



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

MECHANICKÉ VLASTNOSTI MATERIÁLŮ KOLENNÍCH ENDOPROTÉZ A MECHANICKY VÝZNAMNÝCH TKÁNÍ V KOLENNÍM KLOUBU

MECHANICAL PROPERTIES OF MATERIALS OF KNEE JOINT ENDOPROSTHESES AND OF
MECHANICALLY SIGNIFICANT TISSUES IN A KNEE JOINT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matouš Dvořák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

BRNO 2021

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Matouš Dvořák
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojírenského inženýrství
Vedoucí práce:	prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
Akademický rok:	2020/21

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:

Mechanické vlastnosti materiálů kolenních endoprotéz a mechanicky významných tkání v kolenním kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Kolenní endoprotézy se stále více uplatňují v ortopedii a VUT v Brně se významně zapojuje do jejich vývoje. Výpočtové modelování kloubů s endoprotézami nebo i bez nich vyžaduje znalosti mechanických vlastností příslušných materiálů a tkání, které často limitují přesnost nebo dokonce proveditelnost příslušných deformačně–napětových výpočtů. Práce se proto zaměří na rešerši vlastností těchto materiálů, především mechanicky významných tkání kolenního kloubu, tedy kompaktní a spongiózní kosti, chrupavek, vazů a příp. šlach. Studie bude doplněna o zjednodušený mechanický model některé části kolenního kloubu, který je realizovatelný na úrovni znalostí z bakalářského studia.

Cíle bakalářské práce:

1. Seznámit se s anatomíí kolenního kloubu, příslušnými mechanicky významnými tkáněmi a provést literární rešerši endoprotéz kolenního kloubu.
2. Provést literární rešerši mechanických vlastností všech materiálů významných pro mechaniku kolenního kloubního spojení s endoprotézou.
3. Provést analýzu zvoleného jednoduchého modelu mechaniky části kolenního kloubu na úrovni znalostí PP z bakalářského studia.

Seznam doporučené literatury:

SOBOTTA, J.: Anatomický atlas. SVOJTKA & Co., Praha, 2012.

ABÉ, H., HAYASHI, K., SATO, M.: Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues and Organs. Springer, Tokyo, 1996.

JANÍČEK, P., ONDRÁČEK, E., VRBKA, J., BURŠA, J.: Mechanika těles - PPI. Skriptum VUT v Brně, 2004.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2020/21

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou totálních kolenních endoprotéz. Popisuje jejich rozdělení z hlediska konstrukce či stylu uchycení. Shrnuje mechanické vlastnosti lidských tkání vyskytujících se v kolenním kloubu a zároveň charakterizuje nejpoužívanější materiály pro výrobu implantátů. Práce obsahuje výpočet, který je zaměřen na zjištění napětí v okolí oblasti styku holenní kosti s dřikem tibiální komponenty. Příklad je proveden analyticky a následně ověřen metodou konečných prvků v softwaru ANSYS.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kolenní endoprotéza, mechanické vlastnosti, výpočtové modelování, implantát

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the issue of total knee endoprosthesis and describes its division in terms of its construction and attachment style. It summarizes the mechanical properties of human tissues occurring in the knee joint and simultaneously characterizes the most used materials for the production of implants. The thesis contains a calculation focusing on determining the tension around the area of contact of the tibia with the stem of the tibial component. The calculation is performed analytically and subsequently verified by the finite element method in ANSYS software.

KEYWORDS

Knee endoprosthesis, mechanical properties, computational modeling, implant

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

DVOŘÁK, Matouš. *Mechanické vlastnosti materiálů kolenních endoprotéz a mechanicky významných tkání v kolenním kloubu*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/132490>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D..

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že tuto bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce s použitím literatury uvedené v seznamu literatury.

V Brně dne 21. 5. 2021

.....

Matouš Dvořák

PODĚKOVÁNÍ

Touto formou bych chtěl poděkovat vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za odborné vedení, ochotu, cenné rady a připomínky při zpracovávání mé bakalářské práce. Dále bych chtěl rád poděkovat své rodině a přítelkyni za podporu během mého studia.

OBSAH

1	ÚVOD	11
2	ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POJMY	12
2.1	Základní termíny označující roviny těla.....	12
2.2	Základní termíny označující směry na končetinách.....	12
2.3	Základní terminologie kloubních pohybů	13
3	ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU	13
4	ENDOPROTÉZY KOLENNÍHO KLOUBU	14
4.1	Rozdělení endoprotéz.....	15
4.1.1	Cementované implantáty	15
4.1.2	Necementované implantáty.....	15
4.1.3	Hybridní implantáty	16
5	MECHANICKÉ VLASTNOSTI VYBRANÝCH LIDSKÝCH TKÁNÍ	16
5.1	Kosti	16
5.1.1	Kompaktní kost.....	17
5.1.2	Spongiózní kost.....	17
5.2	Menisky.....	18
5.3	Vazy	18
6	POUŽÍVANÉ MATERIÁLY NA VÝROBU KOLENNÍ ENDOPROTÉZY	19
6.1	Kovy a jejich slitiny	19
6.1.1	Nerezové oceli	19
6.1.2	Titanové slitiny	19
6.1.3	Slitiny kobaltu.....	20
6.2	Nekovové materiály	21
6.2.1	Keramika.....	21
6.2.2	Plastické hmoty.....	22
7	POSOUZENÍ NAPĚTÍ V DŘÍKU TIBIÁLNÍ KOMPONENTY A V OKOLNÍ KOSTNÍ TKÁNÍ OPROTI FYZIOLOGICKÉMU STAVU	24
7.1	Analytický výpočet	25
7.2	Model geometrie, vazeb a zatížení pro výpočtové modelování	30
7.3	Prezentace a porovnání výsledků	31
8	ZÁVĚR	34
9	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	11
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	13
11	SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN	14
12	SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ	15
13	SEZNAM TABULEK	16

1 ÚVOD

Lidské tělo je velmi složitý organismus a na jeho správné funkci se podílí mnoho spolu souvisejících faktorů, mezi které patří např. správná strava, kvalitní spánek a bezpochyby dostatek pohybu. Právě pohyb je jedním z faktorů, který je v dnešní moderní době víceméně zanedbáván. Je to částečně způsobeno současným životním stylem, který je velmi hektický. Lidé jsou pod vysokým pracovním vytížením, kladou se na ně vyšší pracovní požadavky, se kterými pochopitelně roste i míra stresu. Také stále více přibývá zaměstnání, ve kterých je tělo zatěžováno jednostranným způsobem, jako je sezení a stání, což může vést k přetěžování jednotlivých částí lidského těla. Všechny tyto negativní vlivy ovlivňují správnou funkci lidského organismu. Jednou z často postižených oblastí je pohybový aparát, především klouby, mezi které patří i nejsložitější z nich, a to kloub kolenní.

