



**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

# TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KOLENNÍHO KLOUBU

TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**JAKUB ZDĚBLO**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.**

BRNO 2011

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky  
Akademický rok: 2010/11

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jakub Zděbło

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:

### **Totální endoprotéza kolenního kloubu**

v anglickém jazyce:

### **Total knee arthroplasty**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem bakalářské práce je provést rešeršní studii a na jejím základě vytvořit přehled vývoje totální endoprotézy kolenního kloubu, z hlediska typů a použitých materiálů. Součástí bakalářské práce bude řešení dílčího biomechanického problému totální endoprotéza kolenního kloubu.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Historie TEP kolenního kloubu.
3. Přehled druhů TEP a používaných materiálů pro jejich výrobu.
4. Posouzení namáhání dřívku tibiální komponenty při úbytku kostní tkáně.



Seznam odborné literatury:

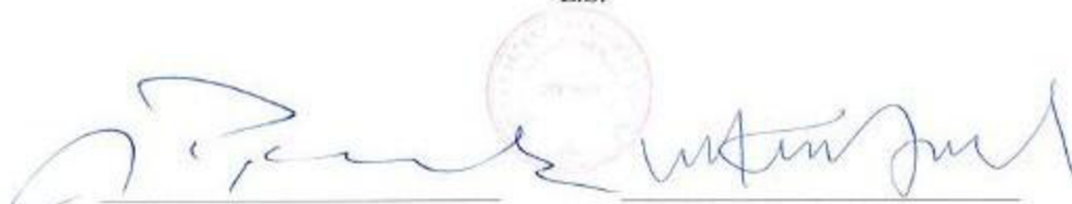
- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Rybka V., Landor I.: Historie náhrad kolenního kloubu. Čas.Lék.čes., 1988, 127: 37-38
- [5] Rybka V., Vavřík P., Landor I., Valenta J., Valešová M., Trnavský K.: Zkušenosti s kondylární náhradou kolenního kloubu Walter-Motorlet. Čas.Lék.čes., 1988, 127: 37-38
- [6] Rybka V., Vavřík P.: Alopastika kolenního kloubu. Praha, Arcadia, 1993

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2010/11.

V Brně, dne 2.11.2010

L.S.



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan

### ***Abstrakt***

Bakalářská práce se zabývá problematikou totální endoprotézy kolenního kloubu. Popisuje historický vývoj z hlediska konstrukčních typů a materiálů používaných k výrobě. Charakterizuje jednotlivé materiály se zaměřením na mechanické vlastnosti. V práci je provedena deformačně napěťová analýza metodou konečných prvků s použitím softwaru ANSYS v rámci vyšetření příčin selhání TEP.

### ***Klíčová slova***

Endoprotéza, kolenní kloub, napěťová analýza, keramická náhrada

### ***Abstract***

The Bachelor thesis deals with total knee arthroplasty. Describes the historical development from the view of the structural types and materials used in manufacturing. It characterizes various materials, focusing on mechanical properties. The thesis involves strain - stress analysis by finite element method using ANSYS software in the examination of the causes of knee joint replacement failure.

### ***Key words***

Endoprosthesis, knee joint, stress analysis, ceramic replacement

### ***Bibliografická citace***

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.

### **Čestné prohlášení**

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

V Brně dne 25. 5. 2011

.....  
Zděblo Jakub

## **Poděkování**

Děkuji panu Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za příkladné vedení bakalářské práce, cenné připomínky, rady a seznámení s programovým systémem ANSYS.



**Obsah**

1	Úvod .....	9
2	Popis problémové situace .....	10
3	Cíl bakalářské práce .....	11
4	Rešerše dostupné literatury .....	12
5	Anatomické a biomechanické poznámky .....	16
5.1	Základní označení rovin těla .....	16
5.2	Základní označení směrů .....	16
5.3	Základní označení charakterizující pohyb jednotlivých struktur .....	18
5.4	Anatomie kolenního kloubu .....	18
5.5	Biomechanika kolenního kloubu .....	19
6	Vývoj endoprotézy kolenního kloubu .....	21
6.1	Historie .....	21
6.2	Rozdělení náhrad kolenního kloubu .....	31
7	Materiály používané k výrobě endoprotézy kolenního kloubu .....	34
7.1	Kovové materiály .....	35
7.1.1	Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo .....	36
7.1.2	Kobaltové slitiny .....	37
7.1.3	Slitiny na bázi titanu .....	38
7.2	Nekovové materiály .....	40
7.2.1	Keramické materiály .....	40
7.2.2	Plasty .....	42
8	Posouzení namáhání dřívku tibiální komponenty při úbytku kostní tkáně .....	45
8.1	Seznámení s případem fraktury dřívku tibiální komponenty .....	45
8.2	Příčiny porušení dřívku .....	46
8.3	Výpočet .....	47
8.4	Numerické modelové řešení problému .....	48
8.4.1	Model geometrie a materiálu .....	48
8.4.2	Konečnoprvkový model .....	49
8.4.3	Model zatížení a okrajové podmínky .....	50
8.4.4	Výsledky řešení .....	50
9	Závěr .....	55
10	Použitá literatura .....	56

11 Seznam použitých zkratek a symbolů ..... 59



## 1 Úvod

Pohyb je jednou ze samozřejmých součástí našich životů. Bohužel v průběhu našeho bytí se téměř vždy setkáváme s jeho omezením či komplikacemi. Lidské tělo se skládá z částí, které podléhají degenerativním procesům, ať už vlivem stárnutí, onemocnění nebo opotřebením. Na tyto procesy může mít vliv řada faktorů, které je mohou urychlit či zpomalit. Mnoho lidí je však nebere na vědomí nebo jim nepřikládá na důležitosti.

K nejvíce namáhaným částem a tudíž i často náchylným k opotřebením patří bezesporu kloubní spojení. Nejenom že zajišťují pohyb většinou ve všech třech směrech, ale přenášejí silové působení, musí být schopny tlumit a snášet dynamické rázy vyvolané například prostou chůzí ze schodů nebo během. Pravděpodobně nejvytíženějším kloubem z hlediska výše uvedených faktorů je kloub kolenní. Koleno je každým dnem vystavováno namáhání, které mnohdy překračuje hodnoty odpovídající tíze lidského těla [1]. Nemluvě o aktivním způsobu života či dlouhodobém provozování sportovní činnosti. Faktorů, které vytvářejí nepříznivé podmínky nebo nadměrné silové zatížení je celá řada. Může se například jednat o obezitu, pracovní činnost, která působí dlouhotrvající nadměrnou zátěž, anebo pohyb, jež nutí vychýlení kloubu k mezním pozicím. Ze stejných důvodů může mít negativní účinek i sportovní aktivita. Existují sportovní odvětví, kde dochází k extrémním podmínkám z hlediska namáhání na pohybový aparát jako takový. Samozřejmě degenerativní procesy nemusí být spojeny jen s nepřiměřeným zatěžováním, ale rovněž kloubní onemocnění zapříčiňující například změnu struktury, ztenčení a tím rozpad kloubní chrupavky, která významným způsobem ovlivňuje funkci kloubů v lidském těle. Následky degenerace kolenního kloubu jsou velmi nepříjemné. Jsou spojené se značnou bolestí při pohybu, v dalších stádiích následují i bolesti klidové. Komplikace zahrnující bolestivost, vedou ke snaze omezení aktivního pohybu, dále pak nutností používání podpůrných prostředků jako jsou hole či berle. Což přináší značné omezení v „normálních“ každodenních situacích a činnostech. Možnost omezení pracovní schopnosti a narušení celkové společensko-kulturní aktivity sebou jistě nese i potíže psychického charakteru.

Pokud selžou všechny konzervativní metody léčení, je nutno přikročit k aloplastice – nahrazení kloubních ploch cizím materiálem. Aloplastika kolenního kloubu je v dnešní době na velmi vysoké úrovni, jak z hlediska technologie používaných materiálů a konstrukce, tak z hlediska dlouholetých zkušeností. Vývoj kolenních protéz má za sebou více než 130 letou historii a proto se jedná o řešení velmi spolehlivé a efektivní, které nabízí navrácení bezbolestného pohybu na více než 10 let. Také kritéria vhodnosti implantace nejsou nijak výrazně omezena. Jednotlivé konstrukční typy dokáží pokrýt různá stadia poškození či nestability kolena. I přes slibné výsledky a poměrně vysoké procento přežití kolenních náhrad, je stále mnoho prostoru pro další vývoj.

## **2 Popis problémové situace**

Problematika alopasty kolenního kloubu je komplexní záležitostí, která spojuje několik vědních oborů. Řešení problémů s nahrazováním kloubních spojení kolenního kloubu vyžaduje znalosti z oblasti medicíny, jako je anatomie lidského těla, reakce materiálu na živou tkáň a operační techniku. Dále pak znalostí z technických odvětví. Je potřeba využívat poznatků z oblasti materiálového inženýrství, které jsou základním předpokladem k volbě správného materiálu a jeho následného chování v proměnlivých podmínkách, s tím související technologie výroby jednotlivých materiálů a způsobu jejich zpracování. Zásadní význam má samotná konstrukce komponent, která musí být volena s ohledem na kinematické a mechanické poměry v kolenním kloubu. Proces vývoje endoprotéz se samozřejmě neobejde bez série komplexních testů, které ověřují funkčnost a životnost náhrady.

Lidské tělo a lidské klouby prošly vývojem miliónů let, za tuto dobu se přizpůsobovaly lidskému pohybu a všem externím i vnitřním vlivům. Kolenní kloub je nejsložitějším kloubním spojením lidského těla [20]. Jedná se o téměř dokonalé ústrojí, které umožňuje pohyb a je schopno přenášet zatížení po většinu lidského života. I přes značný technologický pokrok ve všech výše zmíněných odvětvích je stále nemožné dohnat evoluci a nahradit kloub kolenní endoprotézou, která by dosahovala shodné kvality, zejména pokud se jedná o životnost.

### **3 Cíl bakalářské práce**

Cílem bakalářské práce je provést rešeršní studii a na jejím základě vytvořit přehled vývoje totální endoprotézy kolenního kloubu, z hlediska typů a použitých materiálů. Součástí bakalářské práce bude řešení dílčího biomechanického problému totální endoprotézy kolenního kloubu pro různé stupně modelování.

## 4 Rešerše dostupné literatury

Autoři: BEZNOSKA, S. – ČECH, O. – LÖBL, K.

Umělé náhrady lidských kloubů, Biomechanické, materiálové a technologické aspekty [1]

Kniha s názvem Umělé lidské klouby, Biomechanické, materiálové a technologické aspekty [1], která podrobně rozebírá všechny náhrady velkých lidských kloubů, především z hlediska technického. Popisuje problematiku biomechaniky kloubních sektorů, problematiku používaných materiálů z hlediska typů, chemického složení, výroby, mechanických vlastností, vzájemné reakce mezi implantátem a tkání. Dále se soustřeďuje na tribologické aspekty a faktory mající vliv na životnost kloubní náhrad. Jedná se také o publikaci komplexně mapující historii kloubních náhrad.

Autoři: RYBKA, V. – LANDOR, I.

Historie náhrad kolenního kloubu [2]

Článek zabývající se podrobnou historií náhrad kolenního kloubu. Z hlediska historického vývoje uvádí jednotlivé typy kolenních endoprotéz, jejich charakteristické rysy, výhody a nevýhody indikace, významné autory, kteří se podíleli na jejich vzniku. Příčiny technologického a konstrukčního vývoje spojené s řešením problému biomechanických aspektů kolenního kloubu. V neposlední řadě přináší ucelené rozdělení kolenních náhrad a materiály používané k jejich výrobě.

Autoři: PAVLANSKÝ, R. – SLAVÍK, M.

*K otázce aloplastiky kolenního kloubu [3]*

Autoři sdělují první zkušenosti s aloplastikou kolenního kloubu na našem území. Konkrétně model závěsného typu podle Shierse. Hodnotí výsledky operativních výkonů u pěti pacientů. U prvních dvou operace končí neúspěchem, zbylí 3 nemocní po opuštění kliniky vykazují dobré pohybové schopnosti bez pocitu bolesti. Stati shrnující výsledky těchto zkušeností, předchází uvedení do problematiky aloplastiky kolena, nastínění historického vývoje a především srovnání Sheirsova modelu s dalšími typy závěsných endoprotéz z hlediska konstrukce a vhodnosti aplikace, např. modelu GUEPAR nebo náhrady podle Walldiuse.

Autoři: DUNGL, P. – PAVLANSKÝ, R. – PODŠKUBKA, A.

*Naše zkušenosti s aloplastikou kolenního kloubu [4]*

Text se zaměřuje komplexně na problematiku náhrad kolenního kloubu. V úvodu se věnuje historickým a biomechanickým poznatkům této oblasti. Hlavním těžištěm je zejména v rozdělení náhrad kolena, zohledňující konstrukční řešení, používané materiály a základní podmínky k aplikaci jednotlivých skupin. Autoři přináší následující rozdělení: 1. závěsné, 2. kondylární, 3. fyziologické závěsné. Dále publikují přehledný soubor výsledků operací u 6 pacientů.

Autoři: BOZDĚCH, Z. – STRYHAL, J.

*První zkušenosti s totálními protézami kolena [5]*

Autoři článku rozebírají rozdíly mezi aloplastikami kloubu kyčelního a kloubu kolenního z hlediska rozdílnosti anatomické a biomechanické skladby. Uvádějí přehled ve světě nejčastěji používaných typů kolenních náhrad a jejich výhody či nevýhody k aplikaci různých charakterů a míry deformit kolena. Přináší poznatky a zkušenosti s různými typy kolenních náhrad, které byly zavedeny 34 pacientům na Brněnské klinice od roku 1974.

Autoři: RYBKA, V. – VAVŘÍK, P.

*Zkušenosti s anatomickou totální náhradou kolenního kloubu podle Townley [6]*

Článek přináší podrobnou charakteristiku náhrady podle Townley. Rozebírá konstrukční řešení z hlediska tvarů komponent, materiálů použitých k výrobě a rozdělení do velikostních skupin. Dále uvádí vhodnosti použití implantátu v závislosti na druhu poškození nebo nemoci kolena a způsob operační techniky. Zmiňuje jednotlivé pooperační cvičení zajišťující dobrou rehabilitační péči. Autoři v textu rozebírají a hodnotí soubor 21 nemocným, kterým byl zaveden zmíněný model náhrady. Ve svém hodnocení zohledňují následující faktory ovlivňující především pohybovou samostatnost: bolestivost, celkový rozsah pohybu, chůze po rovině, výstup do schodů a stabilitu kloubu.

Autor: SHIERS, L.P.G.

*Arthroplasty of the Knee, Preliminary Report of a New Method*

Autor ve své zprávě sděluje nový přístup k aloplastice kolenního kloubu, který představuje završení pětileté práce návrhu a výroby modelu endoprotézy. Předmětem sdělení je především popis samotné endoprotézy z hlediska typu konstrukce a použitého materiálu, technika operace a zhodnocení dvou pacientů, kteří podstoupili operativní výkon zavedení implantátu, po uplynutí více než roku. Autor také zmiňuje krátkou historii aloplastiky.

Autoři: GOODFELLOW, J.W. – KERSHAW, C.J. – D'A BENSON, M.K. – O'CONNOR, J.J.

*The Oxford Knee for Unicompartmental Osteoarthritis [7]*

Autoři článku popisují konstrukci a princip tzv. meniskového kolena. Dále vhodný operační postup při implantaci. Hlavním účelem textu je vyhodnocení výsledků operací u prvních 103 pacientů, kterým byla zavedena unikondylární endoprotéza uvedeného typu. 96% pacientů, u kterých nedošlo záhy ke komplikacím, bylo zbaveno bolesti. Ke zlepšení stability došlo téměř u všech operovaných.

Autoři: VALEŠOVÁ, M. – TRNAVSKÝ, K. – RYBKA, P. – VAVŘÍK, K. – LANDOR, I.

*Anatomická náhrada kolenního kloubu Motorlet u nemocných s revmatickými chorobami [8]*

Obsahem článku je nastínění příčin vzniku první anatomické náhrady v ČSSR. Dále je uvedeno podrobné vyhodnocení u 25 nemocných, při níž bylo použito náhrady Motorlet. K posouzení výsledků bylo použito jednotného dotazníku, který byl vypracován v rámci projektu Evropské ligy proti revmatismu (EULAR) a Evropské revmatochirurgické společnosti (ERASS). Data byly sesbírány na základě předoperačního i pooperačního vyšetření.

Autoři: DENK, F. – VAVŘÍK, P. – RYBKA, V.

*Konstrukce, výroba a vývoj kondylární náhrady kolenního kloubu „Motorlet“ [9]*

Text charakterizuje výrobce kolenní náhrady Walter-Motorlet. Dále přináší podrobný rozbor jednotlivých částí endoprotézy. Zaměřuje se na konstrukční rysy všech složek a porovnává je s konkurenčními náhradami vyrobenými v zahraničí. Neopomíjí ani technologické postupy, které byly použity k výrobě implantátu. Článek také přináší metody aplikované při testování a kontrole výrobku, mezi které patří ověření mechanických vlastností a sterility. Autoři uvádějí, že parametry dosažené testováním jsou srovnatelné a v některých parametrech dokonce převyšují špičkové zahraniční endoprotézy.

Autoři: VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – TOMAIDES, J. – POPELKA, S.

*Střednědobé výsledky u náhrad kolenního kloubu Medin Modular [17]*

Článek krátce představuje historii vývoje, konstrukční řešení, použité materiály endoprotézy kolenního kloubu Medin Modular. Především je zaměřen na podrobné vyhodnocení střednědobých výsledků u pacientů, kterým byl tento typ náhrady implantován mezi lety 1999 – 2003. Zhodnocení proběhlo v roce 2008 a soubor zahrnoval 206 zavedených implantátů u 196 nemocných. K vyhodnocení byl použit mezinárodně platný dotazník a vytvořena křivka přežití podle Kaplana-Meiera pro všechny sledované implantáty a také pro implantáty, u nichž se vyskytlo uvolnění pouze z aseptických příčin.

Autoři: VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – DENK, F.

*Klinické zhodnocení použití keramické femorální komponenty v konstrukci náhrady kolenního kloubu* [13]

Autoři článku přináší nastínění problematiky vzniku polyetylenového otěru, který vzniká vzájemným třením kontaktních ploch jednotlivých komponent endoprotézy kolenního kloubu. Dále uvádějí, že jedním z řešení, které vede ke zmenšení množství produktů tření, je použití keramických materiálů k výrobě femorální komponenty. Hlavním obsahem článku je vyhodnocení klinických zkoušek totální endoprotézy kolenního kloubu konstrukčně shodného s modelem Medin Modular, jehož femorální komponenta je vyrobena z keramického materiálu. Zhodnocený soubor zahrnoval 20 implantátů, použit byl standardní dotazník a vytvořena křivka přežití, která byla srovnána s životností endoprotézy Medin Modular s femorální komponentou vyrobenou z kobaltové slitiny.

[27] Autoři: FARRAR, M.J. – NEWMAN, R.J. – MAWHINNEY, R.R.

*Computed Tomography Scan Scout Film for Measurement of Femoral Axis in Knee Replacement*, [27]

Text se zabývá srovnáním metod měření úhlu stehenní kosti, který se provádí při plánování aplikace endoprotézy kolene a je jedním z faktorů ovlivňující ideální odstranění kosti a tím životnosti implantátu. Uvádí dva způsoby měření, jedním z nich je měření pomocí rentgenových snímků, které však podle autorů kvůli svým velkým rozměrům dosahují špatné kvality, navíc jsou spojeny s vysokou radiační zátěží pro pacienta. Druhým způsobem je využití technologie CT, díky níž jsou pořízené snímky zaznamenány v digitální kvalitě a pacient je vystaven radiaci v nižší míře. Autoři taktéž srovnávají ekonomické aspekty. Metoda za použití CT technologie má vyšší režijní náklady ale je úspornější z hlediska materiálu a pracovníků.

Autoři: NECHTNEBL, L. – MOSTER, R. – TOMÁŠ, T.

*Navigovaná unikompartmentální náhrada kolenního kloubu* [22]

Článek předkládá problematiku unikompartmentální kolenního kloubu, uvádí její výhody a nevýhody v porovnání s endoprotézou nahrazující oba kompartmenty. Dále se zaměřuje na indikaci tohoto typu implantátu, rozděluje a popisuje základní navigační techniky používané při operacích nahrazování kolenních kloubů. Předmětem článku je především vyhodnocení 20 unikompartmentálních kolenních náhrad za použití kinematické navigace, které byly implantovány dvaceti pacientům.

