o srovnání s nejvýznamnějšími světovými pracemi, věnovanými této problematice v posledních letech. Uspořádáním kapitol se jedná o instruktážní knihu, která má pomoci s řešením začínajícím i zkušeným nejen ortopedům při výskytu méně obvyklých nebo obtížných situací [1].

Endoprotéza kolenního kloubu

P. Vavřík, A. Sosna

Kniha slouží jako příručka pro pacienty, aby zvládli období operace, ale také pooperační režim, následnou rehabilitaci a další život s kloubní náhradou. Autoři vycházejí z mnohaletých zkušeností, které získali prováděním této operace. V publikaci popisují historii a vývoj aloplastiky kolenního kloubu. Věnují se také přípravě na samotný

zárok, ale pečlivě popisují hlavně pooperační období a následnou rehabilitaci, aby tak zabránili zbytečným problémům.

Historie náhrad kolenního kloubu

V. Rybka, I. Landor

Článek z odborného lékařského časopisu popisuje charakteristiku všech skupin totálních náhrad kolenního kloubu s ohledem na jejich tvar a materiálové složení [7]. Práce stručně popisuje jak výhody, tak negativní efekty, které jednotlivým typům náhrad zamezily další vývoj. Článek pochází z roku 1988, proto neobsahuje nejnovější trendy. Pro historický vývoj je ale dostačující.

Individuální 3D tibiální augmentace pro náhradu kolenního kloubu

P. Jirman, P. Vavřík, Z. Horák

Práce detailně popisuje výměnu kolenního kloubu. Pacient měl výrazně poškozen mediální kondyl tibie. Proto byl pro operaci zvolen způsob individuální augmentace. Podle druhého zdravého kolenního kloubu byl vytvořen model a dle modelu následně vyrobena náhrada, která přesně kopírovala poškozenou kost. Tento způsob se volí při rozsáhlém kostním defektu, je totiž zaručen odpovídající přenos silového namáhání mezi náhradou a kostí.

The patella in total knee replacement

P. S. Pastides, R. Shenoy, D. Nathawani

Článek v odborném časopise, který sleduje současný stav znalostí a zkušeností z oblasti ortopedie a traumatologie, se zabývá výhodami a nevýhodami aplikace pately v totální náhradě kolenního kloubu. Důvodem je vznik bolesti v oblasti patelofemorálního kloubu. Průzkum v roce 2009 ukázal, že se výskyt náhrady s patelou liší. Nejvyšší aplikace, až 70%, se provádí v Dánsku. Nejmenší výskyt, 5%, je naopak v Norsku. Autoři dodávají, že konečné rozhodnutí pro aplikaci implantátu s patelou je ryze na operátorovi, který se rozhoduje individuálně podle stavu operovaného kolena a designu implantátu [8].

Planning and consent for primary total knee replacement

J. Donald, Davidson, S. Clarke, Ch. Gupte

Autoři v článku, který byl publikován v odborném časopise, popisují přípravu pacienta na operaci, při které dojde k primární výměně kolenního kloubu. Článek se věnuje

důležitým faktorům, které mohou ovlivnit výsledek operace. Poukazuje, že zákrok není pouze o samotné výměně kloubu, ale také o předoperační přípravě a pooperaním rehabilitaci.

The Oxford knee: the role of a meniscal bearing arthroplasty

J. W. Goodfellow, J. O'Connor

Článek popisuje nový trend ve výrobě tibiálního plata, který plní funkci rotujícího ložiska. To pomáhá při natažení končetiny vrátit stehenní kost za holenní a při pokrčení naopak. Toto posouvání kostí umožňuje zachování přirozeného napětí působící na zkřížené vazy. Článek upozorňuje, že tento typ náhrady je možné aplikovat pouze u kloubu se zachovalými zkříženými vazy. Na konci článku je zmíněn fakt, že v posledních 30 letech došlo k rozmachu unikondylárních náhrad, protože onemocnění kloubu většinou postihuje nejprve část kloubu, obvykle mediální kondyl. Na ostatní části kolena se onemocnění rozšiřuje mnohem později.

Management of problem knees in total knee replacement

D. K. Bae, S. Lee, J. Y. Ahn

Článek se věnuje průzkumu aplikovaných kolenních náhrad. U většiny pacientů došlo k očekávaným výsledkům. Došlo ke zvětšení flexe a k zamezení bolestivých projevů. Pouze ve výjimečných případech došlo ke vzniku infekce či k poškození nervů v oblasti kolenního kloubu.

History of total knee replacement

D. G. Murray

Autor se v článku věnuje historickému vývoji totální náhrady kolenního kloubu, který byl už od počátku 20. století velkým příslibem a zároveň obrovskou výzvou pro všechny, kteří se snažili nahradit koleno implantátem s odpovídajícími funkcemi.

Bioceramics and their clinical applications

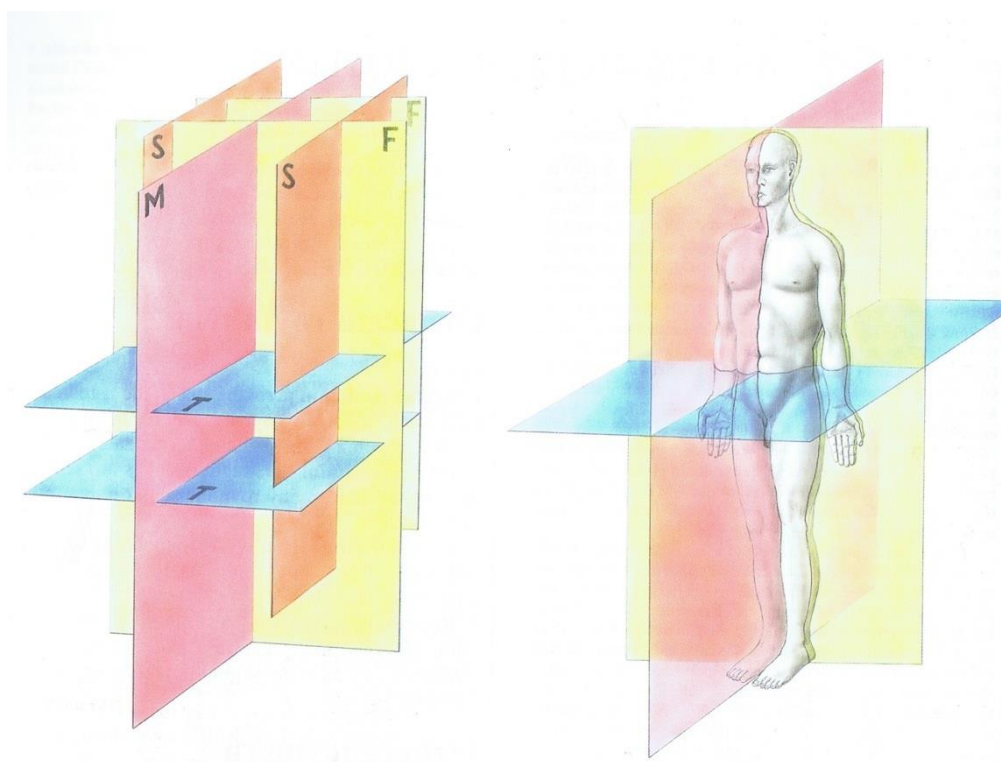
T. Kokubo

Kniha představuje rozsáhlou recenzi, v níž popisuje vývoj a expandaci keramických materiálů do biomedicínské aplikace. Samotné keramické materiály prošly velkou proměnou a nyní jsou na vysoké úrovni. V publikaci jsou zveřejněny dlouhé výzkumy,

jak reaguje na keramiku lidské tělo, které proběhly pod dozorem vědecké špičky v každém z oborů. V každé z kapitol jsou popsány základní pojmy a problémy z dané tematiky ale i odborné záležitosti.

3 ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POZNÁMKY

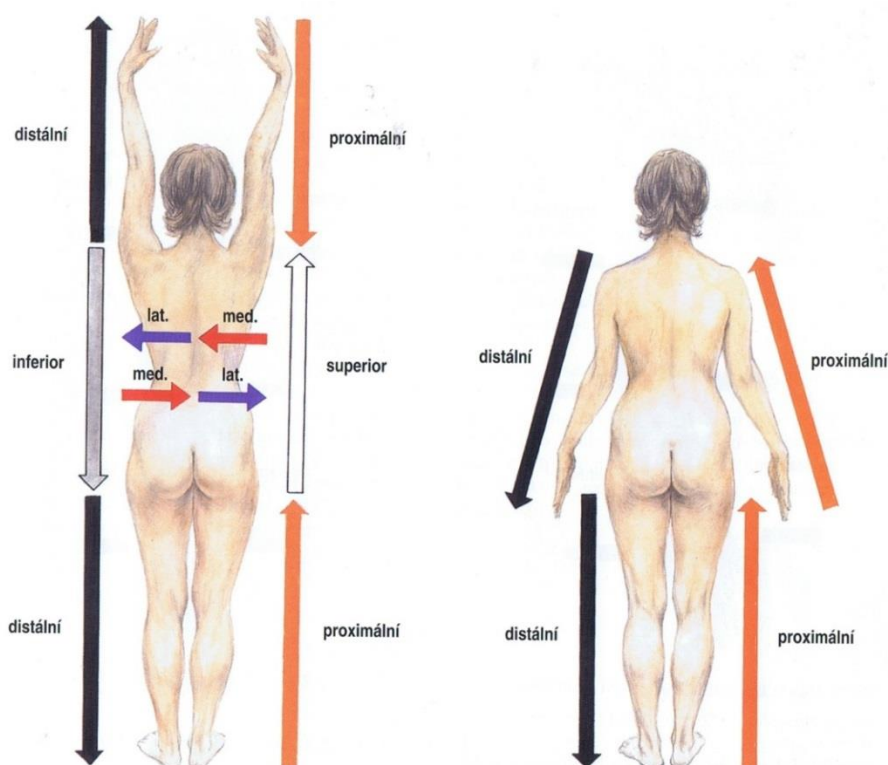
Pro orientaci v prostoru a pro určení směrů se používají termíny, které vycházejí ze základního postavení lidského těla [5]. Základní anatomická poloha těla při určování směrů je vzpřímený postoj s horními končetinami visícími volně podle těla s dlaněmi obrácenými dopředu [3].