Právě kolenní kloub je jedním z nejčastěji postižených kloubů vůbec. Musí být schopen snášet každodenní namáhání od chůze, tlumit rázy při doskocích a podobně. Proto není divu, že s přibývajícím věkem může docházet k degenerativním změnám, které mohou vést ke vzniku kloubních onemocnění, především k artróze kolenního kloubu. Z počátku se tyto postižení projevují nepříjemnou bolestí při chůzi a v pokročilejších stádiích se bolest začne vyskytovat i během odpočinkových aktivit. Tyto symptomy často ovlivňují každodenní činnosti člověka.

Pokud je míra poškození důležitých částí kolenního kloubu natolik rozsáhlá, přistupuje se k operativnímu zákroku. Postižené plochy jsou nahrazeny vhodnými implantáty, které se mohou lišit konstrukcí, použitým materiálem nebo typem uchycení. Tyto faktory se odvíjí od zdravotního stavu pacienta a rozhodnutí operujícího lékaře. Alopplastika kolenního kloubu je náročná ortopedická operace, díky které se pacient zbaví bolesti a je znovu schopen běžného života. V dnešní době už jsou kolenní endoprotézy na takové úrovni, že pacientům zaručí možnost kvalitního pohybu na více než 10 let. Každopádně totální kolenní náhrady jsou pořád předmětem zkoumání, jelikož je stále snaha dosáhnout co nejpodobnější funkce kolenního kloubu, jako tomu bylo před operací.

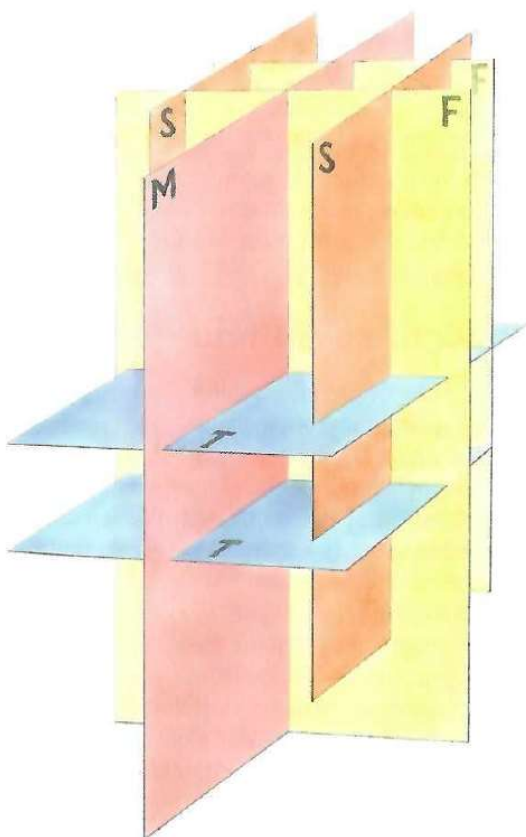
Cíl samotné práce je provést přehled mechanických vlastností kostí, vazů a menisků. Zároveň popsat materiálové charakteristiky nepoužívanějších materiálů na výrobu kolenních endoprotéz a jejich rozdělení. V práci je obsažen i výpočet, který se zabývá posouzením napětí na kostní tkáni a na dřívku při použití buď titanové slitiny nebo keramiky.

2 ZÁKLADNÍ ANATOMICKÉ POJMY

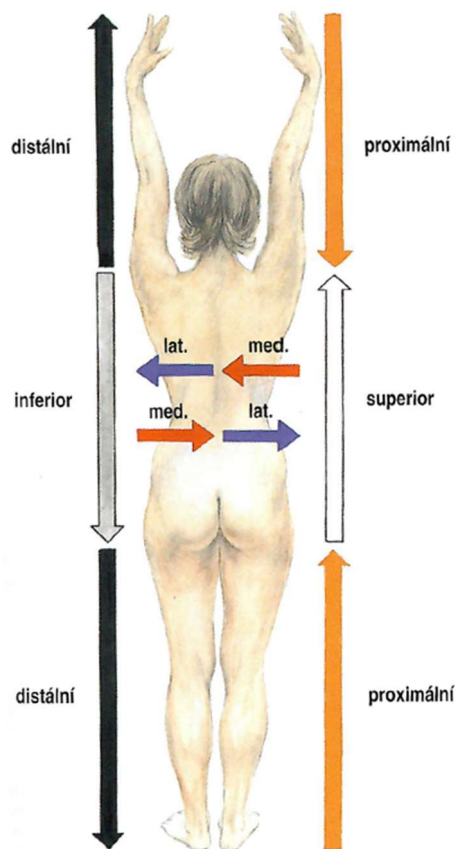
Pro správné orientování v prostoru a popisování jednotlivých částí lidského těla se v anatomii používají termíny, které vychází ze základního postavení těla. Tato základní anatomická poloha se vyznačuje vzpřímeným postojem s horními končetinami volně svěšenými podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu [1] [3]. Následující podkapitoly uvádějí vysvětlení pojmů využívaných v této práci podle [2] a [3].

2.1 Základní termíny označující roviny těla

- **Mediánní rovina (M)** – je to rovina předozadně vertikální, která prochází přesně středem těla a dělí ho na dvě zrcadlové poloviny.
- **Sagitální roviny (S)** – jsou to všechny ostatní předozadní roviny, které jsou paralelně s rovinou mediánní.
- **Frontální roviny (F)** – jsou to roviny ve vertikálním směru, které jsou kolmé na sagitální roviny.
- **Transverzální roviny (T)** – jsou to roviny procházející tělem v příčném směru a jsou kolmé na roviny sagitální i frontální.



Obr. 2.1 Základní roviny těla [3]



Obr. 2.2 Hlavní směry těla [3]

2.2 Základní termíny označující směry na končetinách

- **proximální** – směrem k trupu
- **distální** – směrem od trupu
- **superior** – horní
- **inferior** – dolní
- **ventrální (anterior)** – přední

- **dorsální (posterior)** – zadní
- **mediální** – vnitřní (blíže mediální rovině)
- **laterální** – vnější (dále od mediální roviny)
- **tibiální** – vnitřní (blíže k holenní kosti)
- **fibulární** – vnější (blíže k lýtkové kosti)

2.3 Základní terminologie kloubních pohybů

- **flexe** – ohnutí (pohyb ze základní anatomické polohy)
- **extenze** – natažení (pohyb do základní anatomické polohy)
- **abdukce** – odtažení (pohyb směrem od osy těla)
- **addukce** – přitažení (pohyb směrem k ose těla)
- **rotace** – pohyb kolem podélné osy (zevní nebo vnitřní)