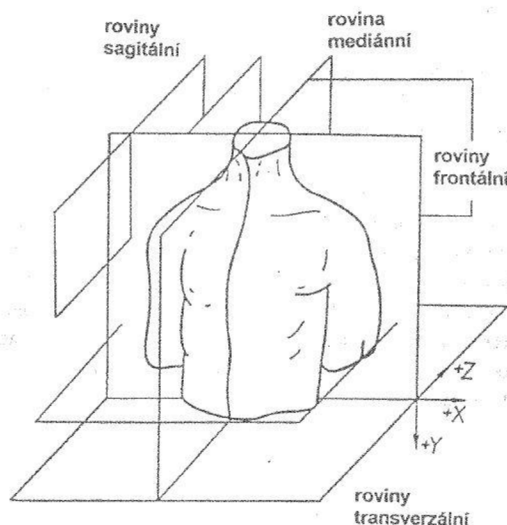


## 5 Anatomické a biomechanické poznámky

V anatomii slouží pro orientaci v prostoru a popisu jednotlivých částí termíny vycházející se základního postavení těla. Základní polohou těla je vzpřímený stoj s horními končetinami spuštěnými podél těla s dlaněmi obrácenými dopředu [15].

### 5.1 Základní označení rovin těla

Rovina **mediánní** půlí tělo na dvě zrcadlové poloviny, je svíslá a jde zepředu dozadu. Všechny ostatní roviny s touto rovinou rovnoběžné se označují jako **sagitální**. Roviny **frontální** jsou svíslé a kolmé na rovinu mediánní a roviny sagitální. Horizontální roviny, probíhající tělem napříč se nazývají roviny **transversální** a jsou kolmé na roviny mediánní, sagitální i frontální [15].



Obr. 5.1 Základní roviny [15]

### 5.2 Základní označení směrů

Na trupu se používá následujících směrů:

**kraniální** – směrem k hlavě, **kaudální** – směrem k dolnímu konci těla, **superior** – horní, **inferior** – dolní, **posterior** – zadní, **anterior** – přední, **dorzální** – zadní, **ventrální** – přední, **mediální** – vnitřní (blíže střední rovině), **laterální** – vnější (ležící dále od mediánní roviny), **dexter** – pravý, **sinister** – levý, **superficiální** – povrchový, **profundus** – hluboký [15].

Označení směrů na končetinách:

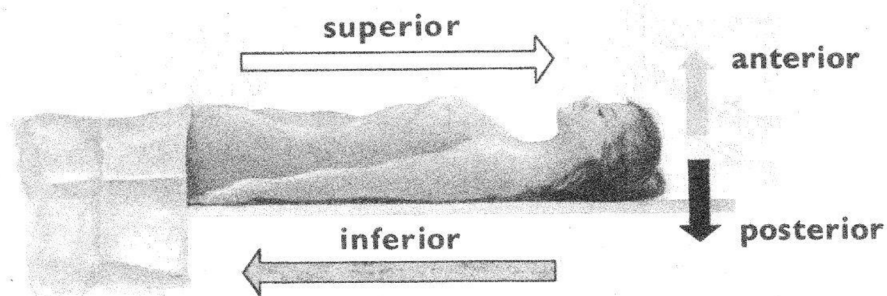
**proximální** – blíže k trupu, **distální** – vzdálenější od trupu (směrem k volnému konci končetiny), **superior** – horní, **inferior** – dolní [15].

Na předloktí se užívá těchto směrů:

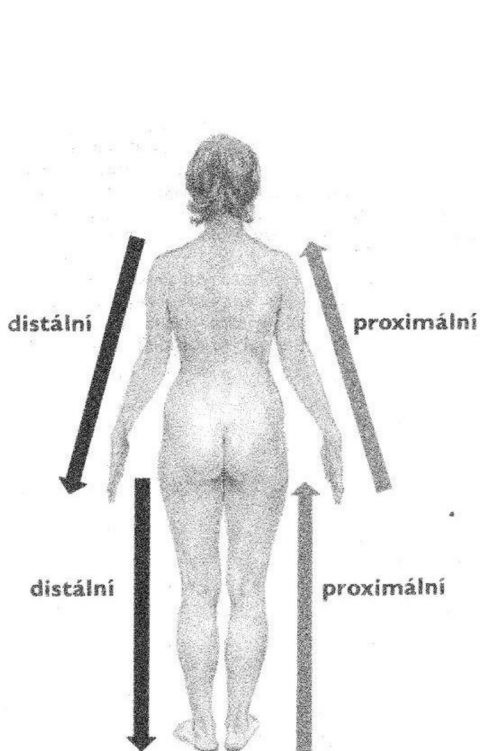
**ulnární** – vnitřní (blíže ke kosti loketní), **radiální** – vnější (blíže ke kosti vřetení), **palmární** – dlaňový (směrem do dlaně), **dorzální** – hřbetní (směrem do hřbetu ruky) [15].

Na bérce a noze:

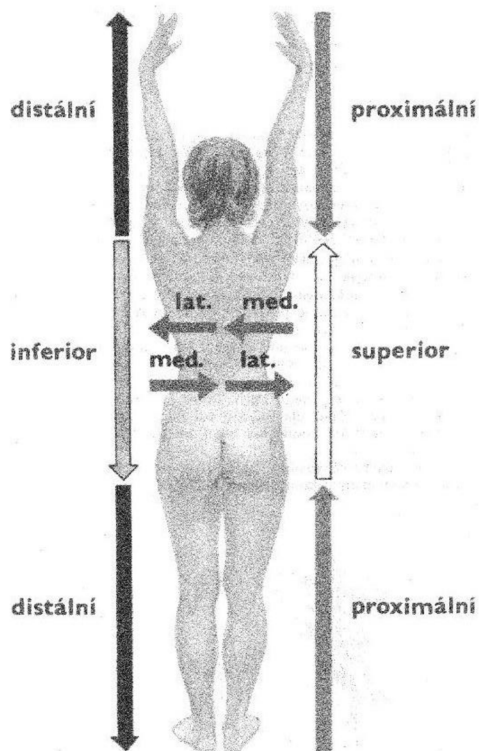
**tibiální** – vnitřní (blíže ke kosti holení), **fibulární** – vnější (blíže ke kosti lýtkové), **plantární** – chodidlový (směrem k plošce nohy) [15].



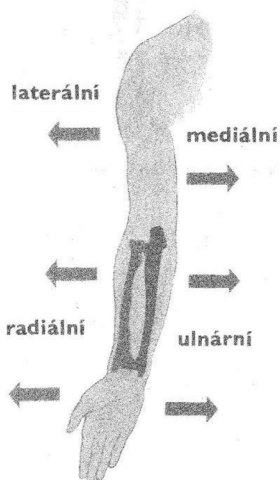
Obr. 5.2 Označení směru těla v jiné poloze než stojí [19]



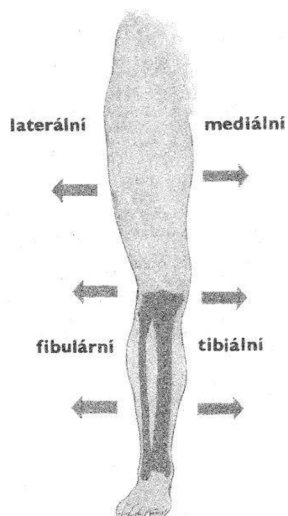
Obr. 5.3 Označení směrů na končetinách [19]



Obr. 5.4 Označení hlavních směrů těla [19]



Obr. 5.6 označení směrů na horní končetině [19]



Obr. 5.5 označení směrů na dolní končetině [19]

### 5.3 Základní označení charakterizující pohyb jednotlivých struktur

*Flexe* – ohnutí, ohýbání (zmenšování úhlu kloubu, který se mění ze základní anatomické polohy), *extenze* – vzrůst úhlu kloubu (pohyb směřující zpět k základní anatomické poloze těla napřímením), *hyperextenze* – extenze za fyziologickou hranici, *addukce* – přitažení (pohyb k mediální rovině těla), *abdukce* – odtažení (pohyb od mediální roviny těla), *rotace* – otáčivý pohyb kolem podélné osy [15].

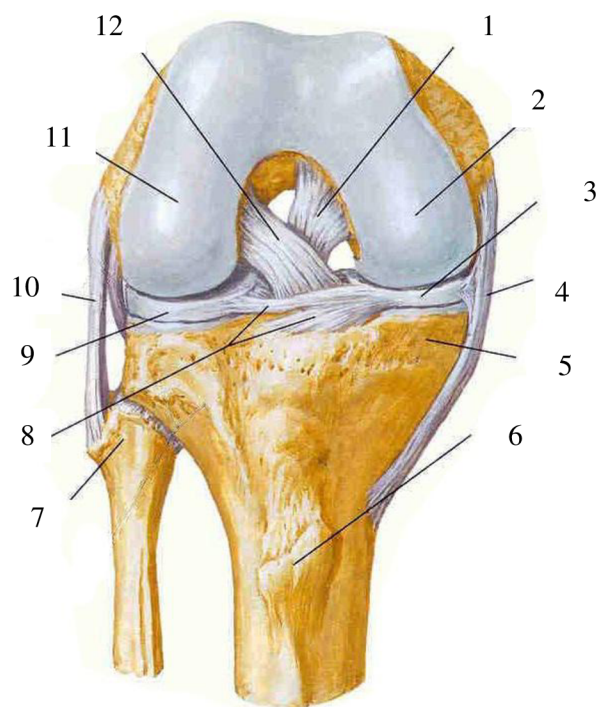
### 5.4 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub se řadí mezi tzv. velké kloubní aparáty lidského těla. Z hlediska anatomického se jedná o kloub nejsložitější. Je složen z řady prvků plnících svou specifickou funkci. Je tvořen artikulací třech kostí femuru, tibie a pately dále se na jeho stavbě podílí kloubní pouzdro, menisky, vazy a svaly [20].

Tvar styčných kloubních ploch je jedním z faktorů rozhodujícím o kinematice a stabilitě celého kloubu. Z pohledu předního jsou kondyly femuru oblé, při bočním pohledu se jejich zakřivení směrem dozadu zvětšuje. Zakřivení neodpovídá plochám tibie, neboť je větší a proto významná část stykové plochy je tvořena s menisky [20].

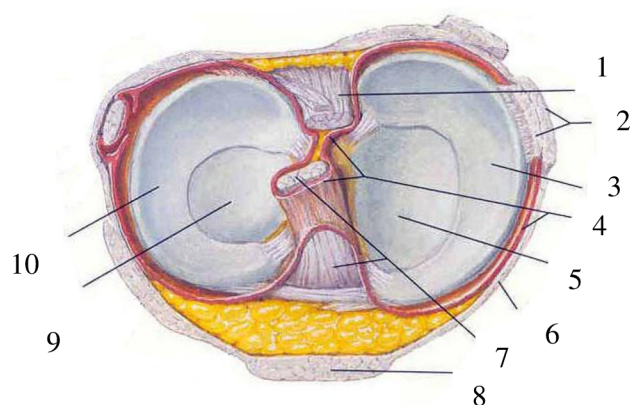
Menisky se rovněž podílejí na stabilitě kloubů, plní funkci lubrikační a jsou schopny tlumit rázy. Menisky jsou tvořeny vazivovou chrupavkou, mají srpovitý tvar, který se při pohybu mění zvětšením zakřivení. Na vnějším obvodu jsou vyšší a upnuty ke kloubnímu pouzdru, na obvodu vnitřním jsou pak velmi tenké. Liší se velikostí, mediální meniskus je větší než laterální [19] [20].

Největší měrou ovlivňující stabilitu kolena a tím jeho dobrou funkčnost jsou tzv. stabilizátory, které můžeme rozdělit na pasivní a aktivní. Mezi pasivní patří výše zmíněné menisky a především vazy. Nejvýznamnějšími jsou vazy postranní, které stabilizují koleno ve směru laterálním a mediálním a vazy zkřížené. Přední zkřížený vaz primárně stabilizuje posuv, rotaci a hyperextenzi tibie. Zadní zkřížený vaz je stabilizátorem posunu tibie ve směru dorzálním. Aktivními stabilizátory jsou kolem kloubní svaly a jejich úpony [20].



- 1 zadní zkřížený vaz
- 2 laterální kondyl femuru
- 3 mediální meniskus
- 4 vnitřní postranní vaz
- 5 mediální kondyl tibie
- 6 tibie (kost holení)
- 7 fibula (kost lýtková)
- 8 příčný vaz genu
- 9 laterální meniskus
- 10 zevní postranní vaz
- 11 laterální kondyl
- 12 přední zkřížený vaz

Obr. 5.7 Pravé koleno – pohled zepředu [35]



- 1 přední zkřížený vaz
- 2 vnitřní postranní vaz
- 3 mediální meniskus
- 4 synoviální membrána
- 5 kloubní plocha tibie (mediální)
- 6 kloubní pouzdro
- 7 zadní zkřížený vaz
- 8 patelární vaz
- 9 kloubní plocha tibie (laterální)
- 10 laterální meniskus

Obr. 5.8 Pohled shora [35]

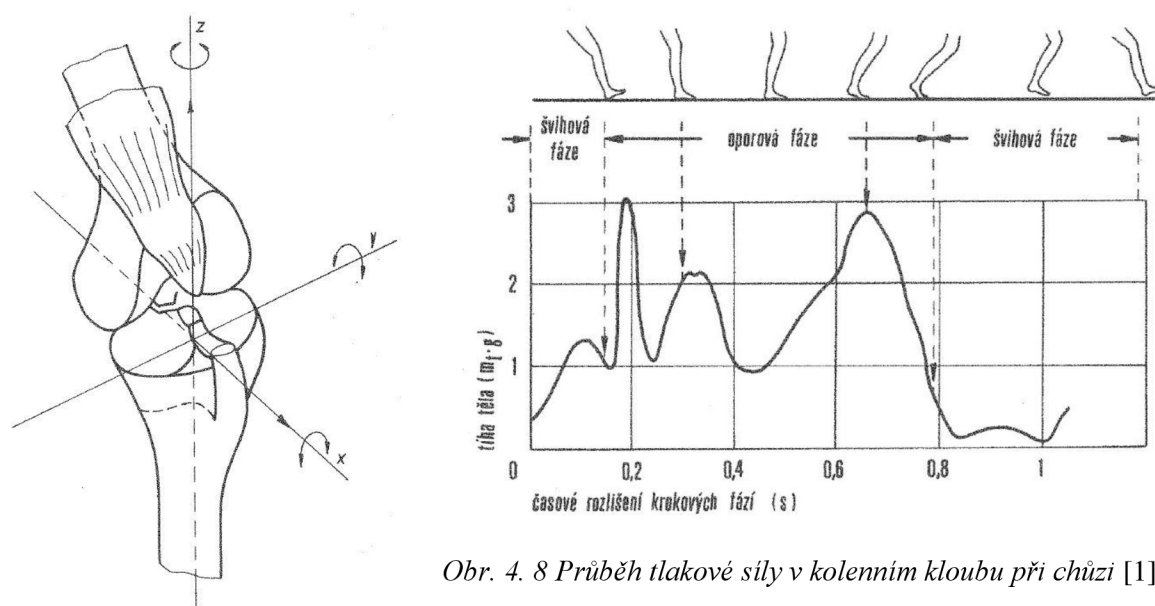
## 5.5 Biomechanika kolenního kloubu

Co se týká hlediska biomechanického, kolenní kloub zastává nejsložitější funkci ze všech lidských kloubů. Díky zakřivení kondylů femuru, nesouměrné geometrie laterální a mediální části a funkci stabilizátorů má kloub kolenní celkem pět ze šesti stupňů volnosti. Jsou jimi tři v rotaci a dva stupně volnosti v posunu. Rotační pohyb je uskutečňován podél

osy  $y$  při ohybu kolena. Rozdílný tvar kondylů je příčinou rotačního pohybu kolem osy  $z$ , ke kterému dochází před dokončením ohnutí. Velmi malá rotace je uskutečňována kolem osy  $x$ . Posuvný pohyb je během ohýbání realizován podél os  $x$  a  $y$ . Stavba kolenního kloubu umožňuje ohnutí až  $160^\circ$ . Během pohybu se kondyly femuru odvalují a zároveň kloužou po ploškách kondylů tibiálních, příčinu této kombinace pohybu můžeme opět hledat ve specifickém zakřivení kondylů femuru, jejichž střed otáčení se v závislosti na úhlu ohnutí mění [1].

Ze statického hlediska je mediální část kolenního kloubu zatěžována více než část laterální. Z pokusů při stožení na jedné noze a s použitím olovnice spuštěné z těžiště vyplývá, že silová výslednice tíhy lidského těla prochází mediální částí [21].

U kloubních spojení dolních končetin hraje významnou roli dynamické zatěžování, které při dlouhodobém cyklickém působení může vést ke komplikacím spojených s opotřebením kloubních ploch. Chůze patří mezi nejběžnější příklady dynamického namáhání kloubů. Bylo publikováno mnoho studií k této problematice, k významným patří zkoumání průběhu tlakové síly v kolenním kloubu v závislosti na oporové fázi kroku [1].



Obr. 4. 8 Průběh tlakové síly v kolenním kloubu při chůzi [1]

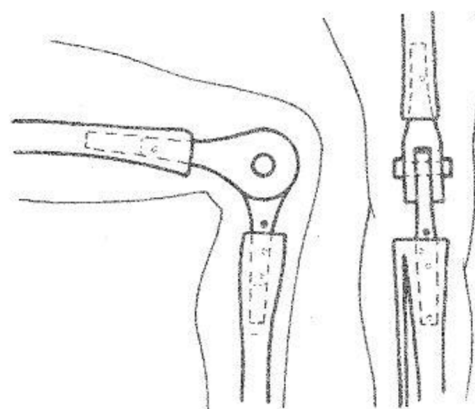
Obr. 4. 8 Schéma možných pohybů kolenního kloubu [1]

## 6 Vývoj endoprotézy kolenního kloubu

### 6.1 Historie

První snahy nahrazování lidských kloubů sahají do 2. poloviny 19. století. Tyto pokusy byly však jen dílčími experimenty, které zatím nevedly k velkému rozvoji aloplastiky. V literatuře můžeme nalézt, že první snahou o nahrazení části kolenního kloubu, byla resekční artroplastika provedena Fergussonem v roce 1861. Po tomto výkonu bylo koleno pohyblivé, ne však stabilní [2].

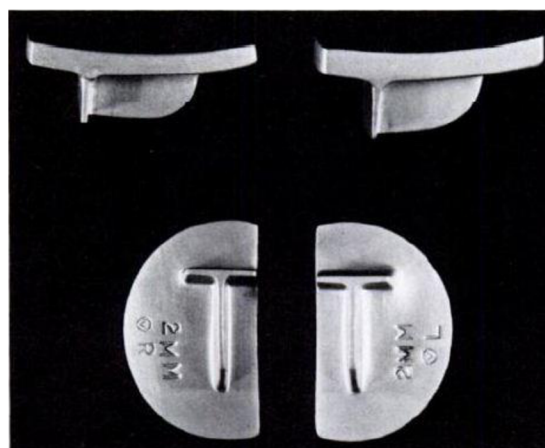
Vůbec prvním pokusem o totální endoprotézu kolena v pravém slova smyslu, byla Gluckova náhrada, kterou zavedl roku 1890 v Berlíně. Jednalo se o první kompletní nahrazení kolenního aparátu a velkého lidského kloubu vůbec. Kolenní kloub, jež byl zničen tuberkulózním zánětem, byl nahrazen protézou tzv. závěsného typu. Byla zhotovena ze slonové kosti, do femuru a kosti bérčové byla fixována pemzou, sádrou, kalafunou a poniklovanými hřebíky. Spojení obou kloubních komponent zajišťoval čepový spoj [1].



Obr. 6.1 Gluckova endoprotéza vyrobená ze slonové kosti, zavedena 1890 [1]

Tento způsob nahrazení byl na nějakou dobu opomenut a vývoj se upínal k interpoziční plastice. Tu poprvé v historii provedl Verneuil, k pokrytí resekovaných kloubních ploch použil kloubní pouzdro. Další autoři, kteří se zbyvali metodou interpoziční plastiky byli Putti roku 1921 a Albee 1928, materiálem použitým k nahrazení kloubních ploch byl tuk a povázka. Zaváděli se i jiné materiály například celofán či nylon. Interpoziční plastiky však nedosahovaly tak uspokojivých výsledků aby mohly nahradit původní chirurgický výkon, jímž byla artrodéza kolenního kloubu [2].