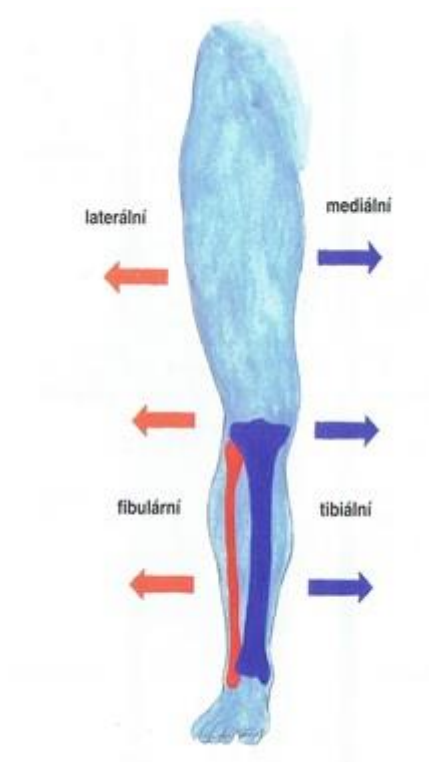
Obr. 3.1
Prostorové znázornění rovin těla [3]

Označení rovin těla

1. **M - Rovina mediánní** – je to rovina svislá, jde zředu dozadu a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny; je jednou ze sagitálních rovin [3].
2. **S - Roviny sagitální** – jsou to všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediánní [3].
3. **F - Roviny frontální** – jsou to roviny svislé, rovnoběžné s čelem, kolmé na roviny sagitální [3].
4. **T - Roviny transversální** – probíhají tělem napříč, jsou kolmé na roviny sagitální i frontální [3].



Obr. 3.2
Označení hlavních směrů [3]



Obr. 3.3
Označení směrů na dolní končetině [3]

Pro směry na končetinách používáme tyto označení:

proximální – bližší k trupu, **distální** – vzdálenější od trupu, **superior** – horní, **inferior** – dolní, **tibiální** – vnitřní, bližší ke kosti holenní, **fibulární** – vnější, bližší ke kosti lýtkové, **dorsální** – zadní, **ventrální** – přední, **mediální** – vnitřní, bližší vnitřní rovině, **laterální** – vnější, ležící dále od mediální roviny [3].

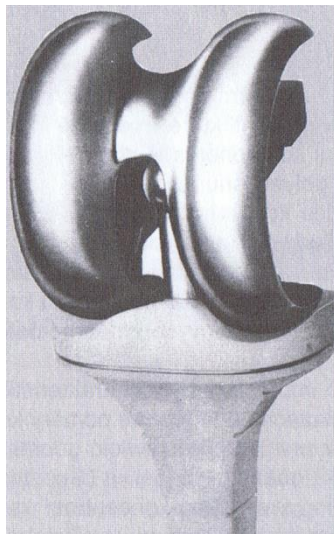
4 HISTORICKÝ VÝVOJ TOTÁLNÍ NÁHRADY KOLENNÍHO KLOUBU

První totální náhradou kolenního kloubu byla závěsová endoprotéza, konstruovaná na principu šarnýrového kloubu, kterou v roce 1951 aplikoval Börje Waldius [17]. Pevné spojení mezi femorální a tibiální částí umožňovalo, na rozdíl od fyziologického pohybu, pohyb pouze v sagitální rovině [11]. Waldius nejprve aplikoval náhradu z akrylu, později využil kovového materiálu na bázi vitalia. Jeho znalostí využili Shierse a Young, kteří modifikovali Waldiusův model.



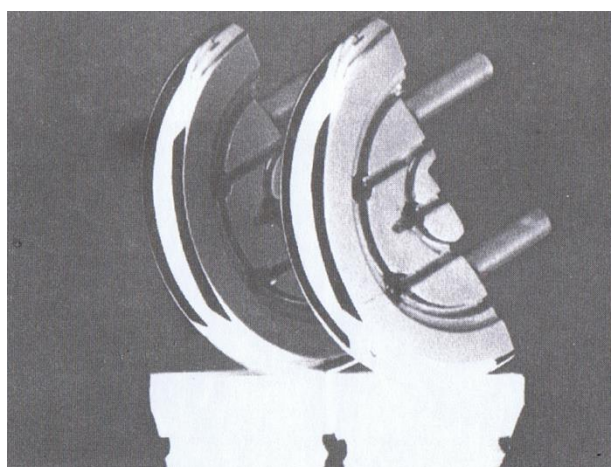
Obr. 4.1
Shierseova závěsová
totální náhrada [1]

Závěsný typ endoprotéz nerespektoval přirozený pohyb kolena, proto docházelo k mnohonásobně vyššímu namáhání spoje implantátu s kostí a následnému uvolnění a poškození kostí. K této variantě se proto nyní uchyluje pouze v mezních případech, např. v případech rozsáhlých nádorů. Z důvodu nespokojenosti došlo k modifikaci závěsného typu endoprotéz. Pro ně je charakteristické spojení v poloze při úplném natažení. Oproti předchozím náhradám závěsného typu nevyžaduje aplikace tak rozsáhlou resekci kostí. Modifikované závěsy jsou konstruovány na principu kloubu s nízkým třením a s polyetylénovými kontaktními plochami [1]. Nevýhoda této metody je komplikovanější konstrukce, která je náchylnější k porušení. K těmto typům implantátů řadíme sferocentrickou náhradu Matthewse a totální náhrada kolena Attenborougha. Nepokojenost s životností náhrad závěsného typu vedla k vývoji vzájemně nespojených tedy kondylárních náhrad kolenního kloubu [1].



Obr. 4.2
Závěsová náhrada dle
Attenborougha [1]

Společným znakem kondylárních náhrad je použití tenkých komponent, které napodobují přirozený tvar tibiálních a femorálních kondylů [1]. Konstrukce kondylárních náhrad dovoluje téměř úplný rozsah pohybu operovaného kloubu, nutným požadavkem pro dobrou funkci kolenního kloubu je zachování postranních kolenních vazů [4]. Pro původní implantáty byly příznačné základní geometrické tvary komponent. Představitelem je např. Gunstonova polycentrická quatroartroplastika, která se však více nerozšířila. Stykové plochy komponent byly příliš malé, proto docházelo ke koncentraci kontaktního tlaku v kosti pod implantátem, což způsobovalo uvolňování protézy. Vyspělejším typem kondylární náhrady byla Freeman – Swansonova náhrada ve dvou modifikacích [17]. První vyžaduje zachování zkřížených vazů a druhá je použitelná i při jejich absenci [1].



Obr. 4.3
Kondylární náhrada dle
Gunstona [1]

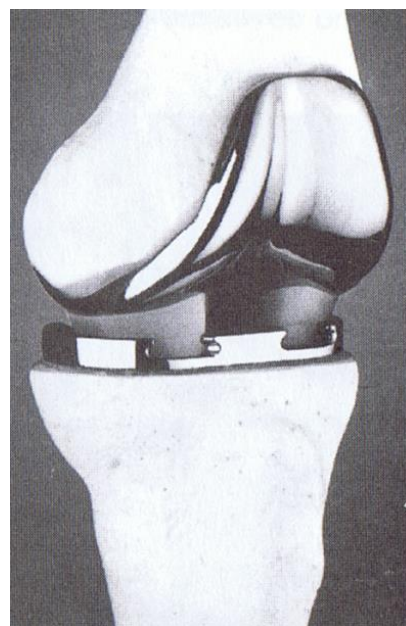
Nejrozšířenější náhradou v 80. letech byla endoprotéza Geomedic, kterou vyvinuli Coventry a spol., hlavně díky velmi dobrému rozsahu pohybu a potřebné rotaci a stabilitě. Vyžadovala však úplné zachování vazivového aparátu a femorální komponenta neobsahovala kontaktní plochu pro patelu [1]. Na femorální komponentě došlo, z důvodu snahy rozšířit flexi a rotaci kolena, ke konstrukčním obměnám. Ty se týkaly zmenšování poloměru zakřivení kloubních kondylů. Došlo také k vývoji a vytvoření přiměřených ploch pro patelu. Změny se týkaly také výrobních materiálů. Femorální komponenta byla vyráběna z kovových materiálů (kobaltové nebo titanové slitiny), tibiální komponenta byla z vysokomolekulárního polyetylénu (UHMWPE) [10]. Tyto implantáty byly pojmenovány jako anatomické, což vyjadřuje snahu odlišit je od prvotních geometrických náhrad. Označení anatomické je zde trochu zavádějící, protože až do dnešní doby jsou náhrady určitým kompromisem mezi skutečnými poměry kolenního kloubu a technologicko-ekonomickými možnostmi výroby náhrady [1]. Nutno dodat, že primární funkcí implantátu není nahradit koleno z anatomického hlediska, ale zajistit funkce odpovídající zdravému kloubu.