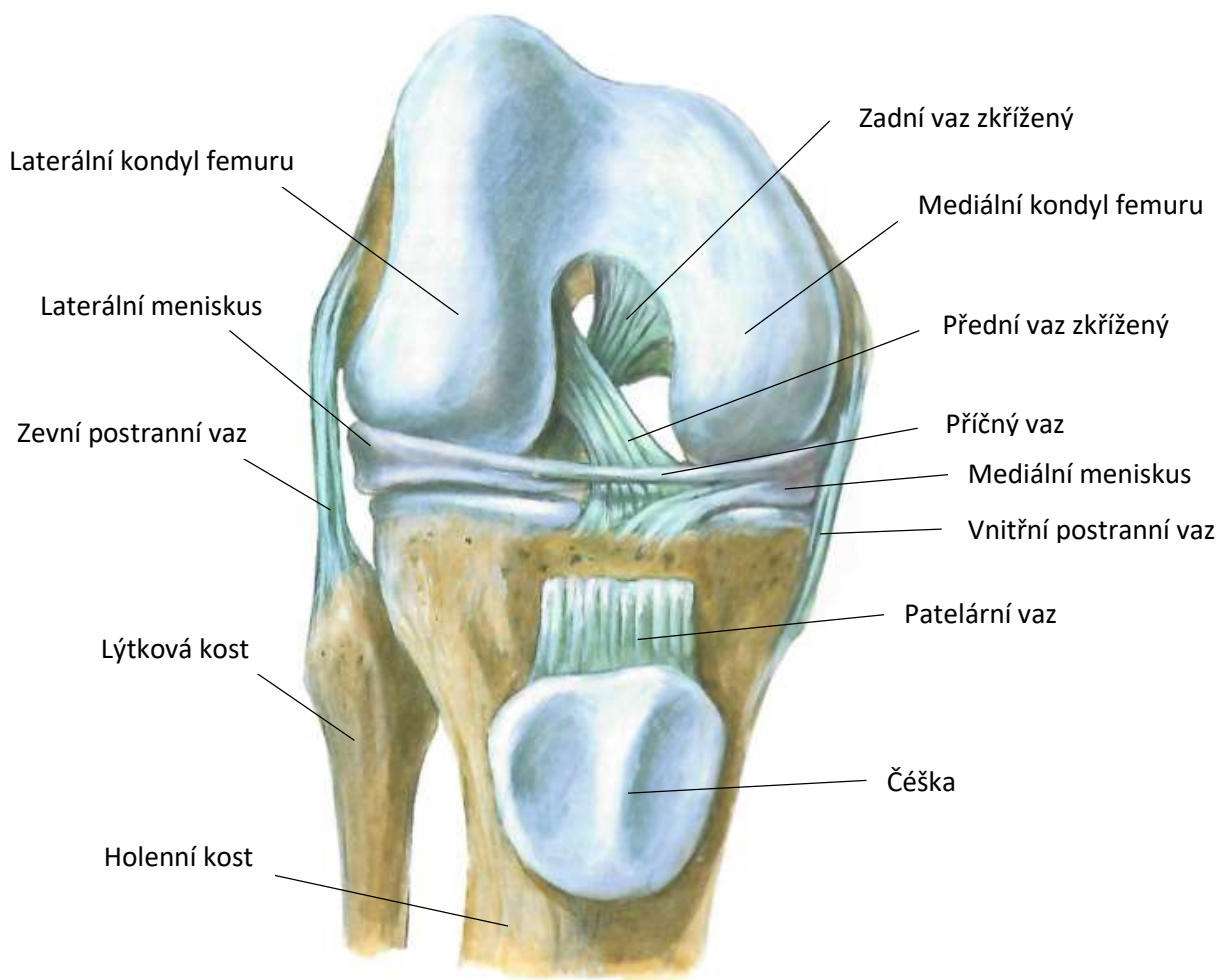
3 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub je kloubem složeným a je zároveň nejsložitějším a největším kloubem v těle vůbec. Je tvořen třemi kostmi: femurem (kost stehenní), tibií (kost holenní) a patelou (česka). Nedílnou součástí anatomie kolenního kloubu je kloubní pouzdro, vazy, svaly a menisky (vazivové chrupavky). Všechny tyto části se podílí na celkové stabilitě kolene. Na přední straně distálního konce femuru se mezi oběma kondyly (kloubní hrbol) nachází styčná ploška pro patelu. Kloubní plošky na kondylech tibie mají odlišné zakřivení než styčné plošky na kondylech femuru a tyto odlišnosti jsou vyrovnány menisky [5].

Menisky jsou ploténky srpovitého tvaru, které slouží především ke stabilitě a správné funkci kloubu. Zároveň tlumí nárazy a zlepšují rozložení tlaku, čímž chrání konce stehenní a lýtkové kosti proti vzájemnému opotřebením. Na jejich vnějším okraji jsou vyšší a srůstají s kloubním pouzdem. Směrem do dutiny kloubní se menisky ztenčují a na jejich vnitřní straně jsou volné. Meniskus se rozlišuje na mediální a laterální, přičemž mediální je větší a spíše oválného tvaru a laterální je menší a jeho obrys je spíše kruhovitý. Oba menisky jsou na přední straně navzájem propojeny nitrokloubním vazem [5].

V kolenním kloubu se nachází mnoho vazů, které se dají rozdělit do dvou skupin podle jejich umístění, a to na vazy upínající se na povrchu kloubu a na vazy, které leží uvnitř kloubu. Mezi dva hlavní vazy probíhající po stranách kolenního kloubu patří vazy kolaterální (postranní). První z nich se nazývá vnitřní postranní vaz, který se upíná na vnitřní straně mediálního distálního konce femuru a pokračuje až na proximální konec tibie. Zároveň srůstá s kloubním pouzdem a mediálním meniskem. Na opačné straně kloubu se nachází zevní postranní vaz, který spojuje vnější stranu laterálního distálního konce femuru se zevní stranou fibule (kost lýtková). Hlavní úkol těchto vazů je stabilizovat koleno v mediálním a laterálním směru [6]. Další důležitý vaz na povrchu kloubu je vaz patelární, který se nachází na přední straně kolenního kloubu. Vychází se šlachy kvadricepsu (čtyřhlavý sval stehenní), která se upíná na patelu a část této šlachy pokračuje od distálního konce pately k proximální části tibie [5].

V kloubní dutině jsou nejvýznamnější vazy zkřížené. Přední zkřížený vaz spojuje ventromediálně vnitřní stranu laterálního kondylu femuru s tibií. Jeho hlavní funkcí je zajistit koleno při rotaci a hyperextenzi tibie. Zadní zkřížený vaz začíná na vnitřní straně mediálního kondylu femuru a upíná se dorsomediálně na plochu tibie. Jeho hlavním úkolem je stabilizovat posun tibie v dorsálním směru [5].