Roku 1938 je zavedena hemiplastika kolenního kloubu, kterou provedli Boyd a Campbell a která byla vymodelována z vitalia (Co-Cr-Mo) kolem kondylů femurů. Tato plastika dosahovala úspěšnosti až 41%. Jiným typem hemiartroplastiky byla Mc Intoshova vitaliová destička. Tvořena dvěma kontaktními povrchy různící se tvarem a drsností. Hladký konkávní povrch je přivrácen do kloubu, vrubovaný slouží ke kontaktu s resekovanou



Obr. 6.2 hemiartroplastika s dřikem ve tvaru T – Mc Keever [26]



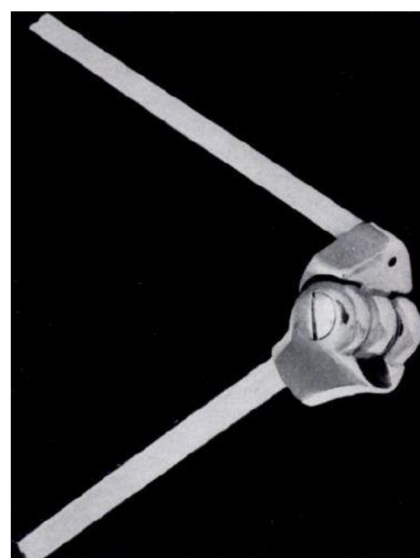
kostí. Stabilita kolene je závislá pouze na velikosti tření mezi povrchem opatřeným vruby a resekční plochou kosti. Proto se někteří autoři snažili dosáhnout vyšší stability modifikací destičky, která spočívala ve vytvoření dřívku ve tvaru T, ten byl zapuštěn do subchondrální kosti tibie. Autorem byl např. Mc Keever. V roce 1957 vychází publikace, která zkoumá výsledky operací uskutečněných v letech 1941 až 1953, za použití této modifikované destičky. Bilance je 896 výkonů s úspěšností 40% [2]. Indikací zmíněných hemiplastik byla především těžká deformita styčných ploch bércové kosti kolenního kloubu zapříčiněna posttraumatickými změnami. Podmínkou použití této endoprotézy byl dobrý stav částí kondylů femuru zejména chrupavky. Aplikace kostního cementu nebyla zapotřebí [3].

Teprve v roce 1947 vývoj navázal na Gluckovu endoprotézu závěsného typu. Jeho následovníky byli Robert a Jean Judetové spolu Rigaltem a Crepinem. Kolenní náhradu vyrobili z akrylové pryskyřice, ale záhy po implantaci musela být náhrada extrahována v důsledku nekrózy kůže a do chirurgické praxe zavedena nebyla [1] [4].

Významným autorem, který se zabýval závěsným typem endoprotézy byl Walldius, jehož typy byly dále modifikovány dalšími autory. Důležitými modifikacemi se staly např. modely podle Shierse, 1953, Mc kee a Younga [2]. Roku 1952 implantoval profesor Seedhomen závěsnou náhradu kolenního kloubu, vyrobenou z dentakrylátového polymeru. Pro závěsný čep, který byl k bércové kosti přichycen pomocí korozivzdorných ocelových destiček, bylo použito materiálu z nylonu. Obě části náhrady femorální i tibiální byly ke kosti připevněny ocelovými dlahami a šrouby.

Dalším autorem je Jackson Brown, který voperoval roku 1952 upravenou verzi Seedhomena především z hlediska materiálového. Endoprotéza byla celokovová, zhotovena ze slitiny Vitalia. K fixaci byly použity destičky a šrouby vyrobeny z totožného materiálu. O šest let později v roce 1958 použil Brown podobný typ náhrady kolenního kloubu, který po jeho modifikaci kostním cementem, jež byl později zaveden do praxe a sloužil jako prostředek k fixaci, se stal známým jako typ endoprotézy podle Stanmora [1].

V stejném roce také Walldius přichází se svým konstrukčním řešením celokovové náhrady. Dokonce roku 1954 vydává Shierse publikaci zabývající se zkušenostmi s totální náhradou závěsného typu vyrobenou ze slitiny Co-Cr-Mo [4]. Tento typ hodnotí článek prvních zkušeností s náhradami kolene v tehdejší Československé socialistické republice z roku 1973. Bylo implantováno pět náhrad kolene s drobnou změnou operačního přístupu resekce kosti oproti postupu dle Shierse s použitím kostního cementu. První dva pokusy z těchto pěti případů dopadly neúspěchem. Příčinou neúspěchu byl špatný stav obou pacientů, kteří odmítli ztuzení kolena a nátlakem přiměli ne příliš zkušené lékaře k tomuto výkonu. Po operaci se rány obou pacientů zahojily a v prvních týdnech se jevil průběh rehabilitace jako dobrý, ale v rozmezí



Obr. 6.3 Shiersova závěsná endoprotéza kolenního kloubu [23]



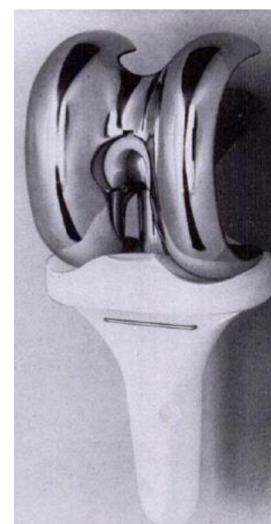
třetího a čtvrtého týdne se objevil rozsáhlý infekční a následná bolest v oblasti spodní části dříku umístěném v tibií. Implantáty byly odstraněny i s veškerým cementem a infekce byla poměrně dobře zvládnuta.

Zbylé tři případy dopadly úspěšně, k aplikaci náhrady vedla těžká bolestivá gonartróza a valgozitní nebo varozitní deformita. Pacienti byli z kliniky propuštěni během 32. – 42. dne po operaci bez pocitů bolesti a schopností chůze bez opěrných pomůcek. Operativní metoda byla shodná s případy, které vedly k neúspěchu s výjimkou použití minima kostního cementu [3].

Je třeba zmínit totální náhradu kolene, kterou vyvinula skupina francouzských ortopedů pod názvem G.U.E.P.A.R. Jedná se o model podobný Shiersovu návrhu, ovšem menších rozměrů a tím dovolující odstranění kosti v menším rozsahu. Dále obsahuje silastikovou zarážku umístěnou na femorální části komponenty, která tlumí doraz při ohnutí kolene. Osa pohybu je umístěna více dozadu, za osu tibiie i femuru, což ho řadí blíže k fyziologickému pohybu než typ podle Shierse nebo Walldiuse [3][4]. Model GUEPAR se stal mezi závěsnými protézami velmi významným a byl implantován i na našich klinikách. Procento uvolnění dosahovalo 10% [5].

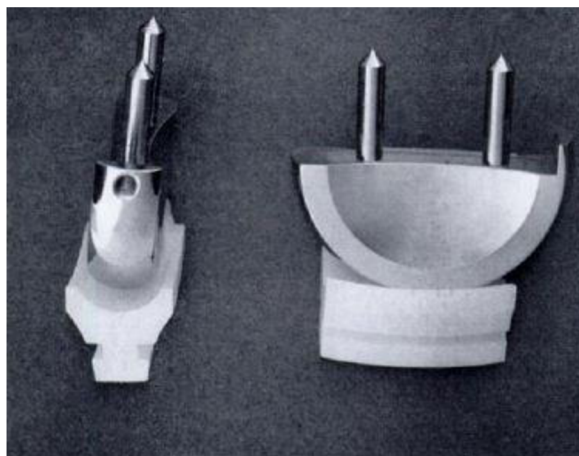
Závěsné endoprotézy zaznamenaly úspěch jen u pacientů s ne příliš aktivním způsobem života. Neboť čepové spojení neumožňovalo jiný pohyb kloubu než v rovině sagitální, pouze extenzi a flexi. Na rozdíl od přirozeného kolenního kloubu, pro který je charakteristický pohyb ve třech rovinách. Tyto důvody byly příčinou častého uvolnění a selhání implantátu. Proto se někteří autoři snaží vyhnout zmíněným komplikacím. Výsledkem je endoprotéza tzv. stísňeného typu. Jedná se o modifikovaný závěsný model, jehož principem je stísnění v polohách plné extenze a extenzí blízkých. Díky konstrukci stykových částí, které se přibližují fyziologickému kloubu, umožňuje při flexi úplnou volnost rotace a dukce. Navíc je zajištěna poměrně dobrá stabilita, co se týče varozity nebo valgozity, díky často používanému kulovitému čepu, jenž je volně zasunut do žlábků mezi kondylů femuru. Mezi stísňené typy kolenních náhrad patří sférocentrický model zavedený Matthewsem a Kauferem v roce 1973 a totální endoprotéza podle Attenborougha, jejíž stabilitu zaručoval pístový čep vybíhající z části femorální do válcového vybrání dříku bérce komponenty [2][4][5].

Zcela novou éru ve vývoji totální endoprotézy započal v roce 1968 Gunston, když se jako první pokusil vydat jiným směrem, než bylo doposud chirurgické praxi běžné a zavedl bezzávěsový polycentrický model náhrady kolenního kloubu [1]. Jehož typickým rysem byla možnost polycentrického pohybu ve všech třech rovinách a zachování zkřížených a postranních vazů, dovolující minimální resekci kosti [2]. Stýkající se povrchy, vzájemně nespojených komponent jsou cylindrického tvaru.



Obr. 6.4  
sférocentrická  
náhrada podle  
Attenborougha [24]

Tento směr se ve vývoji kolenních náhrad dočkal významného rozmachu začátkem 70. let. Důležitým faktorem bylo dosažení vysoké úspěšnosti náhrad kloubu kyčelního a tím ověření mnoha důležitých poznatků zejména z hlediska materiálového. Jedním z nich je zavedení kostního cementu, který zaručuje kvalitní a dlouhodobé spojení mezi implantátem a kostí, navíc je schopen plnit nároky, které jsou kladeny na jeho mechanické vlastnosti. Dále osvědčení vysokomolekulárního polyetylénu, trvanlivé oceli, chromkobaltové a titanové slitiny jako materiálů, které se vyznačují dobrou snášenlivostí s organismem lidského těla. Samozřejmě vývoj prvních modelů bezzávěsných endoprotéz byl v samotném počátku, což přinášelo jisté komplikace. Velkou nevýhodou představovaly malé kontaktní plochy, které se stávaly působištěm velké tlakové koncentrace.



Obr. 6.5 První bezzávěsný model – Gunston [25]

Od roku 1970 byla do praxe zavedena náhrada s válcovým povrchem, kterou vyvinuli autoři Freeman a Swanson [2]. Zkušenosti s tímto typem protézy částečně hodnotí článek z roku 1980, kde na Brněnské 1. ortopedické klinice fakultní nemocnice s poliklinikou, bylo od roku 1977 aplikováno 37 totálních endoprotéz, z nichž 11 tvořil Freeman – Swansonův model. Hodnocení provedených operací je velmi pozitivní, pouze u jedné náhrady došlo k uvolnění (Freeman Swanson). Důvodem byla pravděpodobně chybná indikace, neboť koleno jevílo známky značné nestability. Autoři však vyjadřují jistou zdrženlivost z důvodu krátké doby pozorování [5].

Dalšími autory byli Coventry, Riely a Finerman, jejich poměrně známá náhrada pod názvem „Geomedic“ byla používána od roku 1971. Základem tvaru femorální komponenty byla geometrická schematizace fyziologického kolena. Kvůli zlepšení stability byl ponechán zadní zkřížený vaz. Nevýhodou byla absence náhrady patelofemorálního kloubu[2][4].

Další skupinu totálních endoprotéz spojují především prvky související se snahou dosáhnout imitace tvaru kondylů lidského kloubu za použití velmi tenkých a kompaktních komponent. Femorální části náhrad jsou zhotovovány z kovových materiálů jako nerezavějící ocel, slitina na bázi Co-Cr-Mo a slitina titanu. Komponenta nahrazující bércovou část je z vysokomolekulárního polyetylénu (UHMWPE), vyznačující se vysokou hustotou. Díky konstrukci je umožněn plný rozsah pohybu. Nutností k zavedení implantátu a jeho bezproblémová funkce je plné zachování kolaterálních a zkřížených vazů. Snahou je zachování plochy přirozeného kolena v co největší možné míře. Operativní výkon nevyžaduje velkou resekci kosti, a proto lze v případě neúspěchu bez větších problémů zavést náhradu závěsného typu nebo artrodézu. Potřeba kostního cementu je minimální, což má příznivý vliv na interakci s organismem a tím na životnost protézy. Významným představitelem této skupiny náhrad se stal model vyvinutý v polovině 70. let Insallem, Scottem Ranawatem.

Následný vývoj se ubíral směrem přiblížení se anatomickému tvaru kolena, zejména femorální části komponent. Snahou autorů je zmenšování poloměru zakřivení kondylárních ploch ve směru dorzálním. Tyto protézy můžeme zařadit do skupiny anatomických kondylárních náhrad. Současně je modifikována i část bérková. V roce 1974 je zavedeno tzv. tibiální plato, jehož autory jsou Insall, Ranawat a Anglietti. Roku 1978 tito autoři umisťují vitaliový nosník pod standardní plato ke zlepšení silových poměrů proximální části tibie. Dále je nosník opatřen výřezem, díky němuž je možné zachovat zadní zkřížený vaz, který je důležitým činitelem při pohybu po schodech [2].

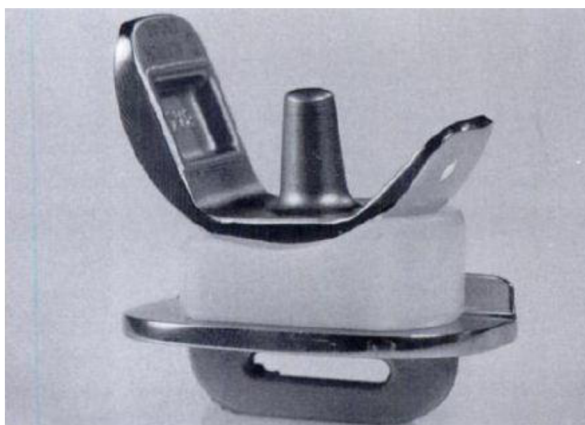
Často zaváděným modelem patřící mezi totální anatomické endoprotézy byl typ podle Townley od firmy DUPUY [2]. Díky konstrukci obou komponent není potřebné odstranění kosti ve velkém rozsahu a použití kostního cementu je taktéž malé. Náhrada se skládá z femorální komponenty vyráběné ze slitiny Co-Cr-Mo a části tibiální tvořící anatomické plato. Femorální komponenta obsahuje ve své centrální části výřez, který poskytuje možnost ponechat zkřížené vazy. Na přední části je vyhloubení umožňující spojení s patelou. Plocha dosedající na kost je vybavena žlábkou, z důvodu snadnějšího spojení kostním cementem. Femorální část se vyrábí ve třech velikostech a třech variantách (levá, pravá, univerzální). Komponenta tibiální vyráběná z polyetylenu má podkovitý tvar a je opatřena výřezem pro zkřížený vaz. Její stykové plochy jsou opatřeny vyhloubením kopírující zakřivení kondylů femorální komponenty. Plato se vyrábí o dvou různých tloušťkách 8 a 11mm, třech velikostech odpovídající velikosti femorálních složek.

Model podle Townley byl používaným typem i v ČSSR. Svě zkušenosti a hodnocení provedených operací a jejich výsledků shrnují autoři z I. ortopedické kliniky v Praze. Od roku 1979 byla provedena aplikace této anatomické náhrady kolenního kloubu u 21 pacientů. U 13 z nich proběhlo zhodnocení výsledků s odstupem 12 – 38 měsíců od operace, průměrně 21 měsíců. Jednalo se o 11 žen a dva muže v průměrném věku 60 let. Hodnotily se tyto aspekty: bolestivost, celkový rozsah pohybu, schopnost chůze po rovině, výstup do schodů a stabilita kolena. Všechny 13 nemocných uvádělo trvalou klidovou bolest, kterou pociťovali před výkonem. Po operaci uvedli občasnou mírnou bolest související s námahou 3 pacienti, u zbylých deseti se bolest neprojevila. Poměrně výrazné změny k lepšímu bylo zaznamenáno u chůze. Před operací se dokázali 2 pacienti pohybovat chůzí pouze doma, většina zvládla chůzi maximálně do 500 metrů a 1000 metrů nebyl chopen dosáhnout žádný z nemocných. Po operaci nečinilo nikomu problém ujít chůzí 500 metrů. Výsledky hodnocení výstupu do schodů jsou ještě lepší. Schopnost používání schodů byla před výkonem pouze u 7 pacientů s velkými obtížemi. U většiny do maximálního počtu 25 schodů. Po aplikaci náhrady byli všichni pacienti schopni chůze do schodů. Nestabilita endoprotézy nebyla zaznamenána [6].

Je potřeba zmínit kondylární náhradu firmy Hownmedica, která se stala používanou v mnoha klinikách. Většina anatomických endoprotéz kolenního kloubu, jak bylo uvedeno na příkladu modelu Townley, využívá tři eventuálně čtyř velikostních skupin. U všech skupin rozlišujeme variantu umožňující zachování zkřížených vazů a variantu totální u níž jsou vazy odstraněny. U většiny modelů se setkáváme s možností nahrazení patelofemorálního kloubu. Existují dvě možnosti nahrazení. První hemiatroplastické krytí femorální části, druhou možností je totální implantát v kombinaci s kondylárním, který využívá anatomického provedení shodného s fyziologickou plochou pately anebo forma neanatomická tzv. „buttom type“.

V roce 1983 přichází Walker s kinematickou kondylární náhradou modifikovanou dlouhými dříky, které jsou součástí obou komponent endoprotézy. Důvodem jsou případné neúspěchy spojené s uvolněním nebo s opotřebením implantátů a následné reoperace, kde muselo dojít k větším kostním ztrátám.

Postupně se začínají do praxe zavádět náhrady, které nepotřebují k své fixaci kostního cementu. Konstrukčně se nijak neodlišují od implantátů cementovaných. Většina modelů umožňuje použít variantu bez anebo s kostním cementem podle potřeb a charakteru operace. K nejvýznamnějším patří endoprotéza Freeman-Samuelsonova, k fixaci využívá šroubovité dříky vyrobené z polyetylenu. Za náhradu čistě necementovanou můžeme považovat model navržený Kennou a Hungerfordem. Na stykových plochách, přivrácených ke kosti je opatřen porézním povrchem, který zajišťuje kostní vrůst a tím jeho fixaci. Porézní povrch obsahuje i protéza navržená autory Cameronem a Laskinem, v roce 1984, jejíž komponenty mají navíc i dříky z polyetylenu. Známostou koncepcí aloplastiky kolenního kloubu je meniskové koleno tzv. „Oxford Knee“ profesora Goodfellowa [2]. Může být použito jak pro bikompartmentání tak pro aloplastiku unikompartmentání. Femorální kovová komponenta, vyráběna v jedné velikosti má sférický artikulační povrch o průměru 24mm. Komponenta tibiální je dostupná v pěti velikostech mající plochý povrch stýkající se s kostí, její součástí je malý dřík. Na tuto část je volně posazena polyetylenová vložka nahrazující meniskus, která má konkávní tvar odpovídající femorální komponentě [7].



Obr. 6.6 Meniskové koleno (Oxford Knee) [7]

I na našem vzniká velmi úspěšný model anatomické totální náhrady kolenního kloubu. Od roku 1979 byl v tehdejší ČSSR často aplikovaným implantátem typ Townley ale komplikace s dovozem a zejména velké finanční náklady byly podnětem k zahájení vývinu implantátu československé konstrukce. Národní podnik Motorlet zabývající se technologií pohonných jednotek ve spolupráci s I. ortopedickou klinikou FVL UK vyrobil anatomickou kolenní náhradu pod značkou Walter-Motorlet [8].