Představitelem moderních anatomických kondylárních náhrad byl implantát, který byl doplněn o totální tibiální plató. Byl vyvinut Insallem a popsán roku 1974. Vložením kovového prutu, který zaručoval rovnoměrnější přenos sil na proximální část tibie, došlo ke zlepšení biomechanických vlastností polyetylénové tibiální komponenty [17]. Díky tomu se rozšířily indikační možnosti na kolenní klouby s těžkou insuficiencí nebo s úplným defektem zkřížených vazů [1].

Určitým posunem byla modifikace totální kondylární náhrady Insalla, Lachiewiczze a Burnsteina na dorsálně stabilizovaný implantát v roce 1979. Jeho femorální komponenta z vitalia měla příčnou vačku, která díky kontaktu s dorsální částí umožňovala flexi až do 120 stupňů [1]. Stoupala stabilita náhrady ve flexi, byly však zvýšeny požadavky na odolnost fixace tibiální komponenty. Další anatomickou náhradou byla kinematická náhrada firmy Howmedica známá jako Townley, která je využívána i v přítomnosti. Vrchol anatomických kondylárních náhrad představovaly meniskové endoprotézy. Pohyb kolene probíhá přes pohyblivé menisky z polyetylénu, které umožňují jak rotační tak i translační pohyb, podobně jako je tomu v normálním kolenním kloubu [17]. Konkrétními typy tohoto druhu náhrady jsou například Oxford Knee nebo model New Jersey, který je navíc vybaven porézním kontaktním povrchem pro bezcementovou fixaci. Ačkoliv došlo k mírnému zlepšení klinických výsledků, nestačilo to k rozšíření metody z důvodu konstrukční složitosti, výrobní náročnosti a s tím související vysokou cenou.



Obr. 4.4
Townleyova
kondylární náhrada
[1]



Obr. 4.5 Kondylární
náhrada New Jersey
[1]

V 80. letech 20. století se v Japonsku vyvinula náhrada, který pro výrobu komponent využívá keramický materiál oxid hlinitý. Výhody keramického materiálu byly známy ze zkušeností s implantátem kyčelního kloubu a také ze simulačních testů kloubu kolenního. Cílem použití keramiky bylo zlepšit kinematické vlastnosti kolena a fixaci komponenty s kostí. Vývoj kolenních keramických náhrad se rozděluje na tři generace. První generace se datuje v období 1981 – 1985. Náhrada se skládá z keramické femorální i tibiální komponenty a polyetylenového plata [2]. Náhrada se používá pro cementovanou i bezcementovanou variantu. Proběhl výzkum více než 130 aplikací, které byly 20-25 let po operaci pozorovány. Z těchto poznatků bylo zjištěno, že u bezcementovaných variant došlo k vysokému počtu uvolnění náhrad a revizním operacím. Zatímco u cementovaných variant bylo procento revizních operací v tomto období velmi nízké.

Druhá generace keramických náhrad, které se vyráběly v letech 1990-1996, se skládá z keramické femorální komponenty, tibiální komponenty z titanové slitiny a polyetylenového plata [2]. Titanová slitina pro tibiální komponentu je použita pro zlepšení mechanických vlastností. Pro aplikaci náhrad druhé generace se, z důvodu předchozích negativních zkušeností s bezcementovanou fixací náhrad první generace, používá výhradně cementovaná varianta.

Třetí generací nazýváme náhrady v období 1993-1998. Od předchozích náhrad se liší pórezním povrchem na femorální komponentě. Ten je konstruován ke zlepšení fixace náhrady na kost.

Při sledování výsledků nahrazení kolena keramickou náhradou druhé a třetí generace s cementovanou fixací proběhl v Japonsku 15 letý průzkum, během něhož bylo sledováno téměř 250 případů. U žádného z těchto případů nedošlo k uvolnění ani jinému zásadnímu poškození. Díky velmi dobrým klinickým výsledkům byla zachována materiálové složení náhrady druhé generace i v nyní vyráběných keramických náhradách [2].

Keramická náhrada má oproti kovovým totálním náhradám mnoho výhod. U keramických náhrad je možné konstruovat dutou femorální komponentu, což má za následek snížení opotřebení polyetylenového plata. Možnou nevýhodou keramických náhrad je jejich křehkost, která je však potlačena vhodným navrhnutím a umístěním implantátu.

V současnosti se při výrobě keramických náhrad používá zirkonitá slitina, jejíž povrch je tvrzen oxidem zirkoničitým [2]. Tibiální plato se vyrábí z vysoce zesíleného polyetylénu, který má dosud velmi dobré klinické výsledky. Vývoj keramických kolenních náhrad je cílen na zlepšení kloubní stability a spolehlivosti implantátu [2].

V České republice se o vývoj kolenních náhrad postarala, s asistencí p. Vavříka a Rybky, firma Walter – Motorlet, nyní společnost Medin Orthopeadics, která využila svých zkušeností, s přesnou výrobou součástí, získaných v letecké výrobě. První implantace byla provedena roku 1984 a o dva roky později byla endoprotéza zavedena do sériové výroby. Pánové Rybka a Vavřík pro vlastní konstrukci využili podklady z úspěšných celosvětových poznatků a zkušeností. Femorální komponentu rozdělili z funkčního hlediska na dvě části. Kontaktní plocha substituuje femorální kondyly. V největší možné míře imituje anatomii kloubních povrchů s ohledem na biomechaniku pohybu, kinematické vlastnosti skutečného kloubu a charakter zatěžování, čímž došlo k zachování všech silových poměrů v organismu [1]. Druhou a podstatně složitější částí je fixační plocha komponenty, která využívá kombinovaného systému tzv. dvojitého profilu, který zajišťuje lepší kontakt ve spojení mezi cementem a implantátem a zároveň zabezpečuje usazení náhrady a její stabilitu při pozdějším pohybu a zatížení. Navíc se tímto způsobem zvyšuje členitost cementové mezivrstvy při zachování její konstatní tloušťky, což příznivě ovlivňuje fixaci implantátu na úrovni cement – kost [1].

Tibiální komponenta je opět rozdělena na dvě plochy a vyskytuje se ve dvou variantách, standární a totální provedení [1]. U komponenty ve standartním provedení je tvar kontaktní plochy tvořen dvěma na sebe kolmými radiusy [1]. Fixační plocha je tvořena systémem jehlanovitých výběžků umožňujícím fixaci v kostním cementu při snížení jeho množství na nejmenší možnou míru, což pozitivně ovlivňuje životnost endoprotézy a usazení komponenty v žádané poloze.

Konstrukce totálního tibiálního plata váže dohromady základní elementy použité u femorálních komponent a u standartního plata [1]. Kontaktní plocha je opět tvořena radiusy, které ale jsou nerovnoměrně uspořádány do komplikovanějšího seskupení. Fixační plocha u totální komponenty je opět vyvinuta na principu dvojího profilu. Oproti standartní komponentě je kromě malých výčnělků opatřena i krátkým dříkem ve tvaru I, který zlepšuje přenos zatížení mezi komponentou a kostí [1].

Alternativním prvkem implantátu kolena Walter – Motorlet je patelární komponenta, která rozšiřuje aplikační možnosti náhrady [1]. I s touto součástí se dá teprve mluvit o totální náhradě kolenního kloubu v pravém slova smyslu. Náhradní patela se vyrábí ve dvou velikostech, které závisí na velikosti femorální komponenty.

5 ROZDĚLENÍ ENDOPROTÉZ KOLENE, MATERIÁLY PRO VÝROBU IMPLANTÁTŮ, NAVIGACE

5.1 ROZDĚLENÍ ENDOPROTÉZ KOLENE

Z hlediska uchycení endoprotézy ke kostnímu lůžku dělíme implantáty na cementované a necementované.

Cementované implantáty se ke kosti ukotvují pomocí kostního cementu (polymetylmetakrylát), což je speciální, rychle tuhnoucí látka [4]. Cement slouží k uchycení implantátu, ale také pomáhá zaplnit malé poruchy v kosti, to redukuje krevní ztráty po resekcí spongiózních ploch. Kostní cement zajišťuje poměrně rychlou fixaci, proto je možné brzy zatěžovat operované koleno. Nevýhody cementovaných náhrad představují uniknutí zbytku kostního cementu do organismu a následné exotermické reakce, které mohou vést k poškození přilehlých kostí, což může mít za následek snížení obranyschopnosti proti vniknutí infekce v pooperačním období.

Necementované endoprotézy, jejichž fixace je zajištěna bez přítomnosti kostního cementu. Povrch implantátu, který je ve styku s kostní tkání, je opatřen makroskopickými póry, do kterých vrůstá kost [10]. Existuje také tzv chemické spojení. To představuje bioaktivní keramika obsahující látky, které podporují tvorbu kostní tkáně. Ačkoliv se zdá pro náhradu kolenního kloubu necementovaná varianta ideální, existuje mnoho nevýhod. Při aplikaci necementované náhrady dochází ke značné krevní ztrátě a pooperační rekonvalescence je znatelně delší než u cementovaných náhrad. Samotná operace je velmi náročná jak technicky tak ekonomicky. Pro aplikaci necementované náhrady je potřeba kvalitní kostní lůžko. Z těchto důvodů se dnes používají tzv. *hybridní* implantáty, které mají bezcementovou komponentu na stehenní kosti a na holenní kosti je komponenta fixovaná pomocí kostního cementu.

O typu ukotvení rozhoduje věk a zdravotní stav pacienta. Necementovaný typ je většinou indikován u pacientů mladších, protože se předpokládá delší životnost implantátu, je však zapotřebí zachovalá kostní tkáň [14].