Obr. 3.1 Pohled zepředu na pravé koleno [3]

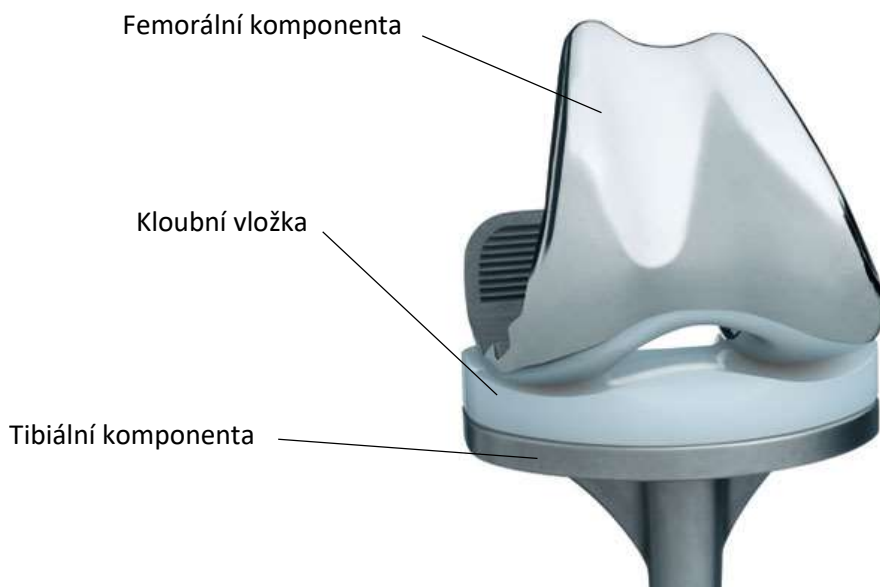
4 ENDOPROTÉZY KOLENNÍHO KLOUBU

Existuje mnoho kolenních náhrad, které se liší tvarem, konstrukcí, způsobem uchycení ke kostnímu lůžku, typem tibiálního platu nebo zachováním či odebráním zadního zkříženého vazy. Výběr správného implantátu pro pacienta závisí na mnoha faktorech, jako je například jeho věk, zdravotní stav nebo také míra postižení daného kloubu. Většina kolenních endoprotéz se skládá ze tří základních komponent: femorální, tibiální a patelární [7] [8].

Femorální komponenta je většinou kovová a kopíruje tvar konce stehenní kosti. Na přední straně implantátu se nachází kolenní jamka pro češku, díky které je jí umožněn pohyb při natahování nebo ohýbání kolene [7] [8].

Tibiální komponenta je plochá kovová část ukotvená do holenní kosti. Na tibiálním platu je upevněná kloubní (polyethylenová) vložka, která má plnit z určité části funkci menisků. Její další funkcí je to, aby na sebe obě kovové komponenty přímo nedoléhaly. Díky této vložce se napětí, které vzniká při zatížení endoprotézy, rozloží, což zapříčiní plynulejší pohyb a sníží se opotřebení implantátů [7] [8].

Patela je zespod ošetřena polyetylenovou patelární komponentou, která zapadá do kolenní jamky na femorálním implantátu. V některých případech není nutné provádět náhradu pately [7] [8].



Obr. 4.1 Jednotlivé komponenty kolenní endoprotézy [24]

4.1 Rozdělení endoprotéz

Podle fixace ke kostnímu lůžku dělíme implantáty na cementované, necementované a hybridní.

4.1.1 Cementované implantáty

Cementované implantáty jsou ke kosti uchyceny pomocí speciálního kostního cementu (polymethylmetakrylátu), který díky vyplnění nerovností v kosti výborně zafixuje implantát. Aplikací cementu se také dosáhne snížení krevních ztrát po odstranění postižených ploch kloubu. Nevýhodu představují vedlejší účinky, které mohou nastat uvolněním zbytkového kostního cementu do organismu nebo poškození spongiózní kosti během jeho polymerizace, což může zapříčinit pooperační problémy, jako je například vznik infekce. Další nevýhoda nastává při revizních operacích, kdy kostní cement může způsobit značné poškození spongiózní kosti a vzniká problém s fixací nové endoprotézy, a proto se začaly hledat a vynalézat nové způsoby uchycení implantátů bez použití kostního cementu [4].

4.1.2 Necementované implantáty

Fixace necementovaných implantátů funguje na bázi prorůstání kostních buněk do endoprotézy. Z tohoto důvodu je povrch implantátů většinou potažen porézním materiálem, aby bylo umožněno kosti zarůst do protézy. Chemické spojení je další z možností, jak připevnit implantát ke kosti. Je to tzv. bioaktivní keramika, která má v sobě takové látky, které jsou schopné vytvářet kostní tkáň. Necementované implantáty se většinou nepoužívají u starších pacientů nebo u pacientů trpících osteoporózou (řidnutí kostí), protože kost musí být v dobrém stavu, aby byla schopna zarůst do protézy. Dalším faktorem je rekonvalescence, která trvá déle než u cementovaných implantátů z důvodu prorůstání kosti do protézy [4].

4.1.3 Hybridní implantáty

Spojením obou výše zmíněných technik fixace se dosáhlo vzniku hybridních implantátů, díky kterým došlo k možnosti dřívějšího zatěžování postiženého místa po operaci. Tato totální kolenní náhrada se skládá z necementované komponenty na stehenní kosti a z cementované komponenty, která se nachází na kosti holenní. Jde je dále rozdělit na implantáty se zachováním nebo s odebráním zadního zkříženého vazů [4].

- **Implantáty s ponecháním zadního zkříženého vazů**

Při použití tohoto typu implantátu je odebrán jen přední zkřížený vaz a zadní zkřížený vaz je zachován z důvodu zafixování pohybu holenní kosti směrem dozadu. To způsobuje větší stabilitu kolene. Většinou se implantát používá u pacientů, kteří nemají nijak poškozený vazivový aparát [7] [8].

- **Implantáty nahrazující zkřížené vazy**

Jde o jeden z nejčastějších typů implantátů, kde jsou nahrazeny oba zkřížené vazy. Stabilita kolene je zajištěna pomocí výstupku na kloubní vložce. Tento výstupek zapadá do femorální komponenty a plní funkci zkřížených vazů [7] [8].



Obr. 4.2 Kolenní endoprotéza aplikovaná pro pacienty s odebranými zkříženými vazy [24]

- **Implantáty zachovávající zkřížené vazy**

Ve většině kolenních náhrad je přední zkřížený vaz odstraněn a jen v některých situacích je zadní zkřížený vaz zachován, jak již bylo výše zmíněno. U tohoto způsobu aplikace implantátu jsou oba vnitřní vazy ponechány. Důvodem je co možná nejlepší stabilita kloubu a také to, aby jeho funkce byla co nejpřirozenější [8].