Konstrukce byla inspirována řadou úspěšných zahraničních implantátů. Byly vyhodnoceny dostupné poznatky a zkušenosti z hlediska biomechaniky, fixace v lidském těle, postupu operace a pooperačního vývoje implantátu. Náhrada je tvořena femorální a tibiální komponentou. Povrchy femorální části jsou dvojího typu, povrch určen k fixaci a povrch kontaktní. Plocha kontaktní, která nahrazuje kondyly je anatomického tvaru, snažící se kopírovat fyziologické koleno v co největším možném rozsahu a tím zajistit mechanické a kinematické poměry. Zásadní vliv na dobrou stabilitu celé endoprotézy má plocha fixační, proto je tvořena výstupky dvojí velikosti. Malé výstupky zajišťují funkci lepšího spojení kostního cementu a implantátu. Velké výstupky, které obsahují také výstupky malé, jsou zasazeny do kosti z důvodu zlepšení odolnosti vnějších sil zejména rotaci. Tibiální složka je tvořena dvěma konstantními radiusy. Originálního řešení se dostalo plochy určené k fixaci. Tato plocha obsahuje reliéf skládající se ze soustavy jehlanovitých výstupků, které jsou navíc



doplněny o dvě rybinové drážky. Zmíněná koncepce zajišťuje rovnoměrnější rozložení hmotnosti a celkové zlepšení z hlediska fixace kostním cementem. K dispozici je i totální varianta tibiální komponenty, která umožňuje náhradu zkřížených vazů a je oproti variantě standardní opatřena dřikem ve tvaru I. Použité materiály se nijak neliší od modelů zahraničních výrobců. Tibiální kontaktní plochy obou variant jsou vyráběny z vysokomolekulárního polyetylénu a na složku femorální byla použita kobaltová slitina Co-Cr-Mo [9].

Co se týká technologie výroby, u femorální komponenty bylo využito přesného lití za použití vytavitelného voskového modelu. Z důvodu složitosti reliéfu fixační plochy bylo potřeba dělené jádro. K očištění odlitku se zvolilo tzv. balitonování (tryskání povrchu skleněnými kuličkami) jiný způsob například chemického charakteru není možný. Navíc výhodou je zpevnění materiálu. Jednou z nejdůležitějších fází bylo dosažení vysoké jemnosti povrchu, který zaručuje dobré třecí vlastnosti. Výsledná hodnota drsnosti povrchu se pohybovala mezi 2 - 5 $\mu$ m. Tibiální byla vyrobena třískovým obráběním k zaručení maximální možné čistoty. Technologie výroby polyetylénové součásti u její totální varianty byla shodná a vitaliový dřik byl opět zhotoven pomocí přesného lití [9].

Zavedení kolenní náhrady Walter-Motorlet do chirurgické praxe proběhlo v roce 1984. Roku 1988 vychází článek, který shrnuje a vyhodnocuje úspěšnost operací této endoprotézy. Celkem bylo implantováno 86 náhrad mezi lety 1984 a 1988. Vyhodnocení proběhlo na souboru 60 náhrad u 42 pacientů s odstupem 6-33 měsíců od operace. Pozorovali a hodnotili se úkony související s každodenní činností dále pak bolestivost, stabilitu kolena, vzniklé pooperační komplikace a subjektivní hodnocení funkce implantátů u nemocných. Úplné vymizení bolesti v klidu a při zátěži bylo zaznamenáno u 71,6% případů. Přesná polovina pacientů byla schopna chůze bez omezení. Při chůzi po schodech 45% pacientů vykazovalo obnovení funkce v plném rozsahu, u ostatních došlo k výraznému zlepšení. Výsledky hodnocení stability ukázaly možnost při vhodném operačním postupu zcela se vyhnout této komplikaci. Subjektivní hodnocení je uvedeno v tabulce 1 a 2 [10].

*Tab. 6.1 Subjektivní hodnocení funkce náhrad kolenního kloubu [10]*

Výrazně lepší	90,0%
Mírně lepší	5,2%
Stejná	1,6%
Horší	3,2%

*Tab. 6.2 Subjektivní hodnocení operace [10]*

Kladně	85,0%
Záporně	5,0%
Nejistota	10,0%

Na model Walter-Motorlet navázal modernizovaný produkt označovaný jako Walter-Univerzal. Později na základě zkušeností obou těchto modelů byla vyvinuta kolenní náhrada nesoucí označení Walter-Modular a po změně vlastníka je od roku dodávána jako Medin Modular. Vývoj byl zahájen v roce 1994 a konečných úprav a klinických zkoušek se dočkala mezi lety 1996-1998 [17].

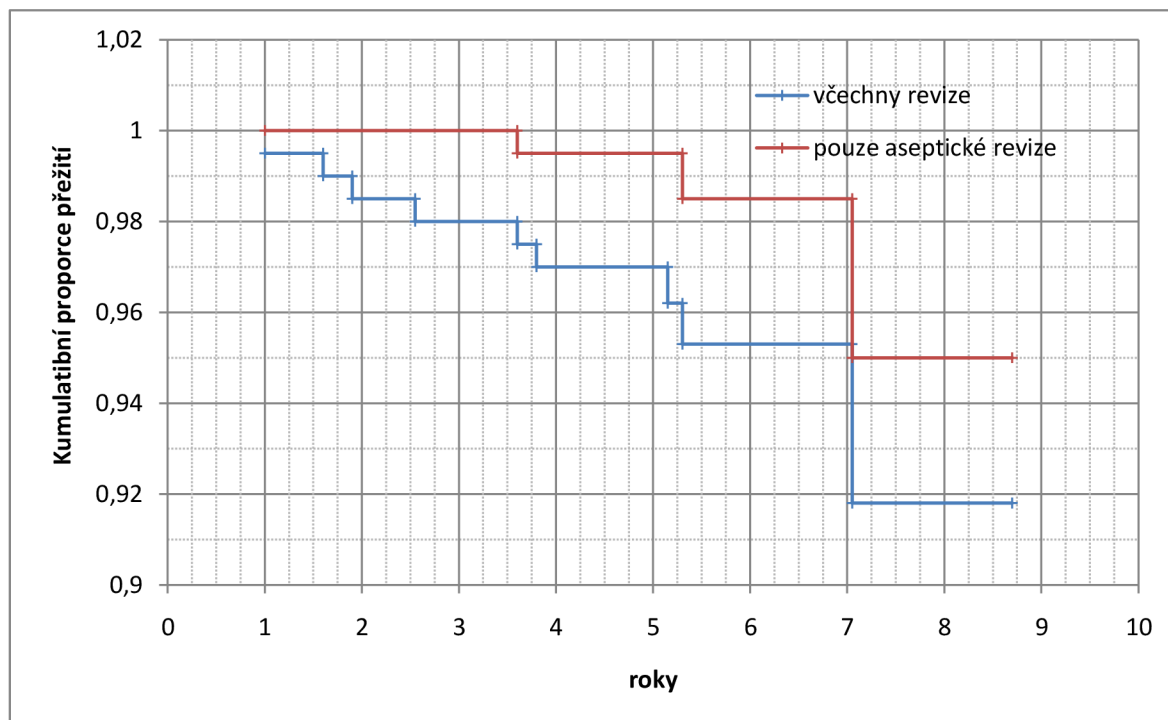
Jedná se o náhradu anatomického typu. Jejími složkami jsou femorální komponenta, vyráběna z chromkobaltové slitiny a titanová tibiální komponenta doplněna vložkou z polyetylenu. Konstrukčně je rozlišena na pravou a levou variantu. Femorální komponenty jsou dostupné ve 4 velikostech a pro každou velikost existují 4 polyetylénové vložky o různých tloušťkách (8, 11, 15 a 18 mm). Koncepce endoprotézy Medin Modular zahrnuje kromě standardní varianty také variantu stabilizovanou (totální) a náhradu určenou k revizním operacím [17].



Obr. 6.7 Standardní varianta – Medin Modular [17]

Od roku 1999 byla na 1. LK UK a FNM v Praze zahájena implantace za účelem zkoumání životnosti této náhrady ve střednědobém horizontu a ukončena byla v roce 2003. Soubor zahrnoval 206 implantovaných náhrad s použitím standardní varianty u 196 pacientů. Tvořilo je 136 žen a 60 mužů v průměrném věku 69,5 roku. Zhodnocení proběhlo v červnu a červenci v roce 2008, s využitím dotazníku (Knee Scoring System), který zahrnoval tyto faktory: bolest, rozsah pohybu, stabilitu a funkční zdatnost. Dále byl hodnocen subjektivní postoj pacientů formou dotazu, jestli by se pro zákrok rozhodli znovu. Na základě výsledků byla zpracována křivka přežití náhrady (Kaplan-Meier) [17].

Výsledky provedené při posledním vyšetření v roce 2008 jsou následující. Ze 180 vyhodnocených implantátů bylo 169 plně funkčních, u zbylých 11 byla nutná revize. Z grafu je patrné, že na konci sledovaného období přežívá 92% náhrad. Křivka reprezentující aseptické uvolnění, vylučuje infekční faktory způsobující selhání, a proto nabízí lepší představu o vlastnostech spojené především s mechanickými parametry endoprotézy [17].



Obr. 6.8 Křivka přežití endoprotézy Medin Modular [17]

Významným výrobcem kloubních náhrad v České republice a ryze českým podnikem s dlouholetou tradicí je firma Beznoska s.r.o., která vznikla v roce 1992 privatizací části Kladenské společnosti POLDI zabývající se výrobou kloubních náhrad od konce šedesátých let. Vyrábí implantáty kyčelního, kolenního, ramenního ale také nástroje a pomůcky určené pro ortopedii a traumatologii [31].

Jedním z modelů používaných při operacích za účelem nahrazení kolenního kloubu je typ označovaný jako SVL podle autorů (Sosna-Vavřík-Landor), kteří se podíleli na jeho vývoji v roce 1996. Klinické zkoušky probíhaly v období od 23. června 1997 do konce října téhož roku na 1. LK UK FN Motol v Praze. Od začátku roku 1998 je systém SVL/Beznoska zaveden do běžné chirurgické praxe. V roce 1999 je pak implantována

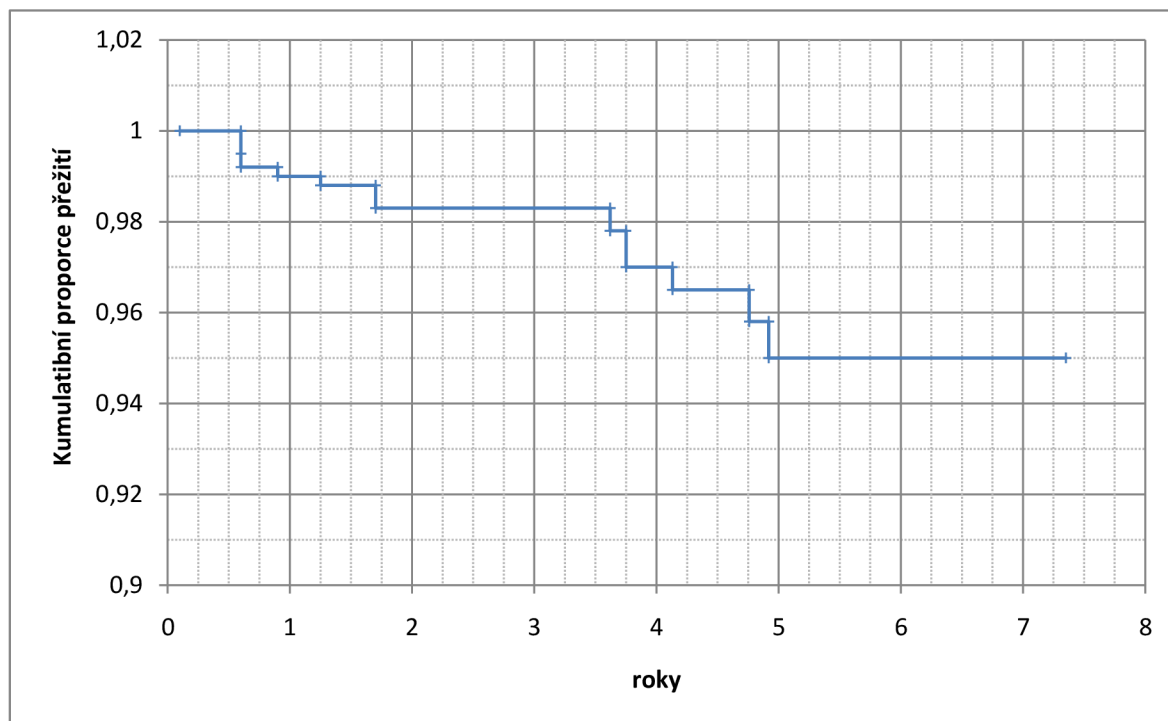


Obr. 6.9 Totální náhrada SVL/Beznoska [18]

varianta, která nevyžaduje k fixaci kostní cement. Jedná se o anatomickou náhradu, která dosahuje konstrukčních a materiálových parametrů shodné kvality s předními světovými výrobci. Femorální komponenta je vyráběna ze slitiny kobaltu a je dodávána v 6 velikostech. Materiálem používaným k výrobě tibiální komponenty je slitina titanu opět k dispozici v 6 velikostech, její součástí je vložka z ultravysokomolekulárního polyetylénu, kterou lze použít v pěti velikostních variantách o různé tloušťce (8, 10, 12, 15 a 18 mm). Anatomické tvary komponent jsou rozlišeny na levé a pravé koleno [18].



V roce 2005 vychází článek, který přináší hodnocení tohoto implantátu. Mezi roky 1997 a 2004 bylo na 1. LK UK FN Motol v Praze zavedeno 374 cementovaných endoprotéz u 333 nemocných. Průměrný věk činil 69,3 roků. K hodnocení výsledků přežití byla použita křivka podle Kaplana Meiera [18].



Obr. 6.10 Křivka přežití totální endoprotézy SVL/Beznoska [18]

Při implantaci kolenní náhrady je nutné, aby uložení komponent bylo co nejpřesnější. Uložení a správné nastavení osy dolní končetiny má výrazný vliv na životnost celé endoprotézy. Bylo prokázáno, že jen malá odchylka od ideálního stavu v řádech 1 až 2 mm respektive 1 až 2 stupňů hraje významnou roli. Také většina selhání záhy po operaci je způsobena nepřesností operačního postupu. V dnešní době existují zařízení, která napomáhají operátorovi dosáhnout vysokého stupně přesnosti resekce kosti, uložení komponent a osové postavení končetiny. Tyto technická zařízení jsou označována jako PC navigace a v dnešní době rozlišujeme tři typy: CT navigační systém, fluoroskopická navigace a kinematická navigace [22].

Nevýhodou navigačního systému využívající technologii CT je velmi dlouhé předoperační plánování. Pacient je navíc během operace vystaven vysoké radiační zátěži. Výhodu představuje velká míra přesnosti, která je uplatňována v případech, kdy je kolenní kloub vážně poškozen [22].

Princip kinematické navigace spočívá ve zpracování informací během samotné operace. Není proto nutné dlouhé předoperační plánování. Zvýšená radiační zátěž rovněž odpadá. Pacientovi jsou na operovanou končetinu umístěny sondy, které umožňují přenášet informace o daném kloubu do počítače. Na základě těchto informací je počítačem vytvořen trojrozměrný model kolenního kloubu a navržen optimální a přesný postup pro dané poškození kolene [22].

## 6.2 Rozdělení náhrad kolenního kloubu

Kolenní náhrady lze rozdělit dle několika kritérií. Jedním z nich je kritérium implantační, zda je při ukotvení endoprotézy použit kostní cement či nikoliv. Z tohoto hlediska dělíme kolenní náhrady na:

- **Cementované**  
Spojení jednotlivých komponent s kostí zajišťuje kostní cement.
- **Necementované**  
Spojení komponenty s kostí je realizováno bez použití kostního cementu. Dnes jsou využívány moderní bezcementové technologie, jednou z nich je *Porous Coated Artroplasty* (PCA). Povrch implantátu přivrácený ke kosti je opatřen makroskopickými póry, kost do těchto dutinek vrůstá, čímž je zajištěna sekundární fixace. Další možností bezcementového spojení je spojení chemické pomocí tzv. bioaktivní keramiky, která obsahuje látky, jež jsou schopny se aktivně podílet na tvorbě kostní tkáně. Většinou se jedná o kombinaci chemické a mechanické vazby, kdy je bioaktivní keramika aplikována nástřikem na porézní povrch implantátu [16].

Dalším hlediskem, na jehož základě můžeme rozdělit náhrady kolenního kloubu je typ konstrukce:

- **Závěsné endoprotézy**  
Spojení obou komponent tibiální a femorální je nejčastěji zajištěno pomocí čepu. Čepové spojení zaručuje pohyb pouze v jedné rovině a zamezuje rotaci kloubu. Výhodou je dobrá vnitřní stabilita, která je využívána při aplikacích, kdy je deformita kolena většího rozsahu, spojeného zejména s osovou nestabilitou. Taktéž revizní operace kolenních náhrad jsou většinou realizovány endoprotézami závěsného typu. Jejich zavedení vyžaduje odstranění většího množství kosti, což zvyšuje riziko případných komplikací. K ukotvení do kosti je použito titanových dřívů [4].



Obrázek 6.11 Závěsná endoprotéza firmy BEZNOSKA [32]

– **Kondylární (anatomické)**

Komponenty tibiální a femorální nejsou spojeny a tím je umožněn pohyb kolena ve všech rovinách. K implantaci je zapotřebí jen minimální resekce kosti. Pokud se jedná o náhrady cementované, množství použitého kostního cementu je výrazně nižší než u náhrad závěsných. Kondylární náhrady jsou často vyráběny ve dvou variantách. První z nich je tzv. standardní varianta, jejíž aplikace předpokládá zachování zkřížených vazů. Fixační povrch je opatřen jehlanovitými výstupky zlepšující ukotvení komponenty. Druhá varianta se označuje jako totální. Liší se centrálním výstupkem, který zaujímá místo na tibiální komponentě a do určité míry nahrazuje zkřížené vazy. Fixace je kromě výstupků zajištěna dřikem ve tvaru „I“ zasazeným do kosti [16].



Obrázek 6.12 anatomický model endoprotézy firmy Johnson & Johnson [34]

– **Unikondylární**

Jedná-li se o poškození pouze jednoho kompartmentu kolena, může se přistoupit k volbě unikondylární náhrady [16]. Výhodou použití unikondylární náhrady je šetření kostní hmoty, kratší operační čas, snadnější a časově méně náročný proces rehabilitace.



Obrázek 6.13 unikondylární implantát – BEZNOSKA [33]

U všech konstrukčních typů kolenních náhrad je artikulační povrch vyráběn z kobaltové slitiny, v omezeném množství z keramického materiálu na bázi oxidu

zirkoničitého. Tibiální komponenta ať už se jedná o variantu standardní či totální se skládá ze dvou částí, titanové plató doplněné vložkou tvarově odpovídající femorální komponentě, která je vyrobena z ultravysokomolekulárního polyetyleny.

## 7 Materiály používané k výrobě endoprotézy kolenního kloubu

Materiálové požadavky kladené obecně na kloubní náhrady jsou velmi vysoké. Jsou jimi mechanické charakteristiky brány z hlediska statického namáhání, jako je například pevnost a pružnost daného materiálu, tak z hlediska dynamických účinků, únavové pevnosti a odolnosti proti otěru. Dále musí být zajištěny dobré třecí vlastnosti, které závisí na mechanických, fyzikálních a chemických vlastnostech. V neposlední řadě se musí jednat o materiál snášející prostředí lidského organismu a být vůči jeho působení dostatečně odolný. Naopak musí být splněny kritéria nezávadnosti kloubní náhrady tzv. biokompatibilita, nejen na materiál, ze kterého je implantát vyroben ale i na jeho produkty vzniklé třením či korozi [1].

Je důležité si uvědomit, že zavedení každého nového materiálu z hlediska nové technologie výroby či chemického složení předchází dlouhodobý proces testování, zahrnující mimo jiné i ověření snášenlivosti organismu prostřednictvím implantace zvířatům [1].