Dle typu konstrukce lze endoprotézy rozdělit do dalších kategorií:

Závěsné endoprotézy

Tento typ endoprotézy ke spojení obou komponent využívá čepu, který však brání rotaci kloubu a zajišťuje pohyb pouze v jedné rovině. Používá se především k revizním implantacím, kdy je nutné odstranit větší množství kosti. K bezpečnému uchycení náhrady do kosti slouží titanové dřívky.



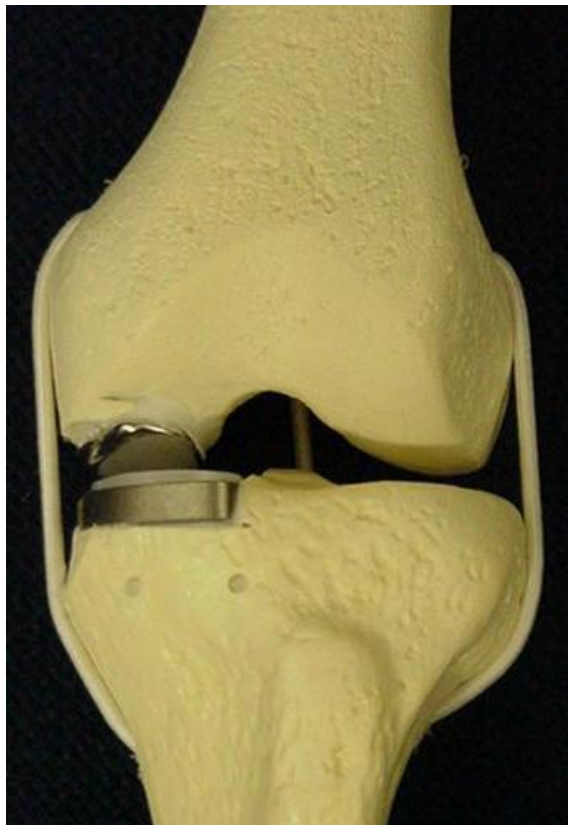
Obr. 5.1.1
Závěsný typ endoprotézy,
Beznoska typ CMS [21]

Kondylární endoprotézy

Implantace se vyrábí jak k cementované tak k necementované aplikaci. Komponenty nejsou navzájem spojeny a tím je dovolen pohyb kolenního kloubu ve všech třech anatomických rovinách. Nejčastěji se tento typ náhrad vyrábí ve dvou variantách. První z nich je tzv. standartní varianta, jejíž aplikace přepokládá zachování zkřížených vazů [10]. Ke zlepšení uchycení náhrady jsou na kontaktní ploše konstruovány jehlanovité výstupky. Druhým typem je náhrada, která se liší centrálním výstupkem, který zaujímá místo na tibiální komponentě a do určité míry nahrazuje zkřížené vazy [10]. U této náhrady je fixace zabezpečena dřívkem ve tvaru „I“ spolu s výstupky.

Unikondylární endoprotézy

Dojde-li k poškození pouze jednoho kondylu kolena, používá se tzv. unikondylární náhrada. Výhodou použití unikondylární náhrady je šetření kostní tkáně, kratší operační čas a snazší pooperační období [10].



Obr. 5.1.2
Unikondylární kolenní náhrada

5.2 MATERIÁLY PRO VÝROBU TEP

Femorální komponenta je zpravidla vyrobena z kovového materiálu. Nejčastěji jsou to slitiny na bázi kobaltu, titanu nebo zirkonu. Třením těchto slitin s polyethylenem se uvolňují karcinogenní nebo pro tělo jinak škodlivé mikroskopické částice. Proto se využívá keramického povlaku. Keramika je materiál s nízkým koeficientem tření. Z důvodu vysoké křehkosti ji však nelze použít pro výrobu celé komponenty. Tibiální komponenta se většinou skládá ze dvou částí, polyetylenové vložky a části z titanové nebo chrom-kobaltové slitiny. Existuje varianta celopolyetylenové tibiální komponenty, která se označuje jako allpolish.

5.3 NAVIGACE

S pomocí počítače je možné virtuálně simulovat a plánovat určité léčebné výkony, pečlivě ověřovat jednotlivé kroky operačních postupů a na jejich základě upravovat procedury tak, aby výsledek byl co nejpřesnější [17]. Při aplikaci kolenní náhrady lékaři

používají navigaci, která pomáhá přesně určit provedení řezů na kosti a napomáhá lepšímu usazení kloubní náhrady [15]. Nejběžnějším navigačním přístrojem je Orthopilot. Ten na základě dat ze sond navrtaných do kostí navrhne podobu řezu a potřebnou velikost implantátu.

v současné době rozlišujeme tři druhy navigací:

Kinematická

Data jsou zjišťována kombinací kinematiky a fyzikální palpce. Poté jsou pomocí infračerveného záření přenesena do počítače ke zpracování [16]. Na tomto principu pracuje např. Orthopilot.

Navigace založená na fluoroskopii

Z dat, která jsou získávána kombinací palpce a kinematiky, se následně vytvářejí fluoroskopické obrazy. Chirurg poté operuje na exaktní replice pacientovy anatomické oblasti [16]. Tato varianta navigace se uplatňuje především u revizních operací.

CT-based navigace

Ke sběru dat využívá počítačovou tomografii [16].

6 PŘEHLED V SOUČASNOSTI VYRÁBĚNÝCH KOLENNÍCH NÁHRAD

6.1 VÝROBCI V ČESKÉ REPUBLICCE

6.1.1 Medin

Česká společnost MEDIN vznikla z původní společnosti Chirana, která se věnovala výrobou pomůcek pro traumatologii a stomatologii. V roce 2006 kupuje MEDIN společnost Walter Medica, která jako první v Česku vyvíjela vlastní totální endoprotézy kolenního kloubu, a vzniká společnost MEDIN Orthopaedics. Pro kvalitní výsledky spolupracuje firma na vývoji svých výrobků s lékaři, pacienty a výzkumnými pracovníky. Své produkty kromě domácího trhu prodává ve státech Evropské Unie a v Latinské Americe či Blízkém východě.

Medin Modulár MM

Implantát je aplikován při výskytu III. a IV. stupně osteoartrózy, destrukci kolena vznikající na základě revmatického či jiného systémového onemocnění nebo po úrazových poškození kolena. Náhradu lze využít jako primární i revizní typ. Femorální komponenta se vyrábí jako asymetrická součást. Levá i pravá varianta se vyrábí ve čtyřech velikostech podle potřeb pacienta. Je vyrobena ze chrom-kobalt-molybdenové slitiny. V případě primární implantace lze využít cementovanou i necementovanou variantu, kdežto pro revizní implantaci je určena pouze varianta cementovaná. Alternativně lze femorální komponentu doplnit distálními či dorsálními vložkami pro řešení lokálních kostních defektů [18].

Stejně jako u femorální komponenty je u tibiální součásti v případě primární implantace možnost cementované a necementované varianty. U jiných druhů implantace je doporučeno použití kostního cementu. Tibiální komponenta se skládá ze dvou částí.

Kotvící část s dříkem je asymetrická a respektuje rozdílné tvary mediálního i laterálního kondylu. Středové výřezy nabízejí možnost zachování zadního zkříženého vazů.

Stabilizace je zajištěna párem antirotčních žeber, krátkým dříkem a dvěma otvory pro doplňkové použití kosterních šroubů fixujících případný kostní štěp [18]. Kotvící část, která je vyráběna ve čtyřech velikostech, a doplňkové moduly jsou vyrobeny titanové slitiny Ti6Al4V ELI. Dřík je k platu připevněn zaslepovacím šroubem.

Vyměnitelná plastová asymetrická artikulační vložka je zhotovena z materiálu UHMWPE. Vyrábí se ve čtyřech základních velikostech a tloušťkách.



Obr. 6.1.1
Medin Modulár MM [18]

Medin Univerzál MU

Implantát je stejně jako předchozí typ MM používán pro náhradu kolenního kloubu s osteoartrózou nebo jinou destrukcí či úrazovým poraněním. Jedná se o náhradu uplatňovanou pro primární implantaci s použitím kostního cementu. Femorální komponenta je asymetrická, dodávaná ve čtyřech velikostech a je vyrobena ze slitiny CoCrMo. Při výskytu kostních defektů lze při aplikaci náhrady doplnit femorální

komponentu o dorsální respektive distální vložky. Tibiální komponenta je symetrická a je složena ze dvou neoddělitelných částí [19]. Kontaktní plocha, která je pevně nalisována na kotvící část je vyrobena z polyetylénu UHMWPE. Kovová kotvící část s integrovaným dřikem je vyrobena s chrom-kobaltové slitiny.



Obr. 6.1.2
Medin Universál MU [19]

6.1.2 Prospan

Prospan je česká firma, která se zabývá vývojem a výrobou nástrojů a implantátů nejen pro ortopedii [9]. Svoje výrobky distribuuje po České republice ale i v zahraničí, převážně ve státech Evropské Unie. Implantáty jsou určeny pro specifické případy, většinou pro pacienty s onkologickým onemocněním [9]. Proto jsou endoprotézy vyráběny individuálně pro jedince. Pro výrobu implantátů se používají titanové slitiny Ti6Al4V. Kondyly jsou povlakovány karbonovou vrstvou [9]. Pro kluzná pouzdra používají PEEK-OPTIMA® [9]. Tento materiál má velmi dobré biomechanické vlastnosti. Jeho název je zkratkou polymeru poly-ether-ether-keton.