5 MECHANICKÉ VLASTNOSTI VYBRANÝCH LIDSKÝCH TKÁNÍ

5.1 Kostí

Kosti jsou nehomogenní, anizotropní biomateriál žlutobílé barvy, který je tvrdý, pevný a vykazuje malé pružné deformace. Kosti jsou tvořeny kostní tkání, která jde rozdělit na dvě hlavních složky, a to na kost kompaktní a kost spongiózní [3]. Tyto dvě části se liší jejich

strukturou a tím pádem mají i rozdílné mechanické vlastnosti. U kostí, ale obecně u všech jiných lidských tkání, záleží na směru zatěžování, který potom ovlivní výsledné mechanické vlastnosti [9]. U dlouhých kostí (např. stehenní kost) obecně platí, že vydrží největší zatížení ve směru jejich osy při namáhání tahem nebo tlakem a nejmenší pevnost prokazují při namáhání v krutu [3].

5.1.1 Kompaktní kost

Kost kompaktní je tvrdá, několik milimetrů tenká vrstva kostní tkáně, která obklopuje kost spongiózní a udává výsledný tvar kosti. Na povrchu kosti se nachází periost (okostice), který chrání vnější plášťové lamely. Tyto lamely jsou paralelně uspořádány a orientovány rovnoběžně s povrchem kosti a jsou tvořeny kolagenními vlákny. Vnitřní strana kompakty (dutinová strana) je také složena z plášťových lamel. Mezi těmito dvěma lamelovými systémy se nacházejí osteony, v kterých jsou umístěny cévy [16] [17].

Určení mechanických vlastností kostní tkáně ovlivňuje mnoho faktorů, mezi které patří stáří pacienta, velikost odebraného vzorku, způsob skladování, rychlost a směr zatěžování atd. Hodnoty uvedené v tabulce byly získány z mechanických zkoušek na vzorcích o velikosti řádově 1 cm. Zjištěné hodnoty byly určeny od 19 mužských a 20 ženských dárců ve věkovém rozmezí 46-99 let [17].

Tabulka 5.1 Mechanické vlastnosti kompakty v proximální části stehenní kosti měřené v podélném směru. Upraveno z [18].

	Modul pružnosti (GPa)	Mez úměrnosti (MPa)	Mez pevnosti (MPa)	Maximální deformace (%)
tah	18,16 ± 1,88	84,52 ± 10,47	92,95 ± 10,07	0,67 ± 0,04
tlak	18,97 ± 1,84	147,89 ± 16,36	153,59 ± 21,63	0,98 ± 0,09
smyk	6,07 ± 0,57	40,95 ± 5,16	46,31 ± 5,82	0,87 ± 0,04

5.1.2 Spongiózní kost

Spongiózní kost je vysoce pórovitý materiál, má tzv. houbovitou strukturu. Je tvořena kostními trámečky, které jsou většinou rovnoběžné s povrchem kosti. Mechanické vlastnosti spongiózy se odvíjí od hustoty a stylu uspořádání kostních trámečků. Spongióza především vyplňuje konce dlouhých kostí a pomáhá rozložit vznikající tlak [16] [17].

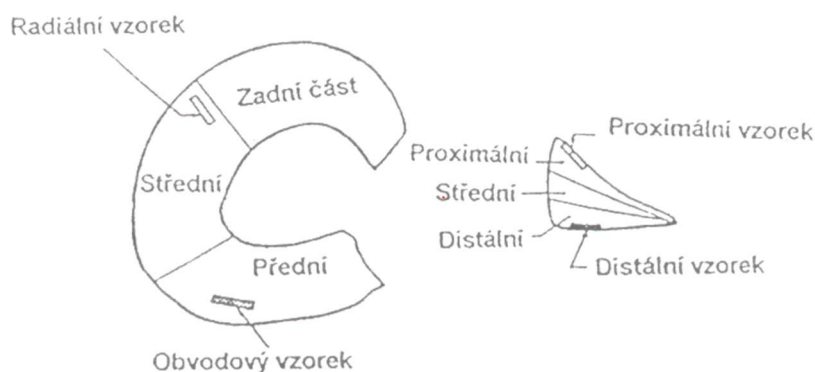
Mechanické vlastnosti spongiózní kosti, přesněji modul pružnosti, mez pevnosti a maximální deformace, byly převzaty z [21]. Získané hodnoty byly z proximální části tibie od dárců ve věku 40 až 59 let. Mez úměrnosti byla získána z [23], kde bylo testováno 15 vzorků z proximálního konce tibie od dárců v rozmezí 40 až 85 let. Všechny vlastnosti byly měřeny na vzorcích vyjmutých v podélném směru holenní kosti.

Tabulka 5.2 Mechanické vlastnosti spongiózy z proximální části tibie. Upraveno z [21] a [23].

	Modul pružnosti (GPa)	Mez úměrnosti (MPa)	Mez pevnosti (MPa)	Maximální deformace (%)
tlak	0,83 ± 0,42	2,02 ± 0,92	9,86 ± 2,56	2,12 ± 0,64

5.2 Menisky

Meniskus je vazivová chrupavka skládající se z mimobuněčné matrice a kolagenních vláken. Tato vlákna jsou různě uspořádána podle vzdálenosti od povrchu menisku. Blíže k povrchu jsou svazky kolagenních vláken orientovány spíše v radiálním směru. V hlubší vrstvě menisku se kolagenní vlákna splétají do svazků, které mají obvodovou orientaci. Dále se zde znovu vyskytují silná radiální vlákna, která mají za úkol zabránit vzniku, popřípadě šíření trhlinek, které se mohou objevit na obvodové části menisku při nadměrném zatížení [16].



Obr. 5.1 Rozdělení menisku do oblastí a vrstev, z kterých byly odebrány vzorky pro měření [22]

Meniskus zastupuje kontaktní plochu mezi konci stehenní a holenní kosti, zároveň tlumí napětí vzniklé rázovým zatížením (chůze, běh, doskok). Jako u kosti, tak i u menisku platí, že výsledné mechanické vlastnosti jsou závislé na směru zatěžování [16].

Tabulka 5.3 Hodnoty naměřené na vzorcích z různých vrstev lidského menisku v radiálním směru [22]

	Vrstva	Modul pružnosti [MPa]	Max. deformace [%]	Mez pevnosti [MPa]
Zevní	proximální	12,93 ± 6,46	41,40 ± 20,75	3,75 ± 1,85
	střední	6,14 ± 2,62	55,24 ± 18,15	2,52 ± 1,73
	distální	15,83 ± 7,37	38,97 ± 23,64	3,53 ± 1,99
Vnitřní	proximální	9,86 ± 6,96	42,35 ± 20,40	3,04 ± 1,00
	střední	3,74 ± 1,37	53,51 ± 18,35	1,57 ± 0,90
	distální	16,21 ± 7,47	33,47 ± 18,32	3,38 ± 1,46

5.3 Vazy

Vazy jsou pojivová tkáň složená především z kolagenních vláken. Vazy mají důležitou úlohu v pohybovém ústrojí člověka a jsou především součástí kloubů. Jejich hlavním úkolem je vymezení pohybu jednotlivých kloubů a zajištění stability. Vazy jsou velice pevné a jsou schopny se protáhnout až o 50 % své původní délky [16].