První snahy o nahrazení lidských kloubů byly realizovány pomocí nekovových materiálů. Tímto materiálem byla především syntetická pryskyřice. Velmi malá úspěšnost, která byla zapříčiněna přílišným opotřebením artikulačních ploch implantátů, vedla k postupnému zájmu o materiály kovové. Počátky použití kovového materiálu v lidském těle jsou datovány k roku 1565, kdy bylo využito zlaté destičky k odstranění rozštěpu patra. V 17. století jsou železné, bronzové a zlaté dráty požívány k šití ran. Roku 1829 vychází první vědecká práce zabývající se reakcí živé tkáně na kovové materiály, kterou publikuje Levart. Zpočátku jsou upřednostňovány ušlechtilé kovy před železem, u něhož snadno dochází ke korozi. V roce 1880 je představena první koncepce kovové kostní dlahy. Dalším významným datem přispívajícími k vývoji implantaci kovů je 1895, vynález rentgenu. Začátkem 19. století začínají být uplatňovány slitiny kovů jako například mosaz nebo poniklovaná ocel. William O'Neil v roce 1912 zavádí dlahy vyrobené z oceli, která je legována vanadem. V roce 1910 je vynalezena nerezavějící ocel, čímž jsou vyřešeny dosavadní velké problémy spojené s korozními procesy a začíná rozmach implantátů vyráběných z této slitiny. Po více jak deseti letech je korozivzdorná ocel zcela dominujícím materiálem na poli náhrad lidského organismu v Evropě i ve Spojených státech. V roce 1936 je poprvé do praxe zavedena slitina na bázi kobaltu – Vitalium, která se významným podílí na výrobě kolenních náhrad i v dnešní době. Roku 1951 je poprvé vyroben implantát s použitím titanu [1].

Je nutné zmínit také materiály nekovové, které po původních nezdarech, byly na dlouhou dobu opomenuty. Postupně však našly svou funkci například kostní cement (polymethylmetakrylát) výhradně používaný k fixaci implantátu nebo vysokomolekulární polyetylén sloužící jako jedna z dvojice artikulačních ploch například v kombinaci s kovem u náhrad kolenního kloubu. V dnešní době stále většího významu nabývají také keramické materiály.

## 7.1 Kovové materiály

Kovy a jejich slitiny představují nejvýznamnější skupinu materiálů používanou nejen k výrobě kolenních náhrad ale i v celé aloplastice. Příčinu můžeme hledat v dobrých mechanických vlastnostech, které lze modifikovat podle potřeby a druhu aplikace technologií výroby (použitím přísadových prvků, tepelným zpracováním), snadné reprodukovatelnosti a dlouholetých zkušenostech získaných v nejrůznějších odvětvích inženýrství a vědy [1] [12].

Chemické vlastnosti kovů jsou dány především vazbami mezi jednotlivými atomy. Jedná se o vazbu kovovou, kde nejsou elektrony součástí vnějšího elektronového obalu, ale jsou volně pohyblivé a tvoří tzv. elektronový plyn. Valenční síly, kterými jsou jednotlivé atomy poutány k sobě, jsou realizovány elektrostatickou silou mezi elektronovým plynem a kladně nabitými ionty. Předností kovové vazby je, že vazebné síly nejsou orientovány a mohou se snadno seskupovat do nejvýhodnějšího uspořádání [1] [11].

Mechanické vlastnosti jsou ovlivněny zejména tímto uspořádáním a geometrií atomů v prostoru, což je podstatou tvorby pravidelných struktur tzv. krystalické mřížky. Krystalická stavba kovů patří mezi nejjednodušší a rozlišujeme tři základní typy, které jsou významné z hlediska výroby implantátů: krychlová plošně středěná mřížka (f.c.c.), krychlová prostorově středěná (b.c.c.) a hexagonální těsně uspořádaná krystalická mřížka (h.c.p.) [11].

Ve většině případů technické praxi kovový materiál v čisté podobě nesplňuje kvalitativní požadavky, které jsou na něj kladeny. Výroba kolenních náhrad samozřejmě není výjimkou. Proto se přikračuje k tvorbě slitin. K základním kovům se přidávají prvky, které označujeme jako prvky legující. Vlivem přídavných prvků dochází ke vzniku tuhých roztoků. Jedná se o pevnou krystalickou fázi, u níž jsou v základním kovu rozpuštěny kovy přídavné o různé koncentraci. Atomy přídavného kovu se ukládají v krystalické mřížce kovu základního. V závislosti na způsobu jakým k tomuto jevu dochází lze rozdělit tuhé roztoky na substituční a intersticiální. U substitučních roztoků zaujímají atomy rozpuštěného kovu místa atomů kovu základního. K tvorbě intersticiálního tuhého roztoku dochází tehdy, když atomy přidaného prvku zaujmou neobsazené polohy v krystalické mřížce základního kovu [11] [12].

Koncentrace legujících prvků obsažených v základním kovu není neomezená a je závislá na řadě faktorů, například velikosti atomů přidaných kovů nebo na teplotě, při které jsou schopny se v daném kovu rozpustit. Při překročení koncentrace vznikají tzv. intermediální fáze, které jsou heterogenní [11].

Slitiny, z nichž jsou vyráběny kolenní náhrady, vyžadují vysoké technologické znalosti a zkušenosti z hlediska kombinace přídavných a základních prvků, které zajišťují potřebné vlastnosti. Z historických zkušeností vyplývá, že největším problémem bylo vytvořit slitinu odpovídajících mechanických vlastností a zároveň vysoké odolnosti proti korozi. Postupným vývojem a samozřejmě s přispěním jiných průmyslových odvětví bylo dosaženo významných poznatků v této oblasti. Chrom a titan jsou prvky, které mají dobrou pasivační schopnost i v případě, že jsou zastoupeny ve slitinách o relativně malé koncentraci. K získání vhodné slitiny je potřeba přidat další prvky, které jsou schopny příznivě ovlivnit její mechanické vlastnosti. Mezi nejvýznamnější představitele využívající se k výrobě kolenních náhrad patří: Korozivzdorná ocel typu Cr-Ni-Mo, slitina na bázi Co-Cr-Mo a slitina na bázi Ti [1].

Tab. 7.1 Chemické složení vybraných materiálů používaných v aloplastice [1]

Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo (ČSN 41 73350)								
Hmotm. %	C	Cr	Mn	Ni	Mo	P	S	Si
Min.		16,5		12,0	2,5			
Max.	0,0	18,5	2,0	15,0	3,0	0,0	0,0	1,0

Slitina Co-Cr-Mo								
Hmotm. %	C	Co	Cr	Fe	Mn	Mo	Ni	Si
Min.	0,2		27,0			5,0		
Max.	0,4	Rest	30,0	1,0	1,0	7,0	2,5	1,0

Slitina Ti6A14V							
Hmotm. %	Al	C	Fe	H	O	Ti	V
Min.	5,5						3,5
Max.	6,5	0,1	0,3	0,1	0,1	Rest	4,5

Tab. 7.2 Mechanické vlastnosti vybraných materiálů používaných v aloplastice [1]

Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo (ČSN 41 73350)					
	E [MPa]	R <sub>e</sub> 0,2 [MPa]	R <sub>m</sub> [Mpa]	σ <sub>c</sub> [Mpa]	A [%]
Min.	2.10 <sup>5</sup>	290	530	250	63
Max.	2,1.10 <sup>5</sup>	340	550	320	74
Slitina Co-Cr-Mo					
Min.	2.10 <sup>5</sup>	450	660	200	8
Max.	2,2.10 <sup>5</sup>	580	760	300	
Slitina Ti6A14V					
Min.	1,1.10 <sup>5</sup>	810	880	400	10
Max.	1,3.10 <sup>5</sup>	920	990	450	15

### 7.1.1 Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo

V průběhu historie se výrobou a použitím korozivzdorné oceli zabývala řada vědců, chemiků, fyziků a metalografů. První zmínka o vlastnosti chromu, jako prvku méně napadeného kyselinou byl objev Vanglina v roce 1797. Dále se pole výzkumu přesouvá až na

konec 19. a začátek 20. století. Hlavním těžištěm bádání byla problematika tepelného zpracování a obrábění. Na našem území poprvé představila nerezavějící ocel Kladenská Poldina huť v roce 1910. Stěžejním poznatkem v této oblasti byla publikace z roku 1923, kterou vydal Tamman a která uváděla minimální koncentraci chromu (12 %) obsaženém v oceli odolávající korozi v pasivním stavu. V roce 1928 bylo zjištěno, že snížení obsahu uhlíku má příznivý vliv na tzv. mezikrystalovou korozi.

Díky stále zlepšující se technice postupně došlo ke zlepšování poznatků týkajících se strukturních diagramů, které významně přispěli k dalšímu vývoji korozivzdorných ocelí a jejich výrobě. Roku 1920 bylo poprvé znázorněno schéma popisující výskyt strukturních fází u chromniklových ocelí, platící v podstatě dodnes.

Čistě austenitický stav nerezavějící oceli je zásadní podmínkou pro použití za účelem výroby implantátů. Dále by ocel měla být zastoupena tuhým roztokem chromu, niklu a molybdenu v železe. Což odpovídá mřížce krychlové plošně středěné (f.c.c.). Jiné strukturní složky nejsou vhodné vzhledem k namáhání v lidském těle. Totéž platí i pro nemetalické vměstky, které snižují mechanické vlastnosti a proto nesmí překročit stanovenou mez. Další podmínkou je velmi nízká koncentrace uhlíku, síry a fosforu.

Součástí výrobního procesu mohou být dokončovací operace, které zpravidla významně ovlivňují mechanické vlastnosti. Je třeba počítat i s určitými komplikacemi způsobenými právě tímto mechanickým zpevněním a dopředu je eliminovat například úpravou obsahu niklu a chromu [1].

Tab. 7.3 Mechanické hodnoty oceli Cr-Ni-Mo po zpevnění za studena [1]

Stav	R <sub>e</sub> 0,2 [MPa]	R <sub>m</sub> [Mpa]	A [%]
Po rozpouštěcím žíhání	490	190	40
Dokončeno za studena	605	295	35
Mechanicky zpevněno zpracováním za studena	860	690	12
	725	450	20
	655	310	28

### 7.1.2 Kobaltové slitiny

Kobaltové slitiny jsou využívány díky své dobré odolnosti proti korozi, biokompatibilitě s lidským organismem a samozřejmě mechanickým vlastnostem [1].

Kobalt je v tuhém stavu reprezentován dvěma krystalickými modifikacemi. První krystalickou stavbou je fáze označovaná jako  $\alpha$ , která má krychlovou plošně středěnou mřížku. Druhou je fáze  $\epsilon$ , jejíž mřížka je hexagonální a je stabilní pod teplotou 420°C. Přeměna z jedné fáze v druhou má jisté podobnosti s přeměnou martenzitickou a proto se jejích poznatků využívá i při studiu kobaltových slitin. Obdobných znalostí ze slitin na bázi Fe je možno využít v problematice tvorby karbidických fází, které jsou podstatným



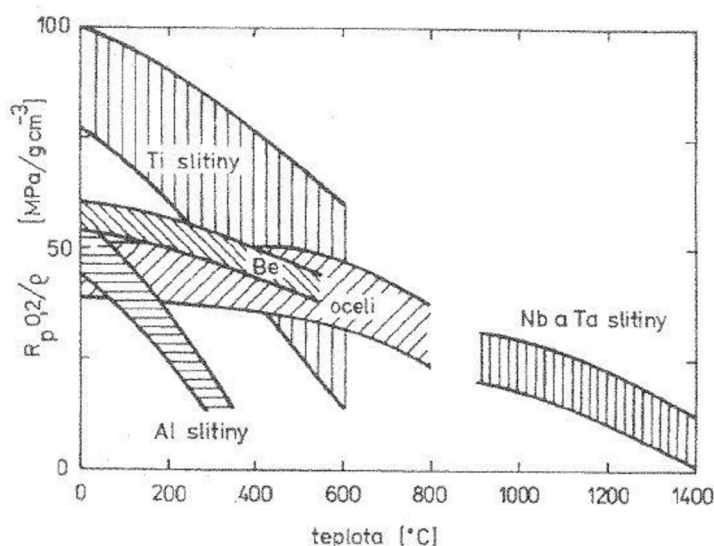
prostředkem zpevnění kobaltové slitiny. Významným prvkem, který má podíl na vzniku karbidických reakcí je uhlík a chrom [1].

Slitina Co-Cr-Mo je určena k výrobě metodou přesného lití. U implantátů využívající tuto metodu, kde se setkáváme s tvarovou složitostí, což například platí pro femorální komponenty náhrady kolena, je třeba dodržet přesný technologický postup a teplotní režim, díky němuž je zabráněno vyloučení křehkých intermediálních fází na hranicích dendritických zrn. Tyto fáze mohou mít velmi negativní vliv převážně na únavovou pevnost. Jedná se o velmi náročný teoretický a technologický proces vyžadující znalost binárních či ternárních slitin a jejich diagramů [1].

Slitiny kobaltu se podrobují procesu vyžihání a následného vytvrzování [1].

### 7.1.3 Slitiny na bázi titanu

Titan jako prvek byl objeven již v 18. století ale první použití se datuje až k roku 1948, vyroben byl ve Spojených státech. V bývalém SSSR se jeho výroba zahájila záhy v roce 1950. Od té doby jeho produkce stále stoupá. Důvodem takto pozdního zavedení do průmyslové praxe byla chybějící technologie, která by umožňovala uvolnění čistého titanu z minerálu rutilu nebo ilmenitu. K prudkému rozvoji přispěl především letecký průmysl, neboť Ti se vyznačuje nízkou měrnou hmotností a vysokou pevností i za teplot, kdy nemohou být použity slitiny využívající jiné prvky. Mezi další přednosti patří velmi dobrá korozní odolnost jak při teplotách nízkých (pod bodem mrazu) tak vysokých (až 500°C). Jeho nedostatkem jsou vysoké náklady na výroby i zpracování. Tavení nebo odlévání musí probíhat v ochranné atmosféře argonu nebo ve vakuu [12] [1].



Obr. 7.1 Vliv teploty na měrnou mez kluzu v tahu slitin titanu a slitin dalších kovů [12]

Titan v čisté podobě (99,5%) má pevnost v tahu až 250 MPa a velmi dobrou tažnost až 60%. Nevýhodou je vysoká citlivost oťeru, proto byl v čisté podobě brzy po jeho zavedení do aloplastiky opuštěn. Jen malý obsah legujících prvků jeho pevnost výrazně zvyšuje a snižuje plasticitu.

Titan se vyskytuje ve dvou fázových modifikacích:  $\alpha$  s hexagonální těsně uspořádanou mřížkou, která je stabilní do teploty 882,5°C a ve fázi  $\beta$  mající mřížku b.c.c., stabilní od 882,5°C do teploty tavení (1668°C). Prvky přísadové se v obou typech fáze rozpouštějí buďto úplně nebo částečně a zachovávají si krystalickou mřížku dané modifikace. Tzv. stabilizátory jsou prvky, které rozšiřují (stabilizují) oblast dané fáze. Jediným využívaným  $\alpha$  stabilizátorem je hliník, neboť ostatní prvky jako je kyslík, dusík a uhlík jsou nežádoucí, protože mají výrazný vliv na zkřehnutí materiálu i při malé koncentraci. Stabilizátory rozšiřující tuhý roztok  $\beta$  jsou chrom, železo, mangan, niob, vanad, tantal a vodík [12].

Dle struktury, vytvořené po pomalém ochlazování z žíhací teploty dělíme slitiny na:

– ***Slitiny  $\alpha$***

Vyznačují se dobrou tepelnou stabilitou, žárupevností do 300°C a odolností proti křehkému porušení při nízkých teplotách. Nedostatek je nepřiliš vysoká pevnost a nelze je tepelně vytvrzovat [12].

– ***Slitiny pseudo  $\alpha$***

Dosahují lepší pevnosti než slitiny  $\alpha$  o 10 až 20% díky prvkům stabilizujícím  $\beta$  fázi, která tvoří maximálně 6 hmot.% a neutrálně působícím prvků Zr a Sn [12].

– ***Slitiny  $\beta$***

Velkou předností této slitiny je vysoká pevnost v tahu po vytvrzení dosahující hodnoty až 1400 MPa. Dále jsou to velmi dobré antikoroziní vlastnosti a dobrá tvářitelnost za pokojové teploty. Nevýhodou je vyšší hmotnost oproti jiným slitinám Ti a vysoká cena [12].

– ***Slitiny  $\alpha+\beta$***

Jsou nejčastěji používané slitiny titanu. Z části slučují vlastnosti slitin obou typů. Vyznačují se lepší tvářitelností v žíhaném stavu než slitiny  $\alpha$ , lépe odolávají únavovému namáhání a díky tepelnému zpracování je lze vytvrdit. Nejběžněji používaným představitelem je Ti-6Al-4V, která byla původně vyvinuta pro aplikace leteckého průmyslu. Její využití za účelem nahrazení částí lidského těla začalo v sedmdesátých letech. Pevnost této slitiny v tahu po tepelném zpracování dosahuje až 1125 MPa. Pro výrobu implantátů se však používá ve stavu žíhaném, při němž je pevnost nižší většinou do 1000 MPa. Na rozdíl od většiny ostatních kovových slitin má poloviční modul pružnosti. Výsledky tribologických vlastností prováděné v kombinaci s ultravysokomolekulárním polyetylenem dosahují podobných hodnot jako je tomu u slitin kobaltových nebo nerezavějící oceli [1] [12].

Tab. 7.4 Mechanické vlastnosti vybraných slitin titanu [29]

Slitina	Mez pevnosti [MPa]	Modul pružnosti [GPa]
Ti-6Al-4V ELI	860-965	101-110
Ti-6Al-4V	895-930	110-114
Ti-6Al-7Nb	900-1050	114
Ti-5Al-2.5Fe	1020	112

## 7.2 Nekovové materiály

### 7.2.1 Keramické materiály

K výhodám keramických materiálů oproti materiálům vyrobených z kovu patří vysoká tvrdost a pevnost v tlaku, chemická odolnost, možnost dosáhnouti velmi jemného povrchu, odolnost vůči otěru a velmi dobrá snášenlivost s lidským organismem. Nedostatkem keramiky je její křehkost, nízká lomová houževnatost (odolnost materiálu vůči růstu trhlin) a obtížná výroba spojená se špatnou reprodukovatelností [12].

Mezi konstrukční keramické materiály, které se používají pro účely aloplastiky, patří keramika na bázi oxidu hlinitého ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) a keramika na bázi oxidu zirkoničitého ( $\text{ZrO}_2$ ). První z nich byl, využívám v minulých letech, neboť jeho výroba je z technologického hlediska jednodušší. Jeho mechanické vlastnosti však nedosahují požadovaných hodnot, zejména lomová houževnatost. Proto se v posledních letech používá výhradně zirkonový keramický materiál. Jeho struktura umožňuje tzv. transformační zhouževnatění, kdy s přispěním některých žáruvzdorných oxidů dojde ke stabilizaci určité krystalové modifikace. Dále se dělí na částečně stabilizovaný oxid zirkoničitý (PSZ) a na tetragonální polykrystalický oxid zirkoničitý (TZP). Rozdíly mechanických vlastností jsou patrné z tabulky 6.5 [12].

Tab. 6.5 Mechanické vlastnosti oxidovaných keramik [12]

Keramický materiál	Hustota [ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ]	Pevnost v ohybu [MPa]	Lomová houževnatost [ $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ]	Modul pružnosti [MPa]
$\text{Al}_2\text{O}_3$ [99%]	3,5 - 4,0	150 - 500	3,5 - 4,0	200 - 400
$\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$	4,15	630-780	5,0 - 6,0	300
TZP ( $\text{ZrO}_2$ )	6,1	2400	20,0	200
PSZ ( $\text{ZrO}_2$ )	5,8	1000	9,0	220

Do aloplastiky byl keramický materiál poprvé zaveden počátkem sedmdesátých let a první zmínka o jeho použití je z roku 1972. Jednalo se o keramiku na bázi oxidu hlinitého.

Příčinou využití keramických materiálů můžeme hledat v problémech, které souvisejí s uvolňováním endoprotéz. Jedním z hlavních důvodů uvolnění a následného selhání náhrady kyčelního nebo kolenního kloubu je osteolýza způsobena částicemi vzniklými otěrem, nejčastěji polyetylenů. Zbavení těchto komplikací by bylo možné nahrazením polyetylenů jiným materiálem, v současné době však neexistuje materiál, který by spolehlivě zastal jeho funkci, z pohledu ekonomického, biologického ani technického. Ani změna struktury polyetylenů se nesečkala s úspěchem, neboť snížený otěr se projevil zhoršením mechanických vlastností. Proto se začaly hlavice kyčelních náhrad vyrobených z kovu, nahrazovat materiály keramickými, které mají lepší tribologické vlastnosti. Objevují se i typy náhrad, které využívají kombinace stykových materiálů keramika – keramika, ale výsledky nejsou vůbec jednoznačné, co se týče kolenních i kyčelních implantátů [1] [14].