Obr.6.1.3
Kolenní kloub s náhradou
femuru [33]



Obr.6.1.4
Kolenní kloub rotační
s náhradou tibie [33]

6.1.3 Beznoska

Firma Beznoska sídlící v Kladně vznikla privatizací firmy Poldi Sonp. Vedle implantátů vyrábí i lékařské nástroje a operační pomůcky pro obor traumatologie a ortopedie. Na výrobě svých výrobků konzultuje poznatky s odborníky z lékařské i technické praxe. Kromě českého trhu se firma soustřeďuje převážně na slovenský trh a balkánské země.

Endoprotéza typ SVL

Náhrada SVL je určena pro primární implantaci s použitím kostního cementu. Jedná se o náhradu zachovávající zadní zkřížený vaz [9]. Asymetrická tibiální komponenta vyráběná z titanové slitiny je dodávána v šesti velikostech, stejně jako femorální komponenta konstruovaná z CoCrMo slitiny. Polyetylénová vložka se vyrábí v pěti tloušťkách což umožňuje řešit prakticky všechny případy, které se mohou vyskytnou při primóimplantaci náhrady kolenního kloubu [33]. Součástí náhrady je také prvek pro kompenzaci ploch česky.



Obr. 6.1.5
Endoprotéza Beznoska typ
SVL, femorální část [33]

Endoprotéza typ SVS

Z předchozího typu SVL je odvozen implantát SVS . Zpřesněním tvaru artikulujících ploch je zajištěn maximální rozsah pohybu při minimálním otěru a dobré funkční stabilitě [33]. Proto se někdy používá označení tzv. stabilizovaná varianta. Nepočítá se zde se zachováním zadního zkříženého vazů. Díky odlišné konstrukci nahrazuje funkci vazů vložka z polyetylénu. Náhrada se vyrábí ve více velikostech pro dostatečné pokrytí potřeb lékařů.



Obr. 6.1.6
Endoprotéza Beznoska typ
SVS [12]

Endoprotéza typ SVR

Tento typ náhrady je určen k revizní operaci, proto je součástí implantátu také dřík, díky kterému dochází k lepšímu přenášení zatížení na kost. Endoprotéza SVR je vyvinuta z typu SVL, ale na rozdíl od ní je symetrická a nahrazuje zadní zkřížený vaz dorsální stabilizací. Implantát umožňuje svou širokou modularitou operační řešení většiny anatomických poměrů nebo destrukcí kolene [13].



Obr. 6.1.7
Endoprotéza Beznoska
typ SVR [13]

Endoprotéza typ SVL/RP

Při vývoji této endoprotézy byly uplatněny nejmodernější poznatky a zkušenosti za účelem vyvinout náhradu s vlastnostmi zdravého kolena. Jak vyplývá z názvu, tato náhrada vychází z typu SVL. Obsahuje však rotační plato, díky kterému dochází k rovnoměrnému rozložení kontaktních tlaků. To má za následek snížení namáhání

kloubu a tedy snížení produkce otěrových částic, které často způsobují uvolnění náhrady. Konstrukce náhrady a materiál je tedy stejný jako u typu SVL. Zásadní rozdíl je však ve změně sklonu tibiální kotvící části a upevnění polyetylenové vložky, která je zajištěna proti posunutí kuželovým čepem [9]. Fixaci implantátu obstarává kostní cement.



Obr. 6.1.8
Endoprotéza Beznoska typ
SVL/RP [20]

Endoprotéza typ CMS

Tento typ implantátu představuje anatomickou závěsnou endoprotézu. Předností náhrady je křížový kloub skládající se ze závěsného prvku a otočného čepu, který spojuje prvek s femorální komponentou [9]. Díky tomuto mechanismu je zajištěna možnost komplexního pohybu. Závěsný prvek je vložen do polyetylenových pouzder, které se nechází uvnitř femorální komponenty. Následuje nasunutí vložky do kanálku připraveného v tibiálním platu a zajistí se šroubem. Vzhledem k vysoké vnitřní stabilitě se aplikuje u pacientů s velkými kostními ztrátami nebo v případě instability kolena. Lze ji také použít pro mladší nebo aktivní pacienty [9].



Obr. 6.1.9
Endoprotéza Beznoska
typ CMS [21]

6.2 VYBRANÍ ZAHRANIČNÍ VÝROBCI

6.2.1 Smith & Nephew United States

Je nejvýznamnějším světovým výrobcem kyčelních a kolenních náhrad. Jako jediná společnost zabývající se protetikami získala prestižní ocenění Materials Achievement Award za vyvinutí materiálu OXINUM®. Tato kovová slitina je složena z niobu a zirkonia, tedy dvou vysoce biokompatibilních kovů ze stejné skupiny jako titan [22]. Slitina je pokryta keramickým povlakem. Materiál je dvakrát tvrdší než běžně používaná chrom kobaltová slitina, přitom disponuje otěrovými vlastnostmi keramiky, což oproti jiným materiálům snižuje opotřebení až o 98%. V kombinaci komponent z materiálu OXINUM® s platem z vhodného polyetylénu se prodlužuje životnost implantátu až na dvojnásobek.

Genesis II

Genesis II je anatomický implantát s více než milionem aplikací po celém světě. Umožňuje rozsah pohybu až 155°. Je vhodný pro primární i revizní operace. Díky femorální komponentě s náhradou zadního zkříženého vazy dochází k výrazně menší resekci kosti než u jiných systémů.



Obr. 6.2.1
Endoprotéza Smith &
Nephew Genesis II [23]

Journey BCS

Jedná se o anatomický implantát, který díky svému tvaru téměř dokonale nahrazuje funkci zdravého kolena. Náhrada nahrazuje oba zkřížené vazy a umožňuje flexi až 155°.



Obr. 6.2.2
Endoprotéza Smith &
Nephew Journey BCS [24]

RT-PLUS

Tento model má asymetrickou femorální komponentu, vyrábí se ve více velikotech, které se dají navzájem kombinovat. Pro výrobu této náhrady se používá titanová slitina. Mezi jeho výhody patří menší resekce kostí při aplikaci a menší riziko fraktury nebo luxace.



Obr. 6.2.3
Endoprotéza Smith &
Nephew RT-PLUS [25]

6.2.2 DePuySynthes

LCS®

Tento typ náhrady byl první totální náhradou kolenního kloubu, který funguje na principu mobilního ložiska s rotujícím platem, které pomáhá výrazně snížit opotřebení polyetylénu. Standartně jsou obě komponenty vyrobeny z chrom-kobaltová slitiny. Alternativním materiálem je titan-niklová slitina. Na obou komponentách jsou prováděny povrchové úpravy. Porézní povrch zajišťuje dobrou bezcementovou fixaci náhrady na kost, čemuž napomáhá látka hydroxy-apatite, která funguje jako katalysátor při osteointegraci.



Obr. 6.2.4
Endoprotéza DePuySynthes
LCS® [26]

SIGMA® CR150

Implantát zajišťuje flexi až 150°. I při maximální flexi nedochází pouze k bodovému kontaktu komponent náhrady, ale ke kontaktu křivkovému, což zlepšuje mechanické poměry náhrady a tím i snižuje opotřebení polyetylénové vložky. Náhrada se vyrábí ve více velikostních variantách, které se dají kombinovat.



Obr. 6.2.5
Endoprotéza DePuySynthes
SIGMA® 150 [27]

SIGMA® TC3

Náhrada je určena pro revizní aplikaci s cementovou fixací. Implantát je aplikován v případech vážného poškození postranních vazů. Je vhodný pro použití také v případě rozsáhlého kostního defektu.



Obr. 6.2.6
Endoprotéza DePuySynthes
SIGMA® TC3 [28]

6.2.3 Zimmer

NextGen CR

Implantát se zaměřuje na udržení odpovídajícího tibiofemorálního kontaktu při ohybu. K tomuto jevu dochází díky speciální konstrukci komponent, např. menší výškou laterálního kondylu nebo hlubším předním výřezem, který snižuje možnost nárazu česky při maximálním ohybu. Náhrada zachovává zkřížené vazy.



Obr. 6.2.7
Endoprotéza Zimmer
NextGen CR [29]

Innex

Dle typu verze náhrady dochází k odstranění nebo zachování zkříženého zadního vazů. Obsahuje fixní nebo mobilní ložisko. Vyrábí se v cementované či necementované verzi. Používá se jako univerzální náhrady pro mnoho druhů indikací.



Obr. 6.2.8
Endoprotéza Zimmer Innex
[30]

Gender Solution

Stejně jako předchozí typ se podle varianty jedná o náhradu zachovávající zadní zkřížený vaz (CR) nebo variantu, která vaz nezachovává (CS). Implantát obsahuje asymetrické tibiální destičky *Natural Knee II*, které ideálně kryjí plató a tím zajišťují dobrou stabilitu.



Obr. 6.2.9
Endoprotéza Zimmer
Gender Solution [31]

7 VÝPOČTOVÉ POSOUZENÍ VLIVU POLOHY NOSITELKY VÝSLEDNÉ STYKOVÉ SÍLY UVOLNĚNÉHO KOLENNÍHO KLOUBU NA NAMÁHÁNÍ TIBIÁLNÍ A SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ

Cílem výpočtového posouzení polohy nositelky výsledné stykové síly na namáhání tibiální komponenty totální endoprotézy má pouze kvalitativní charakter. Určení výsledného silového působení na uvolněný kolenní kloub na úrovni výsledných stykových sil je značně problematické, protože se jedná o staticky neurčitou biomechanickou úlohu.