Studie [20] se zabývá zjištěním mechanických vlastností předního (ACL) a zadního (PCL) zkříženého vazy, zevního postranního vazy (LCL) a patelární šlachy (PT). Hodnoty se získaly od tří mladých dárců. Jednotlivé vazy byly podélně rozděleny na více zkušebních vzorků.

Tabulka 5.4 Mechanické vlastnosti kolenních vazů. Upraveno z [20].

	Modul pružnosti (MPa)	Mez pevnosti (MPa)	Maximální deformace při max. napětí (%)
PT	643,1 ± 53,0	68,5 ± 6,0	13,5 ± 0,7
ACL, PCL, LCL	345,0 ± 22,4	36,4 ± 2,5	15,0 ± 0,8

6 POUŽÍVANÉ MATERIÁLY NA VÝROBU KOLENNÍ ENDOPROTÉZY

Materiály, které se využívají pro výrobu implantátů, musí splňovat vysoké požadavky, aby bylo docíleno jejich správné funkce a maximální životnosti. Materiál musí být schopen odolávat statickému i dynamickému zatížení. Pevnostní vlastnosti materiálu bývají často vyšší než u kosti, což může vést k jejímu porušení především z důvodu rozdílných hodnot modulů pružnosti. Dalším z hlavních faktorů je biokompatibilita, díky které nedojde k reakci mezi živou tkání a materiálem. Při dlouhodobém proměnném zatěžování vznikají v tělese mikrotrhliny. Kost, jakož to živá tkáň, je schopna regenerovat a tyto defekty opravit a zachovat si tím své mechanické vlastnosti oproti materiálům, které tuto schopnost postrádají a tím pádem klesají jejich mechanické vlastnosti a může dojít až k únavovému lomu. Další žádoucí vlastností je odolnost proti ořezu, kterou lze zvýšit pomocí povrchové úpravy implantátu. Nejpoužívanějšími materiály pro výrobu endoprotéz kolenního kloubu jsou jednoznačně kovy a jejich slitiny, avšak v současnosti nacházejí stále větší uplatnění i jiné materiály, mezi které se řadí např. keramika a různé druhy plastů [4].

6.1 Kovy a jejich slitiny

Kovy samy o sobě nejsou úplně vhodným materiálem na výrobu implantátů, jelikož nemají požadované mechanické vlastnosti a dobrou korozivzdornost. Zároveň může dojít k nesnášenlivosti mezi materiálem a lidským organismem. Přidáním vhodných legujících prvků se zamezí vzniku koroze a zároveň se dosáhne dobrých mechanických vlastností, jako je vysoká odolnost vůči namáhání v tahu, ohybu nebo krutu [4]. Nejvíce používanými kovovými slitinami jsou slitiny na bázi titanu a kobalt-chromu, které více méně nahradily nerezovou ocel, díky lepší nižší tuhosti.

6.1.1 Nerezové oceli

Nerezavějící ocel se na implantáty používá hlavně z důvodu výborné únavové pevnosti, která je bohužel vykoupena horší korozivzdorností a biokompatibilitou oproti jiným slitinám. Nejpoužívanější nerezavějící ocel na výrobu kolenních náhrad je vysokolegovaná austenitická ocel Cr-Ni-Mo s malým obsahem uhlíku. Chemické složení této oceli obsahuje 17-19 % chromu, 14-16 % niklu a 2,3-4,2 % molybdenu. Chrom zde plní funkci tenké pasivační vrstvy oxidu na povrchu implantátu, která ho chrání proti korozi. Nikl má za úkol zlepšit korozivzdornost stabilizací krystalické mřížky. Molybden je zde proto, aby chránil hranice zrn proti korozi. Jedna z typických ocelí z této skupiny je ocel AISI 316L tzv. chirurgická ocel [10].

6.1.2 Titanové slitiny

Titan, jakožto výrobní materiál na implantáty, je využíván hlavně z toho důvodu, že nepodléhá chemickým reakcím, je inertní vůči lidskému organismu. Titan se vyznačuje vysokou odolností proti korozi v odlišných prostředích (vzduch, mořská voda). Jeho dobrá korozivzdornost je zachována i při velkých teplotních rozdílech, a to od bodu mrazu až po 600 °C. Titan sám o sobě je velice plastický a jeho pevnost v tahu se pohybuje v rozmezí 220-260

MPa při tažnosti až 60 %. Při přidání malého množství legujících prvků je možno dosáhnout až dvojnásobné pevnosti, ale na úkor tažnosti, která klesá skoro na třetinu. Další výhodou je jeho vysoká únavová pevnost. Titan jako čistý kov se v alopastice nevyužívá z důvodu malé odolnosti proti otěru, která se dá ale zlepšit různými povrchovými úpravami jako je iontová implantace¹ nebo eloxování². Překážkou u titanu a jeho slitin je jejich vysoká výrobní cena a náročnost zpracování [11] [10] [4].

Nejpoužívanějšími slitinami titanu v alopastice jsou slitiny $\alpha + \beta$, které vykazují dobrou odolnost proti únavovému namáhání. Jedna z hlavních slitin z této skupiny je slitina Ti-6Al-4V. Díky její nízké měrné hmotnosti a výborné pevnosti byla zprvu využívána v leteckém průmyslu. Hlavním důvodem, proč se začala tato slitina využívat na výrobu implantátů, je její relativně nízký modul pružnosti 110 GPa. V porovnání s chirurgickou ocelí nebo se slitinami na bázi kobaltu je jeho hodnota o polovinu menší. Přesto je to stále 5krát více než modul pružnosti kompaktní kosti. V poslední době se vyvíjejí nové titanové slitiny obsahující zirkonium a niob, díky kterým se dosáhne výborné pevnosti, ale především se podařilo snížit modul pružnosti na 65-85 GPa [11] [10].

Na titanové náhrady se dá aplikovat porézní povlak, díky kterému není nutné použít kostní cement na fixaci implantátu. Kost do tohoto povlaku proroste a tím se zajistí uchycení endoprotézy. Tento druh spojení je lépe odolný proti mechanickému poškození [10].

6.1.3 Slitiny kobaltu

Slitiny na bázi kobaltu Co-Cr-Mo nebo Co-Cr-Mo-Ni jsou především využívány díky jejich dobré pevnosti, odolnosti proti únavě a korozi. První zmíněná slitina je zhotovena litím. Druhá slitina, obsahující nikl, je relativně nová a vyrábí se za pomoci kování. Nejběžnější chemické složení je v rozmezí 30-60 % kobaltu, 20-30 % chromu a 5 % molybdenu. Ve slitinách se ještě vyskytují stopová množství jiných prvků, jako je wolfram, železo nebo mangan, které ale neovlivňují výsledné vlastnosti [10] [16].