Nejprve byla používána keramika na bázi  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , později ji nahradil kvalitativně lepší materiál oxid zirkoničitý (ZrO). Výroba keramických hlavic totálních endoprotéz kyčelního kloubu je běžnou praxí sériové výroby po celém světě i u nás. Oproti tomu femorální komponenty náhrad kolena kvůli své poměrně tvarové složitosti jsou z keramických materiálů vyráběny zřídka a zatím čekají na výsledky klinických zkoušek po dlouhodobém užívání [14].

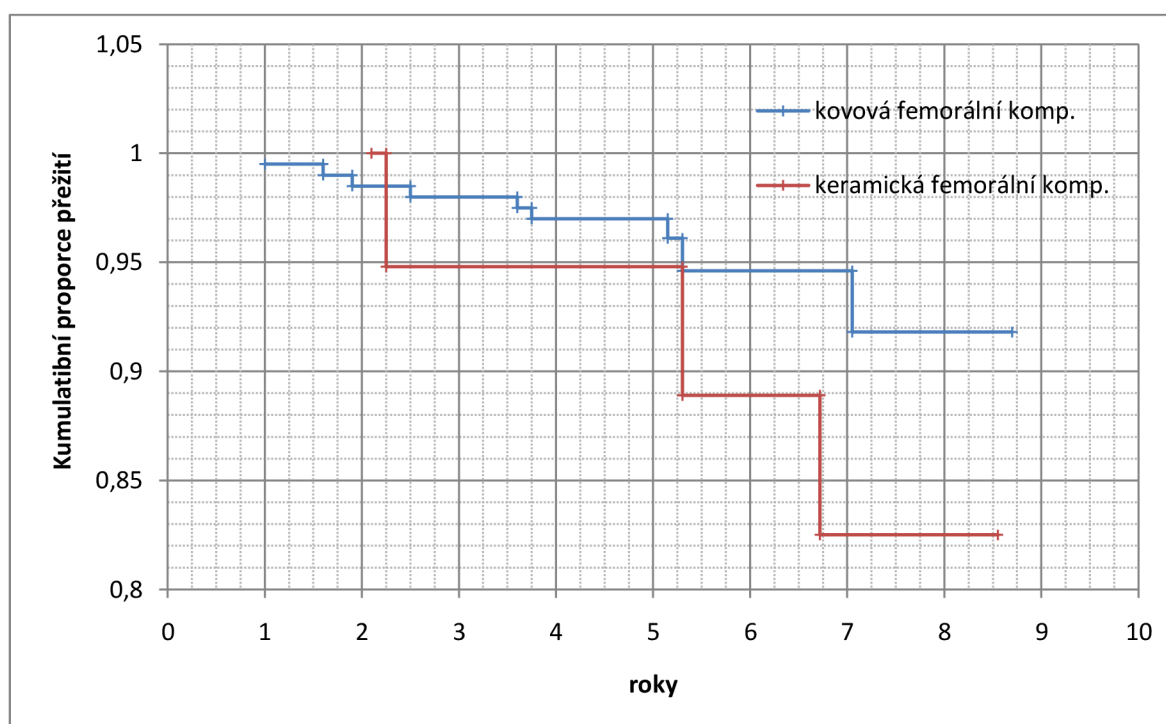
U našeho předního výrobce keramických materiálů DIAS Turnov, který je součástí koncernu St. Gobain Advanced Ceramics, byl zahájen vývoj keramické femorální komponenty v roce 1997. Využití



byly mnohaleté zkušenosti s výrobou hlavic kloubu kyčelního a již první zkoušky realizované pomocí mechanického simulátoru přinesly slibné výsledky z hlediska množství vyprodukovaného polyetylenového otěru. Při jednom miliónu krokových cyklů u komponenty z kobaltové slitiny dosahovalo množství otěru hodnoty 2,2 mg zatímco femorální komponenta s použitím keramiky vyprodukovala jen 0,8 mg [13].

Model endoprotézy byl vyroben z materiálu na bázi  $\text{ZrO}_2$  totožné konstrukce s typem Walter Modular. Klinické zkoušky byly zahájeny v roce 1999 na I. ortopedické klinice 1. LK UK a FN Motol v Praze. Po implantaci prvních 20 náhrad byly v roce 2001 ukončeny s předpokladem průběžného hodnocení, které bylo prováděno pomocí dotazníku, zahrnujícího tyto faktory: osu a stabilitu kloubu, rozsah flexe a extenze, přítomnost výpotku, schopnost chůze po rovině, po schodech a subjektivní hodnocení pacienta. Zkouškám se podrobilo 15 mužů a 4 ženy ve věku od 38 do 81 let [13] [14].

Výsledky vyšetření datované k červnu 2008 jsou následující, 14 kolenních náhrad je plně funkčních, tři pacienti během sledování zemřeli bez souvislosti s aplikací endoprotézy a u třech dalších byla nutná reoperace. Chůze bez jakéhokoliv omezení z hlediska vzdálenosti nebo času je schopno 12 pacientů, dva pacienti jsou při chůzi limitováni časem 1 hodiny. Chůzi po schodech zvládá bez obtíží 10 nemocných, 2 pociťují bolesti v místech femoropatelního kloubu, u zbylých dvou je nutná opora nebo použití zábradlí. Z výsledků vyplývá, že keramická náhrada dosahuje přibližně stejného přežití jako je tomu u náhrady shodné konstrukce vyrobené z materiálu Co-Cr. Podle křivky přežití se keramická náhrada jeví jako horší, ale vzhledem k malému souboru sesbíraných dat, odchylka není statisticky významná. V budoucnu budou proto zapotřebí další klinické zkoušky, které ověří výhody či nevýhody femorální komponenty vyráběné z keramických materiálů [13].



Obr. 7.3 Porovnání křivek přežití s keramickou a CrCo femorální komponentou Walter-Modular [13]

### 7.2.2 Plasty

„Názvem plasty se obecně nazývají látky, jejichž podstatnou část tvoří organické makromolekulární látky (polymery)“ [12]. Dále obsahují látky přísadové (aditiva), které mají polymerní charakter a umožňují modifikaci jejich vlastností. Výrobní proces syntetických plastů se označuje jako polymerace. Plasty můžeme dělit na nízkomolekulární látky, které mají malou relativní molekulovou hmotnost a polymery vysokomolekulární mající velkou relativní atomovou hmotnost. Rozdílná relativní atomová hmotnost se odráží především ve vlastnostech o to jak chemických, fyzikálních tak i mechanických. Vysokomolekulární

polymery dosahují větší tažnosti, houževnatosti, lepší odolnosti proti korozi a nižší náchylnosti vůči tečení za studena, na rozdíl od polymerů stejného typu, které mají relativní atomovou hmotnost nižší [12] [1].

V průběhu historie umělých kloubních náhrad se uplatily tyto typy materiálů.

– ***Polytetrafluoretylen (teflon) – PTEE***

Vyznačuje se dobrými fyzikálními vlastnosti a výbornou chemickou odolností. Kladem je široké rozmezí pracovních teplot (-200 až 250°C) a malý koeficient tření. Poprvé byl použit při výrobě jamky kyčelního kloubu už v roce 1958. Ale záhy se ukázal jako nevhodný v této oblasti pro svou krátkou životnost z hlediska opotřebení a negativní reakce s tkání lidského organismu [1].

– ***Polyethylentereftalát (polyester) – PET***

Polyester se k výrobě komponent implantátů, především kloubních jamek kyčelního kloubu, uplatňoval na přelomu šedesátých a sedmdesátých let. Pro své dobré mechanické vlastnosti a tepelnou odolnost se z počátku jevil jako materiál slibný, ale po relativně krátké době došlo v mnoha případech k selhání kloubní náhrady. Důvodem byla vysoká míra třecích produktů, u nichž společnou reakcí s kostním cementem docházelo k procesům, které vedly k uvolnění implantátu [1].

– ***Polyetylen – PE***

Nejvýznamnějším plastem v oblasti aloplastiky je polyetylen, který se vyrábí polymerací etylenu. Dle způsobu výroby jej můžeme rozdělit na vysokotlaký, středotlaký a nízkotlaký. Druh výroby je hlavním faktorem ovlivňující jeho vlastnosti. Nejvyšších hodnot z hlediska mechanických vlastností dosahuje polyetylen vyráběný při nízkém tlaku, díky své pravidelné struktuře. Materiál vyrobený tímto způsobem je dobře opracovatelný, vyznačuje se dobrou biokompatibilitou a minimální nasákavostí.

Vysokomolekulární polyetylen se pro výrobu kloubních náhrad používá od počátku šedesátých let. V průběhu dalších let prošel kvalitativním vývojem a dnes je nejpoužívanějším plastem užívaným k výrobě implantátů. Jedná se o ultravysokomolekulární polyetylen (UVMPE). Má nízký koeficient tření, je odolný vůči opotřebení. K jeho dalším významným vlastnostem patří vysoká vrubová houževnatost a dobrá schopnost pohlcení rázového napětí ve vztahu k nárazové práci [1] [12].

– ***Polymetylmetakrylát (kostní cement) – PMMA***

Kostní cement je druhem polymeru, který v aloplastice zastává významnou funkci. S jeho pomocí se jednotlivé části kloubních náhrad upevňují v kostech lidského těla. Dodáván je ve dvou složkách. Aplikuje se ve stavu plastickém, ke kterému dojde smícháním obou složek v určitém poměru. Při smísení dojde k exotermické reakci, jež má částečný vliv na změnu objemu v průběhu

tuhnutí, se kterou je potřeba počítat, protože nedostatek materiálu mezi kostí a komponentou může mít významný vliv na kvalitu ukotvení náhrady.

Charakter použití kostního cementu sebou přináší jisté požadavky na mechanické vlastnosti. Křivka diagramu při zkoušce tahem je bez výrazné meze kluzu, z tohoto hlediska se proto jedná o křehký materiál. Modul pružnosti je závislý na rychlosti zatěžování, tato vlastnost je zapříčiněna jeho viskoelastickým chováním. Významnou vlastností je schopnost tlumit rázová a kmitavá zatížení. Pevnost v tahu v podmínkách lidského těla dosahuje hodnoty v rozmezí 30 – 40 MPa a nepřímo úměrně závisí na čase. Pevnost v tlaku je u kostního cementu dvojnásobná až trojnásobná oproti pevnosti v tahu a při namáhání tlakem se materiál chová jako tažný [1].

Tab. 7.5 Některé vlastnosti plastů používaných v aloplastice [12][1]

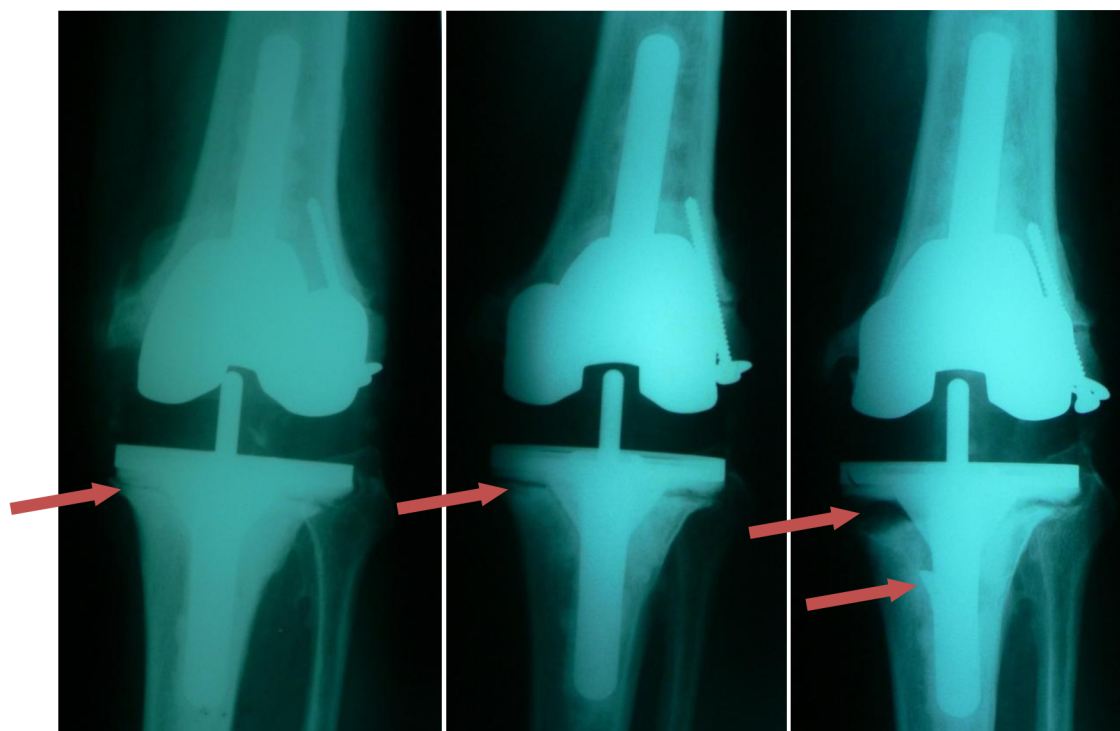
Druh plastu	Modul pružnosti v tahu [MPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Hustota [g.cm <sup>-3</sup> ]	Relativní atomová hmotnost
Polyetylen (PE)	200 - 1 400	8 - 43	0,914 - 0,96	3 500 000 - 4 000 000
Polytetrafluoretylen (PTFE)	410	14 - 36	2,15 - 2,2	400 000 - 800 000
Polymethylmetakrylát (PMMA)	2 500 - 3 500	60 - 85	1,19 - 1,959	1 000 000 - 1 500 000
Polyethylentereftalát (PET)	3 100	54	1,38	30 000 - 40 000

## 8 Posouzení namáhání dřívku tibiální komponenty při úbytku kostní tkáně

### 8.1 Seznámení s případem fraktury dřívku tibiální komponenty

Pacient ve věku 68 let podstoupil v roce 2000 revizní operaci totální endoprotézy kolenního kloubu. Revizním implantátem byl model PCF Sigma PS firmy Johnson & Johnson, s.r.o., s použitím krátkých cementovaných dřívků. Rozměry femorálního dřívku jsou 13x90 mm, tibiální dřív je stejného průměru ale kratší 13x30 mm [21].

Během kontrol, které proběhly v prvním roce od operace, se na rentgenových snímcích objevily známky úbytku kostní tkáně pod mediální částí tibiální komponenty. Pacient však nevykazoval známky zhoršení týkající se pohybu nebo bolesti. Až do roku 2004 kdy osteolýza výrazně pokročila a byly shledány první projevy kloubní nestability. Pacient také pociťoval známky bolesti při zátěži a další operaci podstoupit nehodlal. Během vyšetření v roce 2007 po výrazném zhoršení obtíží rentgenové snímky prokázaly frakturu dřívku tibiální komponenty. Z těchto důvodů byl nemocný podroben další reimplantaci, kdy byla poškozená endoprotéza extrahována a nahrazena typem Sigma PS s necementovanými dřívky navíc opatřena femorálními a tibiálními podporami klínovitého charakteru, které jsou umístěny mezi kostní lůžko a příslušnou komponentu [21].

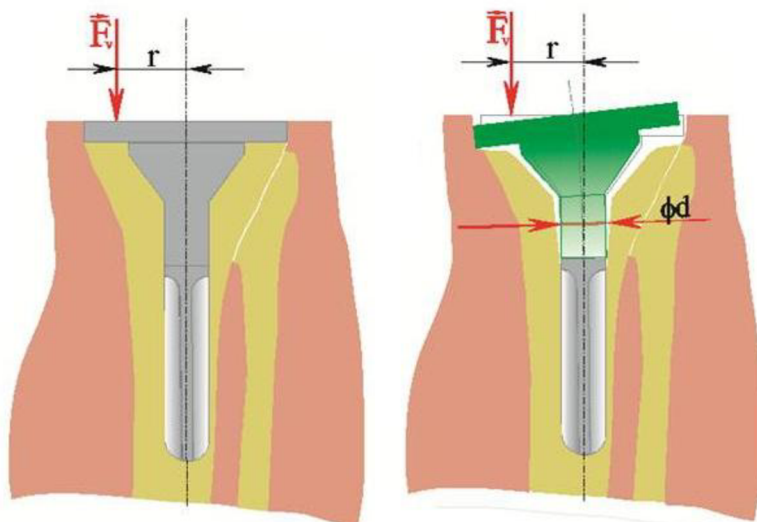


Obr. 8.1 Postup osteolýzy pod tibiální komponentou a následná fraktura [21]



## 8.2 Příčiny porušení dříku

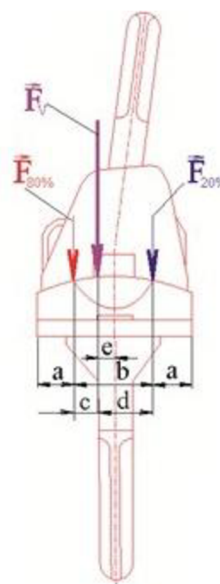
Místo lomu bylo po vyjmutí implantátu určeno ve spojení mezi dříkem a tibiální komponentou. Základním předpokladem k určení porušení je nalezení charakteru namáhání celé soustavy tibiální komponenta – kost – dřík. Tento charakter se v důsledku úbytku kostní tkáně výrazně mění. Zatímco v případě kdy, je kostní tkáň pod spodní částí komponenty zachována v plném rozsahu, dochází při zatěžování ke vzájemnému působení mezi plochou plata a kosti bérce, na které je komponenta umístěna. Jedná se tedy převážně o namáhání tlakové. Vzhledem k vzájemnému silovému působení jsou vzniklé deformace zanedbatelné. Pokud ovšem dojde k narušení či dokonce k úplné ztrátě podpory v podobě holenní kosti, lze předpokládat, že vzájemné působení se přesune do oblasti spodní části dříku spojeného s kostní tkání případně kostním cementem a tím dojde ke změně charakteru namáhání, u něhož převažuje ohyb [21].



Obr. 8.2 Změna charakteru namáhání totální endoprotézy kolena [21]

Podstatnou částí vyšetření za jakých podmínek dojde k meznímu stavu porušení je určení silových poměrů a zatížení při chůzi.

Tibiální komponenta včetně dříků je vyrobena z titanové slitiny Ti6Al4V, která dosahuje meze pevnosti 1000 MPa. Podle výrobce byla podrobena únavové zkoušce při zatížení 4116N, což představuje šesti násobek tíhy lidského těla vážícího 70kg, s počtem cyklů 10 milionů a s frekvencí 10Hz. Přičemž silové rozložení bylo stanoveno 80% mediálně a 20% laterálně. Pokud jsou tyto dvě síly nahrazeny jednou staticky ekvivalentní silou, bude výsledná síla procházet blíže k ose tibiální komponenty ve vzdálenosti o 40% menší oproti vzdálenosti síly reprezentující 80% celkové zátěže. Jak je patrné z obrázku 8.1.3. K tomuto závěru lze dojít, jestliže uvažujeme, že dvojice sil musí vyvodit stejně velký moment jako je tomu u síly výsledné [21].



Obr. 8.3 Ekvivalentní výsledná síla [21]

Pokusy při, kterých se zjišťovala poloha výsledné síly tíhy lidského těla během jednotlivých fází kroku, přinášejí poněkud jinou skutečnost. Byly prováděny s použitím olovnice zavěšené na provázku zpuštěného z těžiště těla. Série několika zkoušek prokázala, že výsledná síla během fáze stojí na jedné noze prochází okrajem mediálního kondylu. Výsledky těchto pokusů zcela mění podmínky a vstupní parametry, které jsou rozhodující k ověření maximálních hodnot napětí vznikající v materiálu při zatížení. Za rameno síly uvažujeme polovinu šířky tibiálního plata, což vyvodí moment až 3,5 násobně vyšší než je tomu u silového rozložení uváděného výrobcem [21].

### 8.3 Výpočet

Při výpočtu se vycházelo ze základních rozměrů uvedených v katalogu výrobce. Spojení dřívku s tibiální komponentou je realizováno pomocí šroubového spojení. Předpokladem řešení byly dvě modelové situace. Pokud je šroubové spojení pevné (neuvolněné) je možné uvažovat maximální hodnotu průměru dřívku 13 mm, neboť je soustava při zatížení deformována jako celek. V extrémním případě může nastat situace, kdy je šroubové spojení uvolněno, což vede k změně podmínek namáhání a je nutné počítat s průměrem osazení dřívku závitem, který činí 8 mm a koncentrátorem napětí v místě přechodu z menšího průměru na větší, který byl zvolen s hodnotou 2,5. Z výpočtu je patrné, že maximální hodnota napětí se v závislosti na podmínkách kvality spojení značně liší. Pokud nastane druhá extrémní situace, hodnoty napětí vysoko překročí mez pevnosti titanových slitin. Jak už bylo výše uvedeno, chůze patří mezi případy, kde dynamická složka namáhání hraje významnou roli. Hodnoty, získané během studií zkoumající zatížení při chůzi, několika násobně převyšují hodnotu tíhy lidského těla. Pro výpočet byla použita nejčastěji uváděná hodnota odpovídající trojnásobku tíhy lidského těla [21].