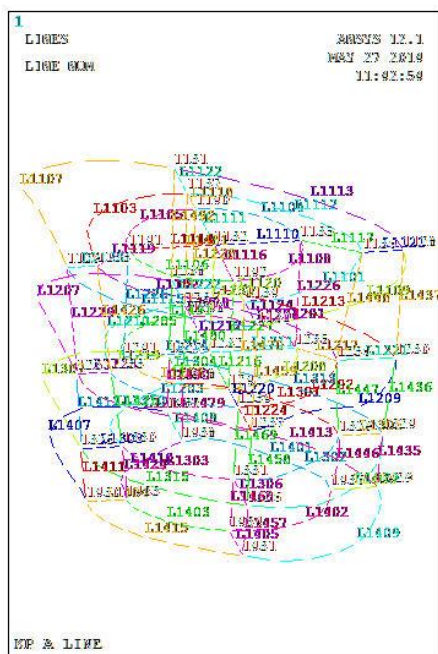
U problémů souvisejících s deformačně napěťovou analýzou se v literatuře můžeme setkat s deformačním zatěžováním. Výpočtový model kolenního kloubu zpravidla zahrnuje část stehenní a holenní kosti. Na femorálním konci modelu je zpravidla zamezeno posuvům ve všech směrech a na tibiální konci je model zatížen konstantní hodnotou posuvu ve vertikálním směru. Rozložené silové působení v místě zadaného posuvu, které získáme po výpočtovém řešení, je téměř konstantní, proto nositelka výsledné stykové síly prochází téměř těžištěm příčného průřezu v tomto místě, což neodpovídá zkušenostem z klinické praxe. Na základě zkušeností z klinické praxe je dominantně namáhaný mediální kondyl. Při testování totálních endoprotéz firma Johnson&Johnson zatěžuje 80% hodnoty zátěžné síly mediální kondyl a 20% kondyl laterální [36].

7.1 VÝPOČTOVÝ MODEL

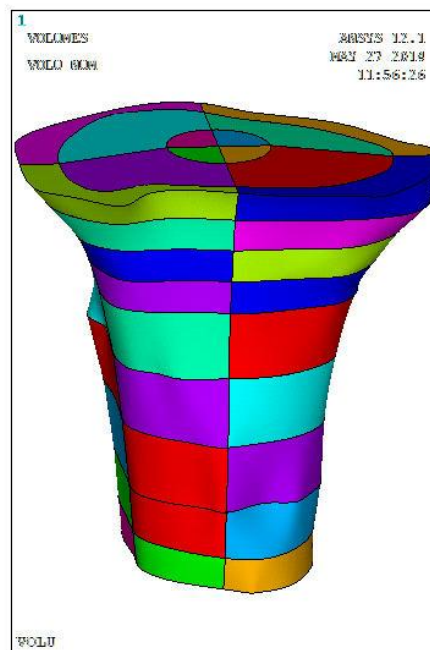
7.1.1 Model geometrie

Model geometrie kolenního kloubu byl vytvořen na základě CT řezů. Posunutí řezů v osové směru bylo 5 mm, velikost pixelu 0,38 mm. Segmentace byla provedena ručně v grafické softwaru Corel. Body charakterizující obrys příčných řezů a sílu kortikální kostní tkáně byly přeneseny do výpočtového systému Ansys a proloženy cyklickým splinem, který byl následně rozdělen na čtvrtiny a vhodně upraven. Body v osové směru byl proloženy splinem (Obr. 8.1.1.1). Z takto získaných line, byly vytvořeny plochy a objemy (Obr. 8.1.1.2).

Pokladem pro model geometrie tibiálního plata byla v klinické praxi aplikovaná tibiální plata od různých výrobců, nicméně model geometrie tibiálního plata neodpovídá konkrétnímu výrobku.



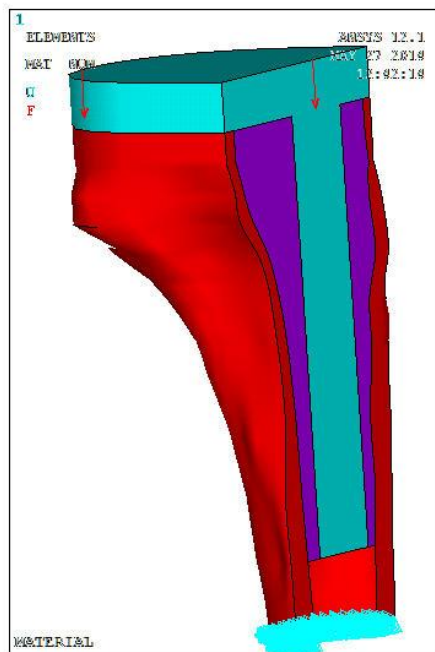
Obr. 8.1.1.1
Vytvoření key point a proložení
křivkami



Obr. 8.1.1.2
Vytvoření ploch a objemů

7.1.2 Model materiálu

Pro kostní tkáň (kortikální i spongiózní) byl použitý model homogenního, izotropního, lineárního materiálu. Hodnoty materiálových charakteristik, na základě literatury [5],[6],[38], byly stanoveny následovně. Modul pružnosti kortikální kostní tkáň $E_k = 13\,000\text{ MPa}$ a Poissonovo číslo $\mu_k = 0,3$, modul pružnosti spongiózní kostní tkáň $E_s = 500\text{ MPa}$ a Poissonovo číslo $\mu_s = 0,3$. Materiálem tibiálního plata je titanová slitina Ti-6Al-4V. Pro tuto slitinu byl také použit model homogenního, izotropního, lineárního materiálu s modulem pružnosti $E_t = 1,12 \cdot 10^5\text{ MPa}$ a Poissonovým číslem $\mu_t = 0,3$ [37] (Obr. 8.1.2.1).



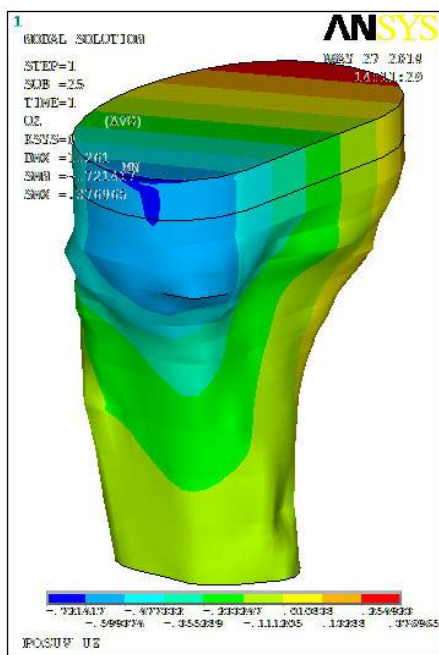
Obr. 8.1.2.1
Model materiálu, zatížení a
uložení

7.1.3 Model zatížení a uložení

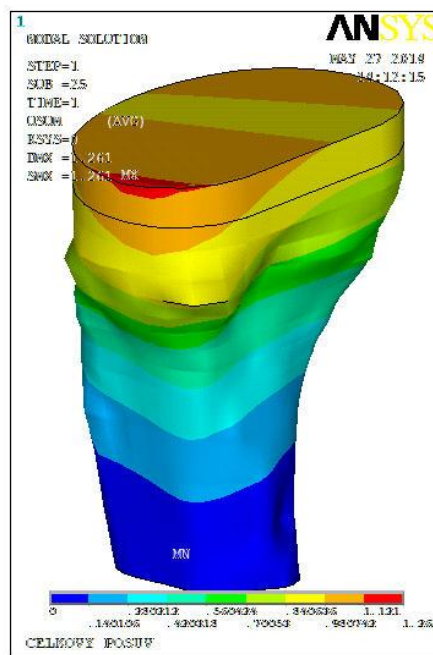
V distálních bodech tibie bylo zamezeno posuvům ve všech směrech. Tibiální plato bylo zatěžováno v prvním případě silou na mediální hraně a ve druhém v prostředku tibiálního plata (Obr. 8.1.2.1).

7.2 PREZENTACE VÝSLEDKŮ

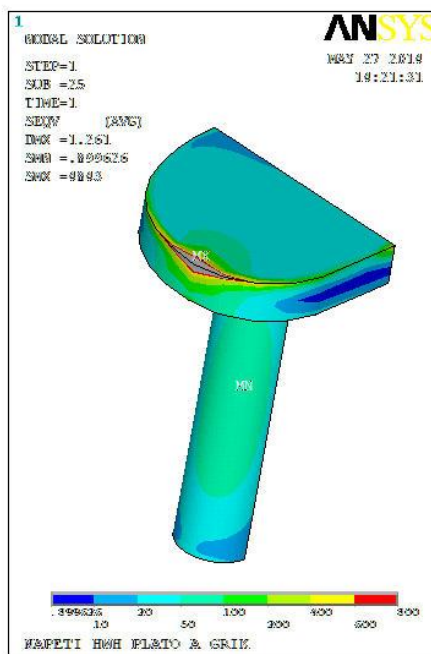
7.2.1 Síla působící na mediální hraně



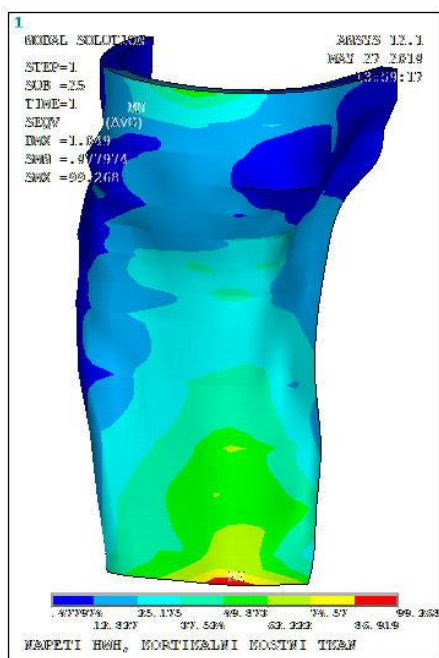
Obr. 8.2.1.1
 Posuv ve směru svislé osy U_z [mm]