Modul pružnosti u kobaltových slitin se pohybuje v rozmezí 200-300 GPa, což je výrazně vyšší hodnota než u kompaktní kosti. Díky jejich velkému rozdílu tuhostí se na fixaci implantátu většinou musí použít kostní cement. Tato vrstva kostního cementu pomůže lépe rozložit vzniklé napětí, které se koncentruje v místě styku implantátu s kostí [10].

Tabulka 6.1 Materiálové charakteristiky vybraných kovových slitin [10] [12] [13] [14] [15] [19]

	Mez kluzu [MPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Modul pružnosti [GPa]	Hustota [g/cm ³]	Mez únavy (počet cyklů 10 ⁷) [MPa]	Poissonovo číslo [-]
AISI 316L	205-310	515-620	200	7,9	180-320	0,27
čistý titan (CPTi)	483	550	105	4,5	250	0,32
Ti-6Al-4V	830	930	110	4,43	200-250	0,34
CoCrMo	455	600-1795	200-230	7,8	380	0,29

¹ Povrchová úprava materiálu, při kterém se ionty jednoho materiálu aplikují do vrchní vrstvy jiného materiálu a tím se změní jeho chemické a fyzikální vlastnosti [25]

² Elektrochemický proces, díky kterému se vytvoří ochranná vrstva na povrchu kovu, která zlepšuje mechanické vlastnosti materiálu [29]

6.2 Nekovové materiály

6.2.1 Keramika

Keramika se v aloplastice začala využívat hlavně z důvodu výborné odolnosti proti opotřebení, biokompatibility, vysoké tvrdosti a pevnosti v tlaku. Keramika má také dobrou snášenlivost s lidským organismem oproti kovům, které můžou při styku s živou tkání vyvolat alergickou reakci. Co jí ale znevýhodňuje oproti kovovým slitinám je její vysoká křehkost, nízká pevnost v ohybu, složitost výroby a výrobní cena. Keramika se dá použít jak na výrobu samotných komponent, tak na povrchovou aplikaci. Keramický povlak, například nitrid titanu (TiN), aplikovaný na některou z kovových slitin dokáže zlepšit její mechanické vlastnosti. Mezi tyto výhody patří zvýšení odolnosti vůči otěru a tím pádem zvýšení i samotné životnosti implantátu [4] [10].

V aloplastice se využívá keramika na bázi oxidu hlinitého Al_2O_3 tzv. korundová keramika. Korundová keramika obsahuje 99,7 % vysoce čistého oxidu hlinitého a 0,3 % oxidu hořečnatého (MgO). Oba oxidy jsou ve formě práškové hmoty a jejich slinováním se dostane finální struktura. Oxid hořečnatý je přidáván až během výrobního procesu a jeho úkolem je zabránit zvětšování zrn oxidu hlinitého. Zastavením růstu zrn Al_2O_3 se dosáhne homogenní struktury, která zlepší mechanické vlastnosti, jako je například pevnost a odolnost proti otěru. V [10] je uvedeno, že pokud je velikost zrna v průměru větší než $7 \mu\text{m}$, klesají tím mechanické vlastnosti až o 20 %. Překážkou pro korundovou keramiku je její vysoký modul pružnosti, který dosahuje hodnot 15–55krát vyšších, než je hodnota modulu pružnosti u kompaktní kosti. U spongiózní kosti je tento rozdíl ještě několikanásobně vyšší a to 760–7600krát. Dalším nedostatkem je nízká pevnost v tahu a s tím spojená nízká lomová houževnatost [10].

Dalším velmi hojně využívaným keramickým materiálem je oxid zirkoničitý (ZrO_2), který do jisté míry nahradil korundovou keramiku z důvodu lepších mechanických vlastností. Tento typ keramiky vyřešil problém s nízkou lomovou houževnatostí, kterou vykazovala korundová keramika. Další výhoda oproti keramice na bázi Al_2O_3 je dvakrát tak větší pevnost v ohybu [10].

Tabulka 6.2 Mechanické vlastnosti keramických materiálů [10]

	Hustota [g/cm ³]	Poissonovo číslo [-]	Modul pružnosti [GPa]
Al_2O_3 (Alumina)	3,98	0,23	380
ZrO (Zirkonia)	6,04	0,3	210



Obr. 6.1 Keramická kolenní endoprotéza s polyetylenovou vložkou od firmy Biolox [27]

6.2.2 Plastické hmoty

Plastické hmoty tzv. polymery jsou makromolekulární látky tvořené primární kovalentní vazbou monomerů. Polymery se dají rozdělit do dvou skupin na polymery s nízkou relativní molekulovou hmotností a s vysokou relativní molekulovou hmotností. Tato hmotnost má vliv na fyzikální a mechanické vlastnosti, ale také na obtížnost zpracování [10].

Mezi dva nejpoužívanější polymery v aloplastice už řadu let patří polymetylmetakrylát (PMMA) tzv. kostní cement a vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE), který se používá jako kloubní vložka mezi femorální a tibiální komponentu. V posledních letech se začal hojně využívat polyaromatický polymer polyetheretherketon (PEEK), který vykazuje velmi podobnou tuhost jako má kost [10].

Vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE)

UHMWPE je nejvíce používaný polymer na výrobu kloubní vložky, která má za úkol plnit funkci menisků. Výhodou tohoto materiálu je velmi dobrá biokompatibilita, odolnost proti korozi a nízká nasákavost. Jeho další výbornou vlastností je dobré tlumení rázového zatížení. Vysokomolekulární polyetylen má sám o sobě dobrou odolnost proti otěru. Problém nastává tehdy, když přijde do styku s kovovou femorální komponentou, kvůli které vzniká na povrchu polyetylenové vložky otěr. Částice, které se uvolňují během otěru, mohou zapříčinit vznik zánětu v okolní tkáni. Toto opotřebení závisí na dokonalosti opracování povrchu kovové femorální komponenty. Při použití keramické femorální komponenty rapidně klesá otěr polyetylenové vložky a tato kombinace dosahuje výborných tribologických vlastností, které jsou srovnatelné s třecími vlastnosti ve zdravém kolenním kloubu [4] [10] [16].

Polyetheretherketon (PEEK)

Tento druh plastu se v posledních letech začal používat na výrobu femorální komponenty z důvodů velmi podobných mechanických vlastností jako vykazuje kost. Má dobrou biokompatibilitu a sám o sobě vykazuje lepší odolnost proti otěru než UHMWPE s kovovými materiály. Jeho vlastnosti se dají výrazně vylepšit vyztužením uhlíkovými vlákny, s kterými je

PEEK schopen dosáhnout větších hodnot meze pevnosti než některé kovy. Kombinace femorální komponenty vyrobené z PEEK a UHMWPE vložky se jeví jako možná nejlepší varianta kloubního spojení, jelikož PEEK má velmi podobný modul pružnosti jako kost [4] [10] [16].