#### Vstupní parametry:

<i>tíhové zrychlení:</i>	$g = 9,81m \cdot s^{-1}$
<i>hmotnost pacienta:</i>	$M = 80 kg$
<i>průměr dřívku:</i>	$d_1 = 13mm$
<i>šířka tibiálního plata:</i>	$s = 71mm$
<i>průměr závitu dřívku:</i>	$d_2 = 8mm$
<i>koncentrátor napětí:</i>	$\alpha = 2,5$
<i>koeficient dynamických účinků:</i>	$K = 3$

#### Vlastní výpočet:

<i>výsledná tíhová síla:</i>	$F_G = M \cdot g = 9,81 \cdot 80 = 784,8N$
<i>délka ramene:</i>	$r = \frac{s}{2} = \frac{71}{2} = 35,5mm$
<i>ohybový moment:</i>	$M_o = F_G \cdot r = 784,8 \cdot 35,5 = 27851N \cdot mm$
<i>průřezový modul v ohybu:</i>	$W_{o1} = \frac{\pi \cdot d_1^3}{32} = \frac{\pi \cdot 13}{32} = 215,69mm^3$

extrémní ohybové napětí: 
$$\sigma_{o1} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{27851}{215,69} = 129,13 \text{ MPa}$$

ohybové napětí se zahrnutím dynamických účinků:

$$\sigma_{od} = 3 \cdot \sigma_o = 3 \cdot 129,13 = 387,39 \text{ MPa}$$

Výpočet s uvážením uvolnění šroubového spojení:

průřezový modul v ohybu: 
$$W_{o2} = \frac{\pi \cdot d_2^3}{32} = \frac{\pi \cdot 8}{32} = 50,27 \text{ mm}^3$$

extrémní ohybové napětí: 
$$\sigma_{o2} = \frac{\alpha \cdot M_o}{W_{o2}} = \frac{2,5 \cdot 27851}{50,27} = 1385 \text{ MPa}$$

## 8.4 Numerické modelové řešení problému

Cílem numerického řešení bylo ověření výsledků výpočtu a tím ověření předpokladů charakteru deformace soustavy dřík – kost a určení maximální koncentrace napětí.

K ověření výpočtu selhání dříku tibiální komponenty byl zvolen přístup výpočtového numerického modelování, který je vyšším stupněm modelování analytického. Vzhledem k charakteru a konstrukčnímu řešení součásti byla zvolena metoda konečných prvků. K řešení výpočtového modelu byl použit počítačový software ANSYS ver. 11.0 [28].

Tento program nabízí několik různých přístupů k vytvoření modelu geometrie a definování řešení. Vlastní problém byl řešen metodou *bottom-up* (zdola nahoru), kdy postupně vytváříme objekty nižší úrovně a následně entity úrovně vyšší. Prostřednictvím načtení příkazového souboru (tzv. *log-file*) [28].

### 8.4.1 Model geometrie a materiálu

Geometrie tibiální komponenty a dříku byla do značné míry schematizovaná oproti tvaru skutečného výrobku. Důvodem tvarového zjednodušení je charakter namáhání, díky kterému přesná geometrie, zejména vrchní části komponenty (plato, žebrování) není podstatná a neměla by významný vliv na výsledky řešení. Tibiální komponenta je rotačně symetrická, stejně tak dřík. Rozměry odpovídají rozměrům uváděných v katalogu výrobce a jsou shodné se vstupními parametry analytického řešení. Spojení komponenty s dříkem není realizováno pomocí závitů a tibiální komponenta je pouze nasazena na dřík, z důvodu zjednodušení úlohy, která má výukový charakter a neklade si za cíl dosažení úrovně modelu odpovídající skutečnému výrobku.

Model je složen ze tří materiálů, tibiální komponenta a dřík jsou vyrobeny ze slitiny titanu. Titanový dřík je ukotven v holenní kosti pomocí kostního cementu. Tloušťka kostního cementu je 2 mm silná. Kost je rovněž rotačně symetrická s tloušťkou 5 mm. Všechny použité modely materiálu jsou homogenní, lineárně elastické a isotropní.

Tab. 8.1 Použité materiálové konstanty [30]

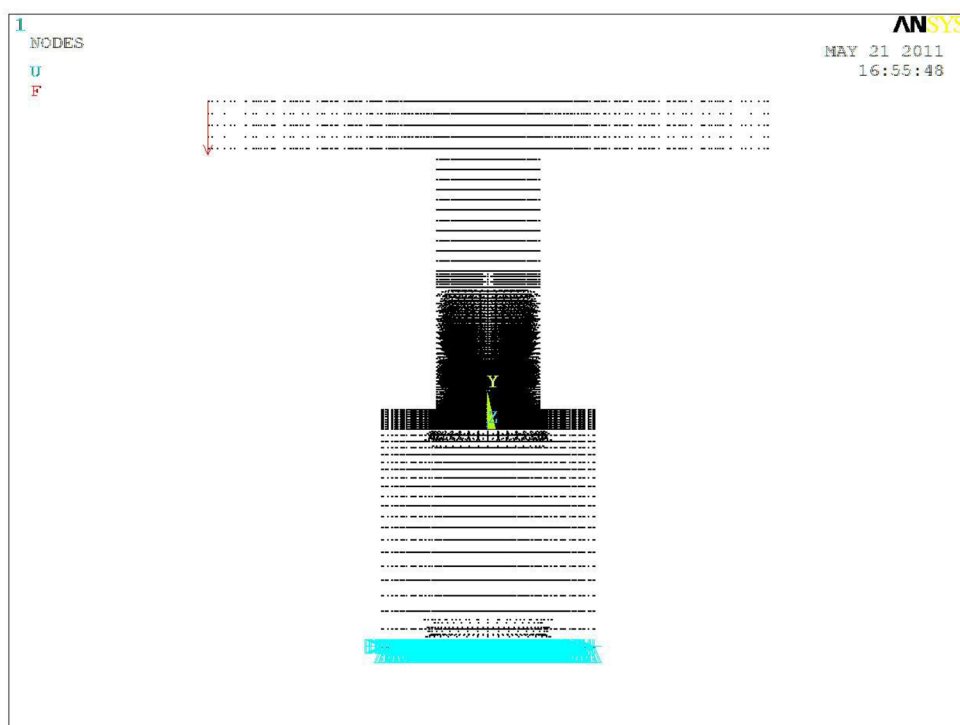
Materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonovo číslo $\mu$ [-]
Ti-6Al-4V	114 000	0,3
Kost	10 000	0,3
Kostní cement	2 500	0,3

#### 8.4.2 Konečnoprvkový model

Pro modelové řešení pomocí metody konečných prvků, je nutné oblast řešení rozdělit na konečný počet přesně definovaných prvků. Každý prvek je charakterizován dimenzí, tvarem a počtem uzlů [28]. Při řešení byly použity následující typy prvků:

- PLANE 82  
Jedná se o 2-D prvek vyššího řádu prvku (PLANE 42). Poskytuje přesnější výsledky kombinace čtyřúhelník-trojúhelník při generování automatické sítě a je schopen tolerovat nepravidelné tvary bez výrazné ztráty přesnosti. Je definován čtyřmi uzly, z nichž každý má dva stupně volnosti. Je velmi vhodný pro zakřivené hranice díky kompatibilnímu zamezení posuvu tvarů [36].
- SOLID 95  
Prvek, který obsahuje 20 uzlů, každý z nich má tři stupně volnosti. Umožňuje toleranci nepravidelných tvarů bez ztráty přesnosti a je rovněž vhodný pro zakřivené hranice [36].
- CONTA 174  
Je používán k vyjádření kontaktu a posuvu mezi „cílovými“ povrchy (TARGE 170) a deformovanou plochou, která je definována tímto prvkem. Prvek je umístěn na povrchu trojrozměrných „solid“ prvcích a má stejné geometrické charakteristiky s plochou „solid“ prvku s nímž je spojen [36].
- TARGE 170  
Prvek představuje „cílový“ povrch pro přidružené kontaktní prvky například CONTA 174 [36].

### 8.4.3 Model zatížení a okrajové podmínky



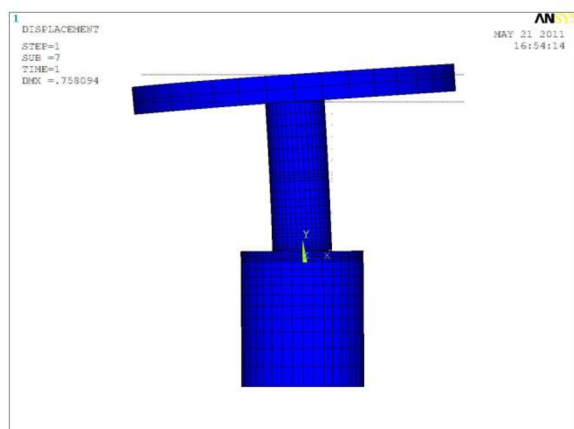
Obr. 8.4 Okrajové podmínky

Model byl zatížen silou dle vstupních parametrů analytického řešení, odpovídající váze 80 kg lidského těla, tedy 785 N. Síla prochází okrajem tibiálního plata ve směru osy Y a je záporná.

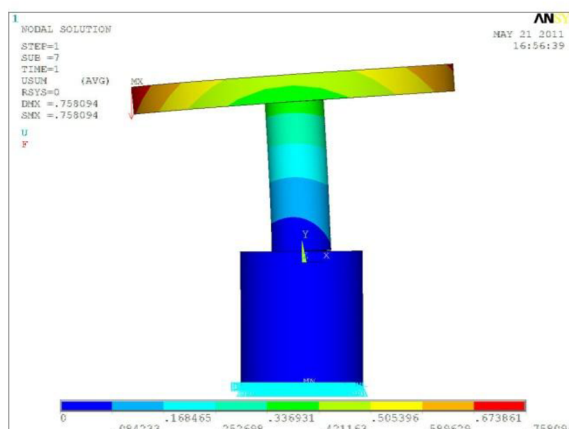
Zamezení posuvu všech uzlů bylo provedeno v transverzální rovině, jak je patrné z obrázku 8.4, ve směru osy X, Y i Z.

### 8.4.4 Výsledky řešení

Průběh deformace jednoznačně potvrdil předpoklady. Maximální posuv činí 0,758mm.

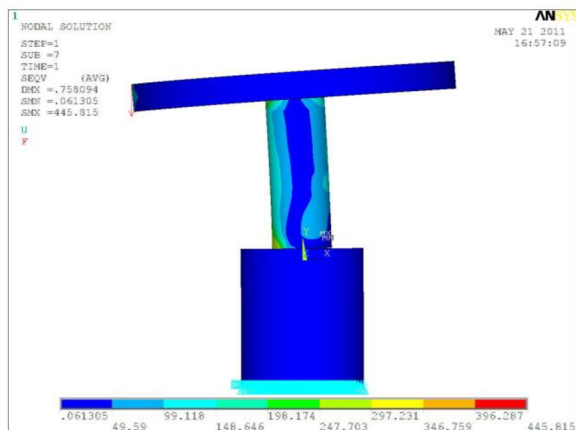


Obr. 8.5 Deformace

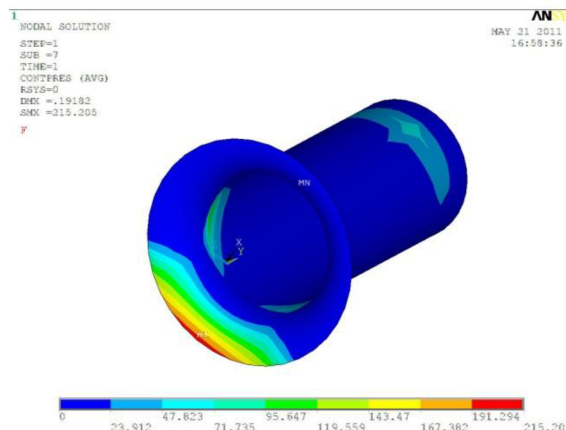


Obr. 8.6 Celkové posunutí

Na obrázku 8.7 je vyobrazen průběh ekvivalentního napětí soustavy tibiální komponenta – kostní cement - kost, viditelné je napětí na vnější straně tibiální komponenty. Napětí vyvolané v kostní tkáni je vzhledem k ostatním částem zanedbatelné. Obrázek 8.8 popisuje kontaktní tlak tibiální komponenty, jehož maximální hodnota se nachází v místě styku s titanovým dříkem a dosahuje 215 MPa.

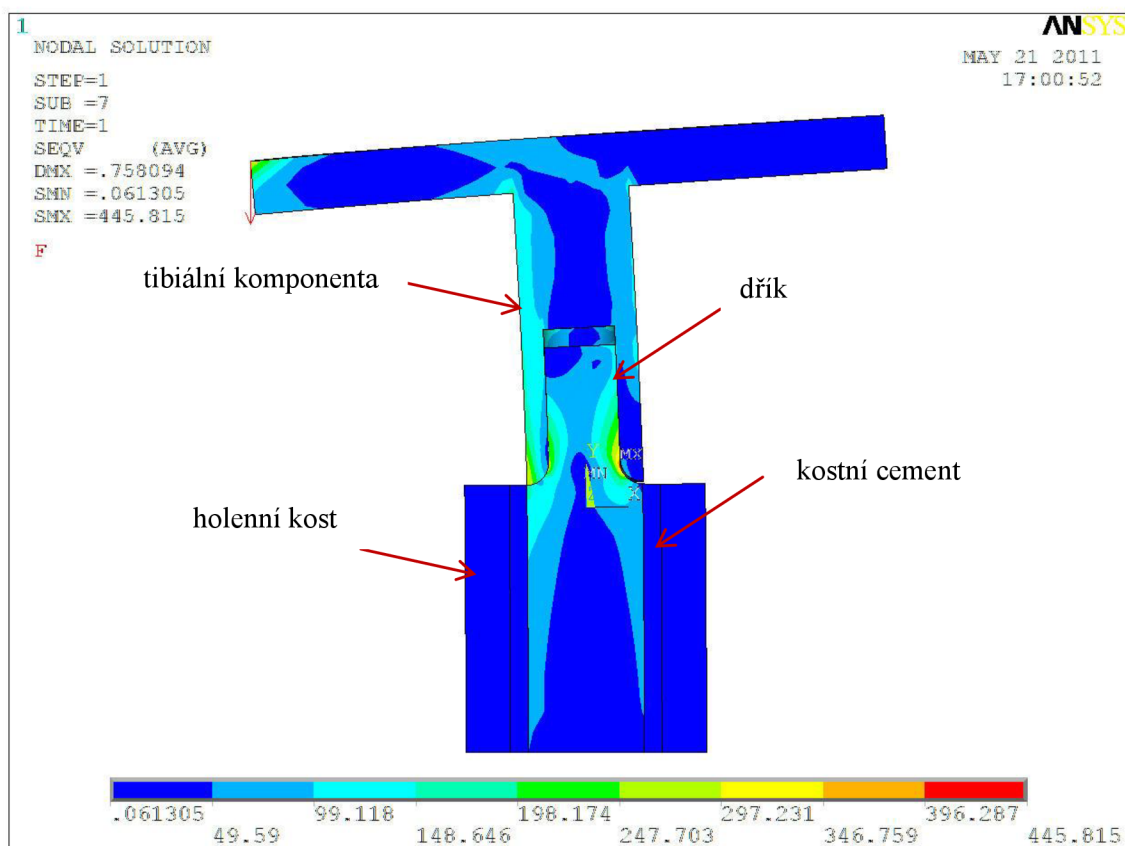


Obr. 8.7 Redukované napětí celé soustavy



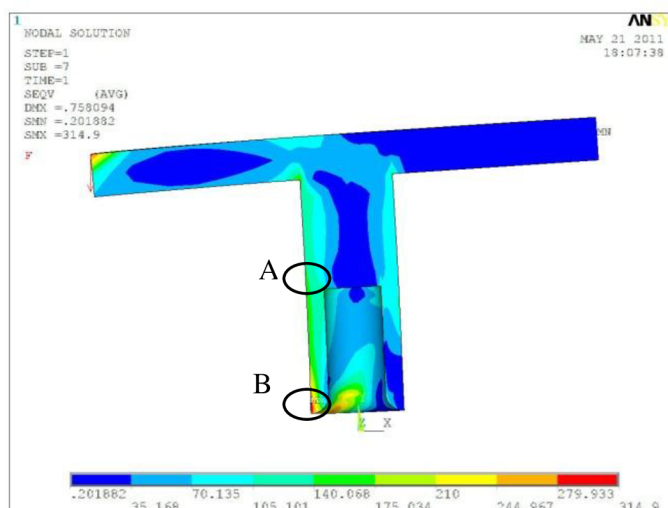
Obr. 8.8 Průběh kontaktního napětí

Ekvivalentní napětí celé soustavy v řezu rovinou frontální je vyobrazeno na obrázku 8.9.



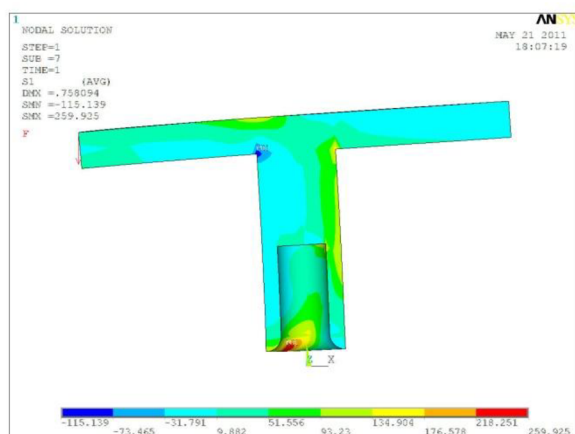
Obr. 8.9 Průběh napětí v řezu

Na obrázcích 8.10, 8.11, 8.12, 8.13 jsou zobrazeny průběhy napětí řezem frontální roviny pouze tibiální komponenty. V místě označeném bodem A, kde je průměr dířku roven 13 mm a které reprezentuje modelovou situaci neuvolněného závitů, dosahuje napětí hodnot v rozmezí 120 – 140 MPa, což velmi přesně odpovídá výpočtů analytického řešení. Maximální hodnota redukované napětí, v místě

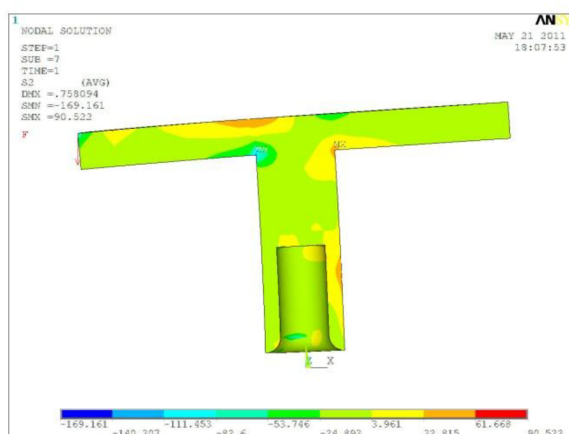


označené bodem B, činí 315 MPa. Již tato hodnota při uvažování dynamických účinků chůze přesahuje mez pevnosti titanové slitiny - Ti-6Al-4V, která se podle některých studií pohybuje mezi 895 – 930 MPa.