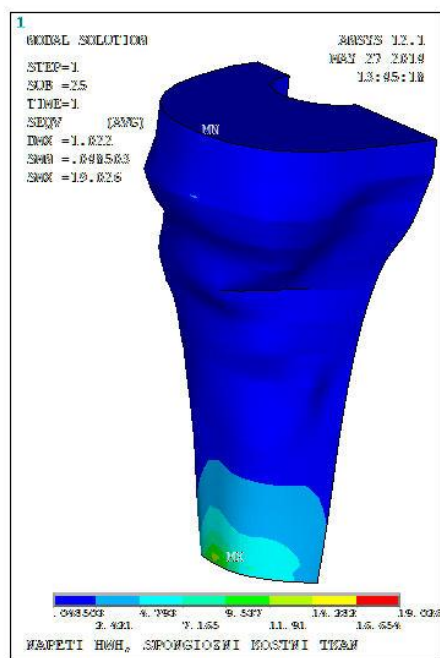
Obr. 8.2.1.2
 Celkový posuv U_{sum} [mm]



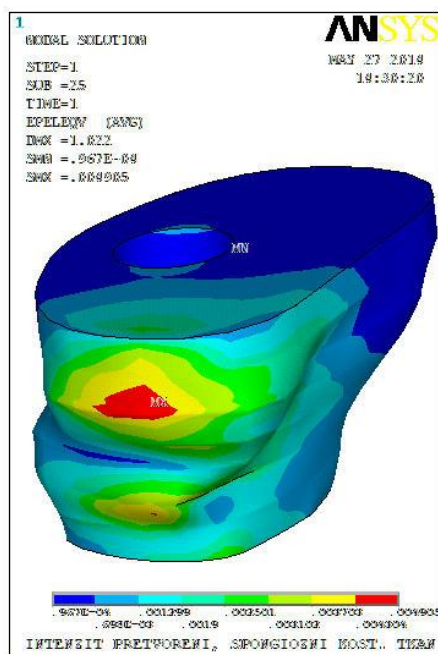
Obr. 8.2.1.3
 Redukované napětí σ_{HHM} v platu a dříku [MPa]



Obr. 8.2.1.4
 Redukované napětí σ_{HMH}
 kortikální kostní tkáň [MPa]

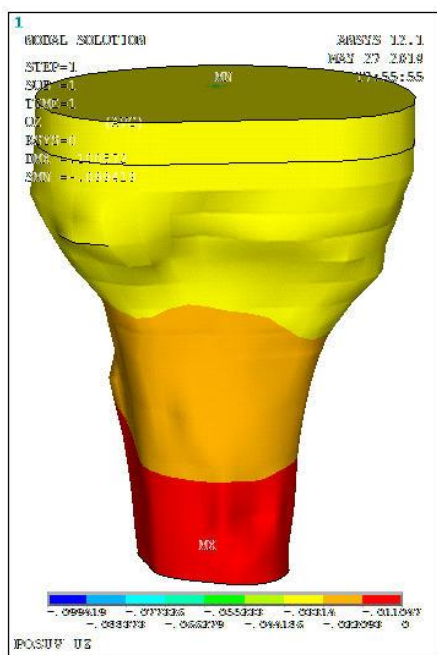


Obr. 8.2.1.5
 Redukované napětí σ_{HMH}
 spongiózní kostní tkáň [MPa]

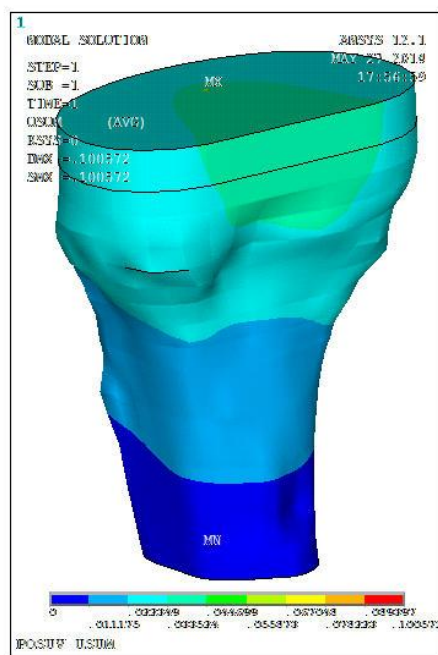


Obr. 8.2.1.6
 Intenzita přetvoření
 spongiózní kostní tkáň [-]

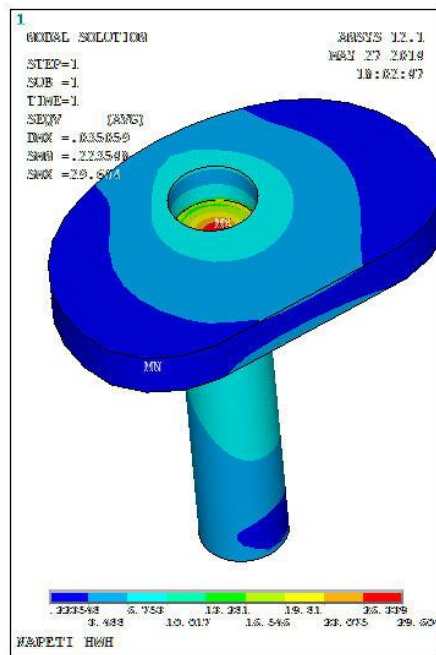
7.2.2 Síla působící uprostřed tibiálního platu



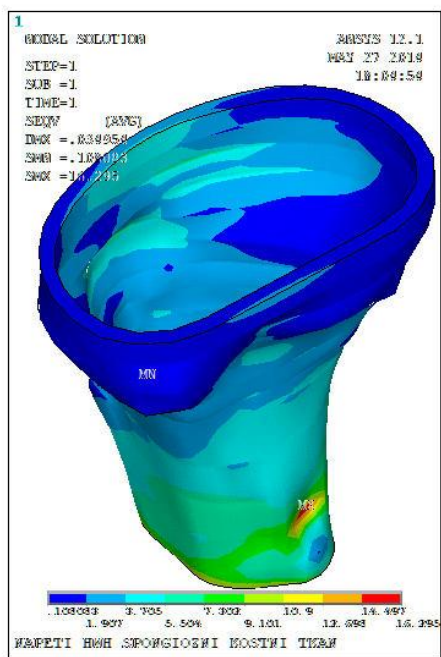
Obr. 8.2.2.1
Posuv ve směru svislé osy U_z [mm]



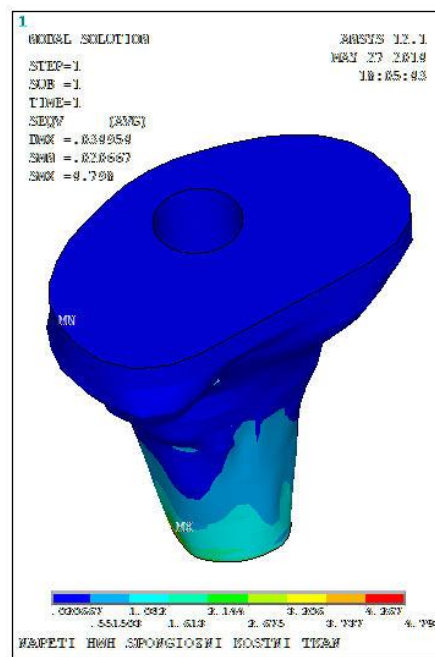
Obr. 8.2.2.2
Celkový posuv U_{sum} [mm]



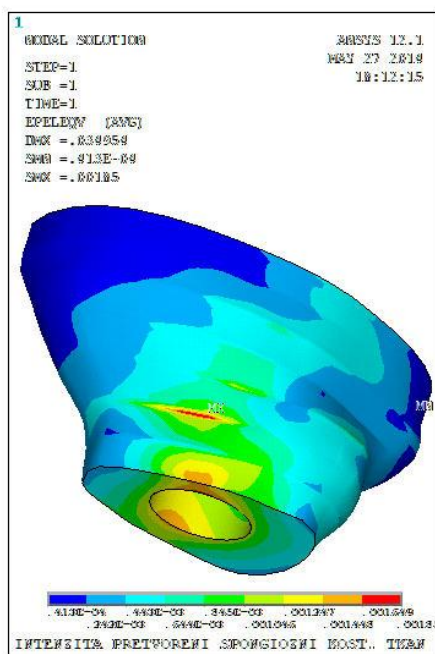
Obr. 8.2.2.3
Redukované napětí σ_{HMH} v platu a dřívku [MPa]



Obr. 8.2.2.4
 Redukované napětí σ_{HMH} ,
 kortikální kostní tkáň [MPa]



Obr. 8.2.2.5
 Redukované napětí σ_{HMH} ,
 spongiózní kostní tkáň [MPa]



Obr. 8.2.2.6
 Intenzita přetvoření spongiózní
 kostní tkáň [-]

7.3 ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Z grafického znázornění jednotlivých mechanických veličin je patrné, že hodnoty všech veličin v prvním případě, kdy síla působí na mediální hraně, jsou vyšší. V tomto případě jsou prvky řešené soustavy namáhané především kombinací ohybu a tlaku. V druhém případě, kdy síla působí uprostřed tibiálního plata, je dominantní tlakové namáhání. Z biomechanického hlediska nejdůležitější veličinou je intenzita přetvoření. Na základě Frostovy teorie, vlivu mechanického namáhání na remodelaci kostní tkáně, můžeme posoudit, zda kostní tkáň bude ubývat, fyziologicky se remodelovat nebo, zda se bude vytvářet patologická sklerotická kostní tkáň. V prvním případě, kdy zatěžovací síla působila na mediální hraně tibie, byla maximální hodnota intenzity přetvoření $7120 \cdot 10^{-6}[-]$ a v druhém případě, kdy síla působila uprostřed tibiálního plata byla maximální hodnota intenzity přetvoření $2670 \cdot 10^{-6}[-]$, přičemž hranice intenzity přetvoření mezi fyziologickou remodelací a sklerotickou kostní tkání se udává v rozmezí $(2500 - 3000) \cdot 10^{-6}[-]$.

8 ZÁVĚR

Bakalářská práce je zaměřena na vyhledání, utřídění a posouzení základních informací týkajících se historie, vývoje, konstrukcí, použitých materiálů, základních aplikací a v neposlední řadě v současnosti vyráběných totálních endoprotéz kolenního kloubu v České republice a v zahraničí. Většina údajů uvedených v předložené práci byla získána rešeršními studii, která je její součástí. Rešeršní studie byla zaměřena na všechny dostupné zdroje, včetně internetových odkazů.

Zpracované informace poskytují přehled o některých současných problémech kolenní endoprotetiky, mezi které patří aplikace totální endoprotézy kolenního kloubu mladším pacientům, při omezené životnosti náhrad. Dále selhávání totálních endoprotéz v důsledku aseptického uvolnění způsobeného otěrovými částicemi komponent endoprotéz. U starších pacientů se při aplikaci totálních endoprotéz vyskytuje řada problémů souvisejících se špatnou kvalitou kostní tkáně. Cenné informace při řešení uvedených problémů mohou poskytnout biomechanické studie uvedených problémových oblastí.

Součástí bakalářské práce je také

posouzení vlivu polohy nositelky výsledné stykové síly kolenního kloubu na namáhání tibiální a spongiózní kostní tkáně. I když výpočtové řešení deformace a napjatosti proximální tibie s tibiálním platem je provedeno na nízké kvalitativní rozlišovací úrovni, je z následné analýzy zřejmý podstatný rozdíl v maximálních hodnotách intenzity přetvoření pro krajní polohy nositelky výsledné stykové síly.

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] RYBKA, Vratislav a Pavel VAVŘÍK. *Aloplastika kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: ARCADIA s.r.o., 1993. ISBN 80-901423-9-7
- [2] KOKUBO, Tadashi. *Bioceramics and their clinical applications*. 1. vyd. Abington: Woodhead Publishing Limited, 2008. ISBN 978-1-84569-204-9.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *ANATOMIE I*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] VAVŘÍK, Pavel a Antonín SOSNA. *Endoprotéza kolenního kloubu: Průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*. 1. vyd. Praha: TRITON s.r.o., 2005. ISBN 80-7254-549-3.
- [38] VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika: celostátní vysokoškolská příručka pro vysoké školy technické, studijní obor 39-05-8 aplikovaná mechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985, 539 s.
- [5] VALENTA, Jaroslav a Svatava KONVIČKOVÁ. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, díl I*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01452-5.
- [6] VALENTA, Jaroslav a Svatava KONVIČKOVÁ. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, díl II*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1997. ISBN 80-01-01565-3
- [7] RYBKA, V. – LANDOR, I. Časopis lékařů českých: *Historie náhrad kolenního kloubu*, září 1988, roč. 127, č. 37-38, s. 1153-1159. ISSN: 0008-7335
- [8] PASTIDES, SHENOY a NATHAWANI. *Orthopaedics and Trauma: The patella in total knee replacement*, prosinec 2013, číslo 27, článek 6, s. 372-378, ISSN 1877-1327
- [9] ŘEHÁK, K. *Vývoj endoprotéz*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [10] ZDĚBLO, J. *Totální endoprotéza kolenního kloubu*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 59 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [37] LEGERSKÝ, R. *Vývoj materiálů zubních implantátů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 55 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

- [11] HAJNÝ, Petr a Václav ŠTĚDRÝ. Postgraduální medicína: Aloplastika kolenního kloubu. [online]. [cit. 2014-03-04]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/aloplastika-kolenniho-kloubu-134297>
- [12] BEZNOSKA S.R.O. *Totální náhrada kolenního kloubu - typ SVL* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/res/data/006/001002.pdf>
- [13] BEZNOSKA s.r.o. *Kloubní náhrady: Kolena - typ SVR* [online]. [cit. 2014-03-13]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/kloubni-nahrady/kolena/revizni-totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-svr.html>
- [14] LékařiOnline.CZ. *Totální endoprotéza kolene* [online]. [cit. 2014-01-23]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ortopedie/zakroky/koleno-totalni-endoproteza>
- [15] Klaudiánova Nemocnice. *Při operaci kolene pomáhá navigace* [online]. [cit. 2014-03-13]. Dostupné z: <http://www.klaudianovanemocnice.cz/oddeleni/40-gastroenterologie/69-ordinacni-hodiny.html>
- [16] Postgraduální medicína. *Počítačem asistované výkony na kolenním kloubu* [online]. [cit. 2014-03-13]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/pocitacem-asistovane-vykony-na-kolennim-kloubu-169653>
- [17] Masarykova univerzita. *Kinematická navigace v kolenní endoprotetice* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/18777/lf_d/Kinematicka_navigace_v_kolenni_endoprotetice.txt
- [18] Medin. *Ortopedie: Náhrady kolenního kloubu - Medin Modulár MM* [online]. [cit. 2014-03-06]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/medin-modular-mm-16996d/>
- [19] Medin. *Ortopedie: Náhrady kolenního kloubu - Medin Univerzál MU* [online]. [cit. 2014-03-06]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/medin-univerzal-mu-16997d/>
- [20] BEZNOSKA s.r.o. *Kloubní náhrady: Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/kloubni-nahrady/kolena/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-svl-rp.html>
- [21] BEZNOSKA s.r.o. *Kloubní náhrady: Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/kloubni-nahrady/kolena/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-cms.html>
- [22] AURA MEDICAL S.R.O. *Co to je OXINUM?* [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/download/oxinium.pdf>

- [23] AURA MEDICAL S.R.O. *Orthopedie traumatologie: Aoplastiky - koleno* [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/pdf/Genesis%20II%20Total%20Knee%20System%20CZ.pdf>
- [24] AURA MEDICAL S.R.O. *Orthopedie traumatologie* [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://www.aura-group.cz/pdf/Journey%20BCS%20Bi-Cruciate%20Stabilized%20Knee%20System%20CZ.pdf>
- [25] AURA Medical s.r.o. *Aoplastiky - koleno* [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: http://www.aura-group.cz/ortho_aloplastiky_koleno.html
- [26] DePuySynthes. *Healthcare professionals: Primary knees* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: http://www.depuy.com/uk/healthcare-professionals/product-details/lcs?s=search_1395779581661053&i=1&consulta=t&specialty=254&category=0&focus=0&family=0&keyword=&company=247
- [27] DePuySynthes. *Healthcare professionals: Primary knees* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: http://www.depuy.com/uk/healthcare-professionals/product-details/sigma-cr150?s=search_1395781473849622&i=7&consulta=t&keyword=&company=247&specialty=254&category=0&focus=0&family=0&sorting=title&sorting_type=asc&ajax=0&page=2&per_page=5
- [28] Medical EXPO. *Three-compartment revision knee prosthesis - PFC® Sigma® - Depuy Synthes* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: <http://www.medicalexpo.com/prod/depuy-synthes/three-compartment-revision-knee-prostheses-79814-498680.html>
- [29] Zimmer. *Pevná kolenní náhrada NexGen® CR - Flex* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/cs-CZ/hcp/knee/product/nexgen-cr-flex-fixed-bearing-knee.jspx>
- [30] Zimmer. *Systém totální kolenní náhrady Innex®* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/cs-CZ/hcp/knee/product/innex-total-knee-system.jspx>
- [31] Zimmer. *Ohýbací mechanismus Gender Solutions® Natural Knee®* [online]. [cit. 2014-03-25]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/cs-CZ/hcp/knee/product/nk-flex-gender.jspx>
- [32] Prof. MUDr. Pavel Dungl DrSc. *Kniha: Ortopedie* [online]. [cit. 2014-02-24]. Dostupné z: <http://www.dungl.estranky.cz/clanky/kniha.html>

[33] PROSPON. *Onkologické implantáty* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z:http://www.prospon.cz/download/ONKO_Web.pdf

[34] BEZNOSKA s.r.o. *Kloubní náhrady: Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/SVS* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z:<http://www.beznoska.cz/kloubni-nahrady/kolena/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-svl-svs.html>

[35] *Intranet.Euro.MISE.cz* [online]. [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&n>

[36] DEPUY. *P.F.C.® Sigma Knee System: Technical Monograph*. 2000.

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

CT	počítačová tomografie
E_k	modul pružnosti kortikální kosti [MPa]
E_s	modul pružnosti spongiózní kosti [MPa]
E_t	modul pružnosti titanové slitiny Ti-6Al-4V [MPa]
μ_k	Poissonovo číslo pro kortikální kost
μ_s	Poissonovo číslo pro spongiózní kost
μ_t	Poissonovo číslo pro titanovou slitinu Ti-6Al-4V
U_z	Posuv ve směru svislé osy [mm]
U_{sum}	Celkový posuv [mm]
σ_{HMH}	Redukované napětí dle podmínky HMH [MPa]