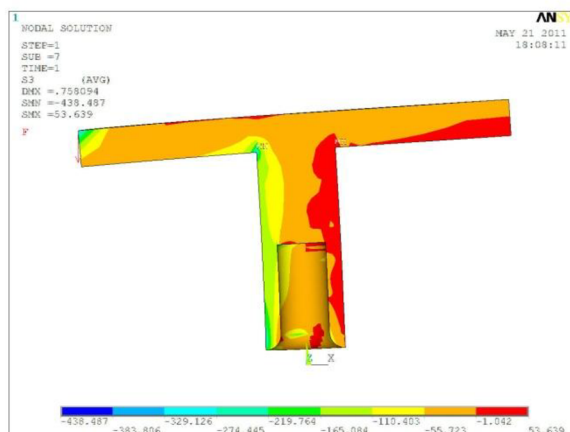
Obr. 8.10 Tibiální komponenta v řezu



Obr. 8.11 Průběh 1. hlavního napětí



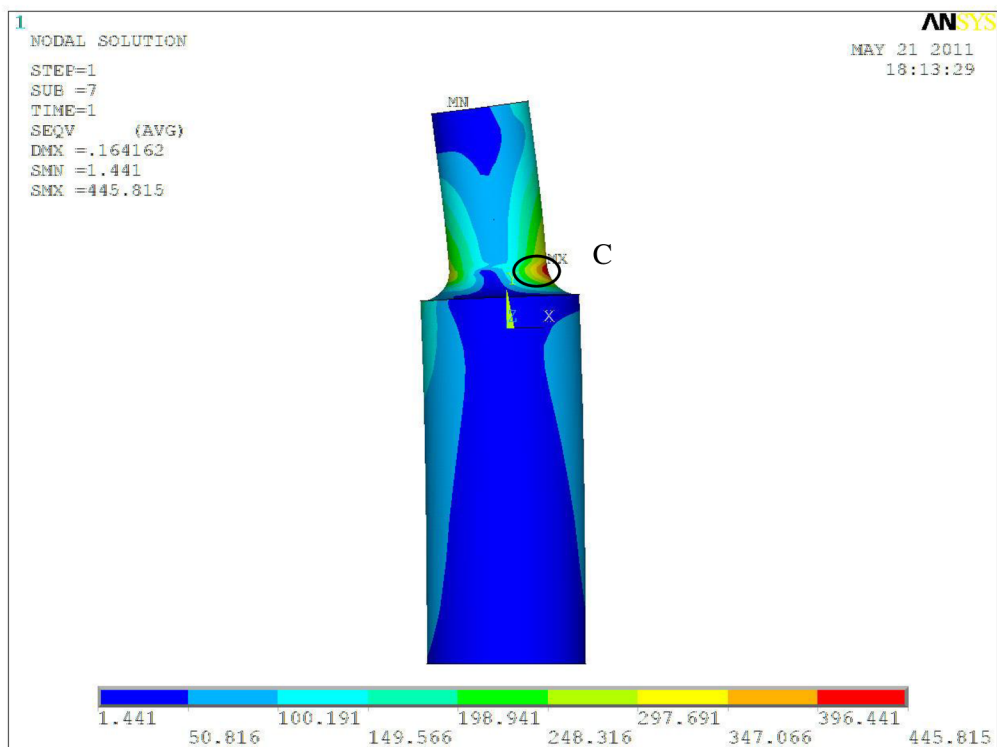
Obr. 8.12 Průběh 2. hlavního napětí



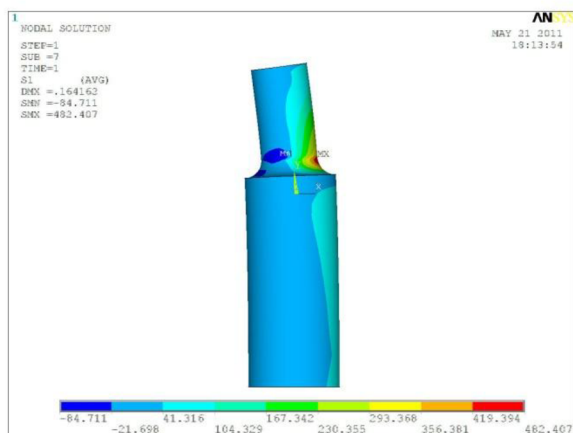
Obr. 8.13 Průběh 3. hlavního napětí



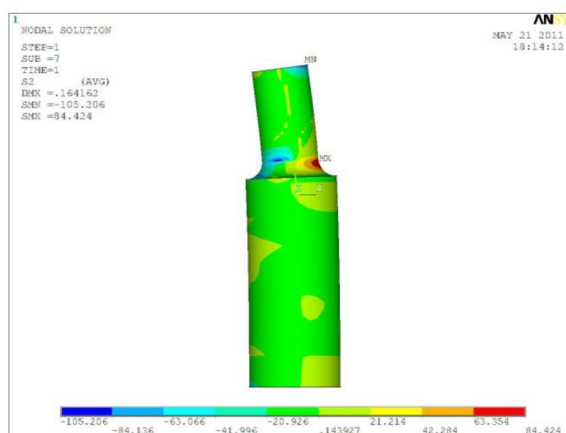
Z obrázku 8.14 vyjadřujícího průběh redukovaného napětí titanového dřívku je patrné, že maximální hodnota v místě C je ještě vyšší. Dosahuje hodnoty 446 MPa. Vzhledem k určité eliminaci vrubového účinku způsobené schematizací geometrického modelu, je tato hodnota poměrně vysoká a proto se jedná o kritické místo z hlediska mezních stavu porušení a lomu.



Obr. 8.14 Redukované napětí dřívku

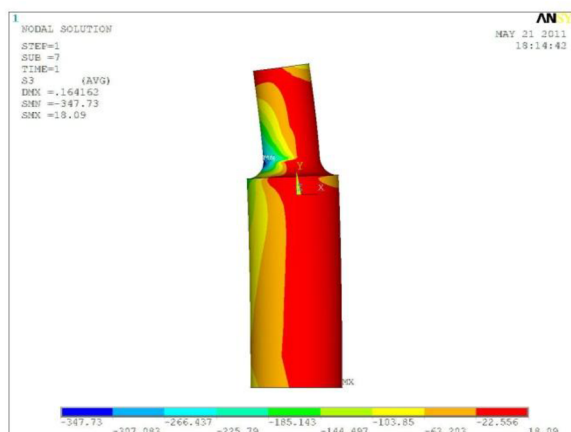


Obr. 8.15 1. hlavní napětí



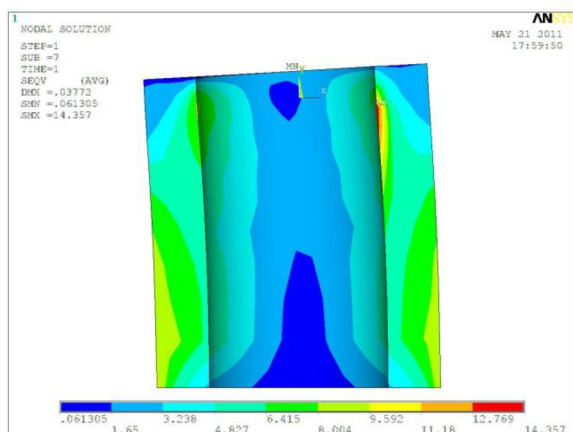
Obr. 8.16 2. hlavní napětí



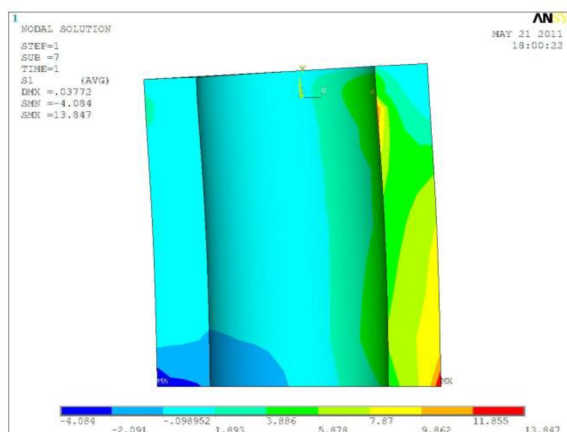


Obr. 8.17 průběh 3. hlavního napětí

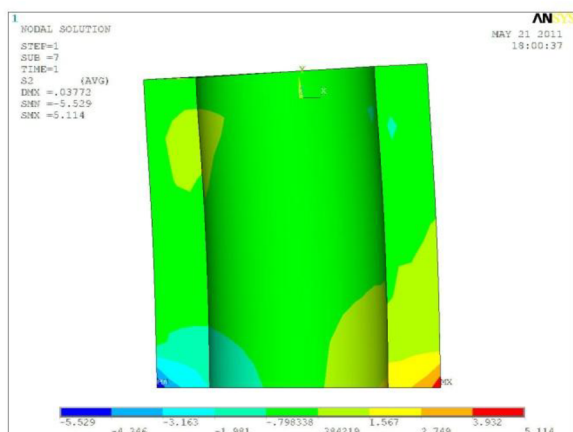
Průběh napětí vyvolaný v kostním cementu je popsán na obrázcích 8.18, 8.19, 8.20, 8.21 redukované napětí dosahuje maximální hodnoty 14,4 MPa, hodnota 1. hlavního napětí činí 13,8 MPa, 2. hlavní napětí dosahuje maxima 5 MPa a maximální hodnota 3. hlavního napětí je 3,7 MPa.



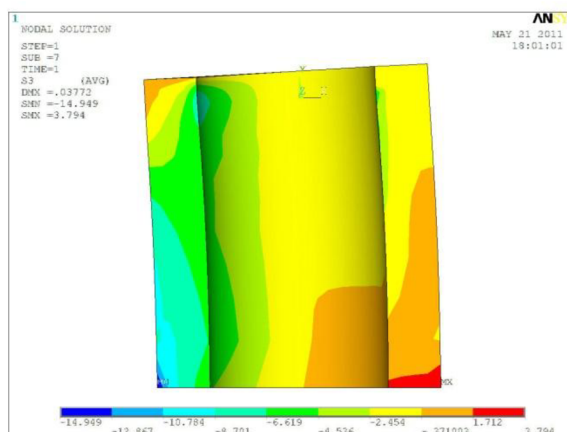
Obr. 8.18 průběh redukovaného napětí



Obr. 8.19 1. Hlavní napětí



Obr. 8.20 průběh 2. hlavního napětí



Obr. 8.21 průběh 3. hlavního napětí

## 9 Závěr

V práci byla provedena rešeršní studie dostupné literatury daného problému publikací vydaných v České republice tak v zahraničí. Popsána byla základní anatomie kolenního kloubu zaměřena zejména na geometrii a kinematiku kolena. Vývoj výroby endoprotéz kolenního kloubu byl popsán především z hlediska historického s ohledem na rozdělení jednotlivých konstrukčních typů, jejich vhodnost použití, výhody či nevýhody. Podrobně bylo provedeno rozdělení a základní charakteristika materiálů používaných k výrobě náhrad kolena se zaměřením na mechanické vlastnosti.

Největším omezením totální endoprotézy kolenního kloubu je její životnost. Nejčastější příčinou selhání je uvolnění endoprotézy v dlouhodobém horizontu vlivem narušení spojení mezi kostí a implantátem, vyvolané reakcí organismu na částice vzniklé otěrem. Ojedinelé jsou případy, kdy vzniknou podmínky, které vedou k meznímu stavu pevnosti materiálu, ze které jsou komponenty vyráběny a jeho následné destrukci. Vyšetření a podmínek za jakých tento stav může nastat je zcela jistě důležité. Umožňuje tak předcházet obdobným typům selhání. Proto součástí práce bylo vytvoření numerického modelového řešení problému vycházejícího z publikace (Smižanský, Gallo, Florian, Novotný, 2009) a porovnávací výsledky a závěry autorů. Schematický model vytvořený v programu ANSYS jednoznačně potvrdil předpokládaný charakter deformace a vznik maximálního napětí v místě spojení tibialní komponenty s dřikem. V porovnání s modelovým předpokladem, kdy je šroubové spojení neuvolněné, bylo dosaženo shodných výsledků s výsledky analytického řešení. Oproti tomu v situaci, jež nastane při ztrátě rotační stability (uvolnění), se výsledné hodnoty poměrně lišily. Výsledná hodnota analytického řešení činila 1385 MPa, respektive numerického řešení metodou konečných prvků 446 MPa, při uvažování dynamických účinků chůze dokonce 4155 MPa, respektive 1338 MPa. Obě tyto hodnoty výrazně překračují mez pevnosti slitiny Ti-6Al-4V. Rozdílnost hodnot je způsobena tím, že uvažování průměru 8 mm při uvolnění závitu, který by byl podstatný pro namáhání, je krajním případem. Dalším faktorem je stupeň schematizace modelu geometrie, který částečně eliminuje vrubový účinek.

## 10 Použitá literatura

- [1] BEZNOSKA, S. – ČECH, O. – LÖBL, K.: *Umělé náhrady lidských kloubů, Biomechanické, materiálové a technologické aspekty*, Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, n.p.
- [2] RYBKA, V. – LANDOR, I. Časopis lékařů českých: *Historie náhrad kolenního kloubu*, září 1988, roč. 127, č. 37-38, s. 1153-1159. ISSN: 0008-7335
- [3] PAVLANSKÝ, R. – SLAVÍK, M. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca: *K otázce aloplastiky kolenního kloubu*, 1973, roč. 40, č. 1, s. 27-32. ISSN: 0001-5415
- [4] DUNGL, P. – PAVLANSKÝ, R. – PODŠKUBKA, A. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca: *Naše zkušenosti s aloplastikou kolenního kloubu*, 1982, roč. 49, č. 1, s. 49-62. ISSN: 0001-5415
- [5] BOZDĚCH, Z. – STRYHAL, J. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca: *První zkušenosti s totálními protézami kolena*, 1980, roč. 47, č. 1, s. 17-25. ISSN: 0001-5415
- [6] RYBKA, V. – VAVŘÍK, P. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca: *Zkušenosti s anatomickou totální náhradou kolenního kloubu podle Townley*, 1983, roč. 50, č. 4, s. 322-336. ISSN: 0001-5415
- [7] GOODFELLOW, J.W. – KERSHAW, C.J. – D'A BENSON, M.K. – O'CONNOR, J.J. The Journal of Bone and Joint Surgery: *The Oxford Knee for Unicompartmental Osteoarthritis*, 1988, Vol. 70-B, No. 5, s. 692-701.
- [8] VALEŠOVÁ, M. – TRNAVSKÝ, K. – RYBKA, P. – VAVŘÍK, K. – LANDOR, I. Praktický Lékař: *Anatomická náhrada kolenního kloubu Motorlet u nemocných s revmatickými chorobami*, 1987, roč. 67, č. 7, s. 270-272. ISSN: 0032-6739
- [9] DENK, F. – VAVŘÍK, P. – RYBKA, V. Časopis lékařů českých: *Konstrukce, výroba a vývoj kondylární náhrady kolenního kloubu „Motorlet“*, září 1988, roč. 127, č. 37-38, s. 1160-1163. ISSN: 0008-7335
- [10] RYBKA, V. – VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – VALENTA, J. – VALEŠOVÁ, M. – TRNAVSKÝ, K. Časopis lékařů českých: *Zkušenosti s kondylární náhradou kolenního kloubu Walter-Motorlet*, září 1988, roč. 127, č. 37-38, s. 1185-1189. ISSN: 0008-7335

- [11] PTÁČEK, L. A KOLEKTIV: *Nauka o materiálu I.*, Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o. ISBN: 80-7204-283-1
- [12] PTÁČEK, L. A KOLEKTIV: *Nauka o materiálu II.*, Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o. ISBN: 80-7204-248-3
- [13] VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – DENK, F. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca: Klinické zhodnocení použití keramické femorální komponenty v konstrukci náhrady kolenního kloubu*, 2008, roč. 75, č. 6, s. 436-442. ISSN: 0001-5415
- [14] VAVŘÍK, P. *Zdravotnické noviny: Keramické náhrady kolenních kloubů (Hlavní téma: Revmatologie)*, 2003, roč. 52, č. 13, s. 29-30. ISSN: 1214-7664
- [15] VALENTA, J. – KONVIČKOVÁ, S.: *Biomechanika člověka, Svalově kosterní systémy I. díl.*, Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 1996. ISBN: 80-01-03424-0
- [16] JAROSLAV, M. *Zdravotnické noviny: Rehabilitační problematika kolenních náhrad (Hlavní téma: Endoprotetika kolene)*, 2003, roč. 52, č. 23, s. 8-17. ISSN: 1214-7664
- [17] VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – TOMAIDES, J. – POPELKA, S. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca: Střednědobé výsledky u náhrad kolenního kloubu Medin Modular*, 2009, roč. 76, č. 1, s. 30-34. ISSN: 0001-5415
- [18] POKORNÝ, D. – JAHODA, D. – TOMAIDES, J. – VAVŘÍK, P. – LANDOR, I. – SOSNA, A. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca: Sedmileté klinické zkušenosti s náhradou kolenního kloubu SVL/Beznoska*, 2005, roč. 72, č. 5, s. 30-34. ISSN: 0001-5415
- [19] ČIHÁK, R.: *Anatomie I.*, Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n. p., 1987. ISBN: 80-102-87
- [20] DUNGL, P. A KOLEKTIV.: *Ortopedie.*, Praha: Grada Publishing, a. s., 2005. ISBN: 80-247-0550-8
- [21] SMIŽANSKÝ, M. – GALLO, J. – FLORIAN, Z. – NOVOTNÝ, R. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca: Fraktura dřívku tibiální komponenty TEP kolenního kloubu*, 2009, roč. 76, č. 5, s. 428-434. ISSN: 0001-5415
- [22] NECHTNEBL, L. – MOSTER, R. – TOMÁŠ, T. *Ortopedie: Navigovaná unikompartmentální náhrada kolenního kloubu*, 2007, roč. 1, č. 3, s. 121-127. ISSN: 1802-1727
- [23] SHIERS, L.G.P. *The Journal of Bone and Joint Surgery: Arthroplasty of the Knee, Preliminary Report of a New Method*, 1954, Vol. 36-B, No. 4, s. 553-560.

[24] ATTENBOROUGH, C.G. The Journal of Bone and Joint Surgery: *The Attenborough Total Knee Replacement*, 1978, Vol. 60-B, No. 3, s. 320-326.

[25] GUNSTON, F.H. The Journal of Bone and Joint Surgery: *Polycentric Knee Arthroplasty, Prosthetic Simulation of Normal Knee Movement*, 1971, Vol. 53-B, No. 2, s. 272-277.

[26] SCOTT, R.D. – JOYCE, M.J. – EWALD, F.C. – THOMAS, W.H. The Journal of Bone and Joint Surgery: *McKeever Metallic Hemiarthroplasty of the Knee in Unicompartmental Degenerative Arthritis*, 1985, Vol. 67-A, No. 2, s. 203-207.

[27] FARRAR, M.J. – NEWMAN, R.J. – MAWHINNEY, R.R. The Journal of Arthroplasty: *Computed Tomography Scan Scout Film for Measurement of Femoral Axis in Knee Replacement*, 1999, Vol. 14, No. 8, s. 1030-1031.

[28] JANÍČEK, P. – ONDRÁČEK, E.: *Řešení problémů modelováním – Téměř nic o téměř všem*, Brno: PC-DIR Real, s.r.o., 1998. ISBN: 80-214-1233-X

[29] NIINOMI, M. Materials Science and Engineering: *Mechanical properties of biomedical titanium alloys*, 1998, Vol. A243, s. 231-236.

[30] KUBÍČEK, M. *Deformačně napětová analýza aplikované totální endoprotézy kolenního kloubu*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2004. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Elektronické zdroje:

[31] URL <<http://www.beznoska.cz/historie.html>> [cit. 2011-17-4]

[32] URL <<http://www.beznoska.cz/co-nabizime/kolena/totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-tyt-cms.html>> [cit. 2011-17-4]

[33] URL <<http://www.beznoska.cz/res/data/007/001047.pdf>> [cit. 2011-17-4]

[34] URL <[http://www.depuy.com/healthcare-professionals/product-details/lcs-completetrade-knee-system?s=search\\_1303763118501252&i=2&consulta=t&specialty=254&category=0&focus=0&family=0&keyword=&company=247](http://www.depuy.com/healthcare-professionals/product-details/lcs-completetrade-knee-system?s=search_1303763118501252&i=2&consulta=t&specialty=254&category=0&focus=0&family=0&keyword=&company=247)> [cit. 2011-17-4]

[35] URL <<http://www.nemspk.cz/obsah/oddeleni/ortopedicke/art-2-Artroskopick%C3%A1%20sekce.aspx>> [cit. 2011-17-4]

[36] ANSYS help

## 11 Seznam použitých zkratk a symbolů

TEP – *Totální endoprotéza*

ČSSR – *Československá socialistická republika*

UK – *Univerzita Karlova*

FNM – *Fakultní nemocnice v Motole*

$E$  – *Modul pružnosti v tahu [MPa]*

$R_m$  – *Mez pevnosti [MPa]*

$R_{e0,2}$  – *Smluvní mez kluzu [MPa]*

$\sigma_c$  – *Mez únavy [MPa]*

$A$  – *Tažnost [%]*