Obr. 6.2 PEEK femorální komponenta s UHMWPE tibiální komponentou [27]

Polymetylmetakrylát (PMMA)

Tento polymer se v aloplastice používá především jako pojivo mezi implantátem a kostí. Zároveň tato tenká pojivová vrstva pomáhá přenést zatížení z endoprotézy na okolní kostní tkáň. Ostatně jako jiné používané materiály musí i tento splňovat mnoho požadavků, jako je např. dostatečná pevnost a biokompatibilita. Kostní cement je aplikován v tekuté formě do mezery mezi implantát a spongiózní kost, kde začne probíhat jeho polymerizace a vzniká pevné spojení obou výše zmíněných částí. Nevýhodou PMMA je vytvoření přebytečných monomerů během vytvrzování, které mohou být pro okolní tkáň toxické. Navzdory tomuto negativnímu jevu je kostní cement v aloplastice hojně využíván, především u starších pacientů, kterým umožní rychlejší rekonvalescenci po operaci [10] [16].

Tabulka 6.3 Vlastnosti plastických hmot používaných v aloplastice. Upraveno z [10].

	Modul pružnosti (GPa)	Mez pevnosti v tahu (MPa)	Max. protažení (%)
UHMWPE	0,8-1,6	39-48	350-525
PEEK	4	94	30-40
PMMA	1,5-4,1	29-49	1-2

7 POSOUZENÍ NAPĚTÍ V DŘÍKU TIBIÁLNÍ KOMPONENTY A V OKOLNÍ KOSTNÍ TKÁNI OPROTI FYZIOLOGICKÉMU STAVU

Tento výpočet je zaměřen na posouzení napětí v kostní tkáni a na dřívku tibiální komponenty umístěného v holenní kosti a následné porovnání s napětím bez implantátu. Nejprve bylo provedeno analytické řešení problému, které bylo následně ověřeno i pomocí metody konečných prvků v softwaru ANSYS Workbench.

Vzniklé napětí v tibií je ovlivněno materiálem použitým na tibiální komponentu. Většina těchto materiálů má mnohem vyšší modul pružnosti než kostní tkáň. V [10] je uvedeno, že čím větší je rozdíl hodnot modulů pružnosti mezi materiálem a kostní tkání, tím více se vzniklé napětí přenáší na tibiální komponentu. Z tohoto důvodu v okolí dřívku dochází k řídnutí kosti. Ta ztrácí své mechanické vlastnosti, což může vést až k její fraktuře.

Níže uvedené výpočty byly provedeny pro dva různé materiály použité na tibiální komponentu. Jeden materiál představuje titanová slitina Ti-6Al-4V a druhý korundová keramika Al_2O_3 . Kost je rozdělena na část kompaktní a spongiózní, kde vlastnosti kompaktní kostní tkáň jsou definovány pro stehenní kost. Je to z toho důvodu, že se nepodařilo najít mechanické vlastnosti kompakty pro holenní kost, což ale nepředstavuje zásadní problém, jelikož rozdíly v hodnotách u dlouhých kostí nejsou diametrálně odlišné. Potřebné materiálové charakteristiky jednotlivých materiálů, jako Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo, jsou převzaty pro titanovou slitinu z [10] a [12], pro keramiku z [10] a pro kompakty z [18]. Pro spongiózní kostní tkáň byl Youngův modul pružnosti určen z [28], kde se jeho hodnoty pro tibií pohybují v rozmezí 1,3 GPa až 14,8 GPa. Tento rozptyl hodnot může být způsoben např. stářím dárce nebo typem měřicí metody. Pro výpočet byla tedy zvolena hodnota modulu pružnosti v tomto rozmezí. Poissonovo číslo pro kompakty a spongiózu je převzato z [4].

Ti-6Al-4V

Youngův modul pružnosti: $E_T = 110$ GPa

Poissonovo číslo: $\mu_T = 0,34$

Al_2O_3

Youngův modul pružnosti: $E_D = 380$ GPa

Poissonovo číslo: $\mu_D = 0,23$

Kompaktní kost

Youngův modul pružnosti: $E_K = 19$ GPa

Poissonovo číslo: $\mu_K = 0,2$

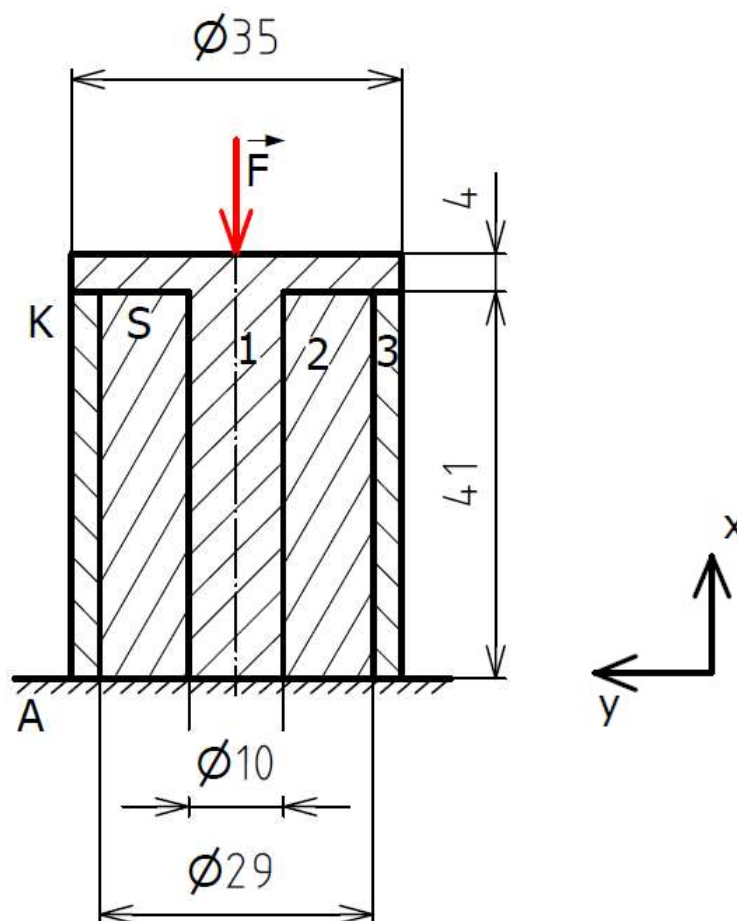
Spongiózní kost

Youngův modul pružnosti: $E_S = 3$ GPa

Poissonovo číslo: $\mu_S = 0,2$

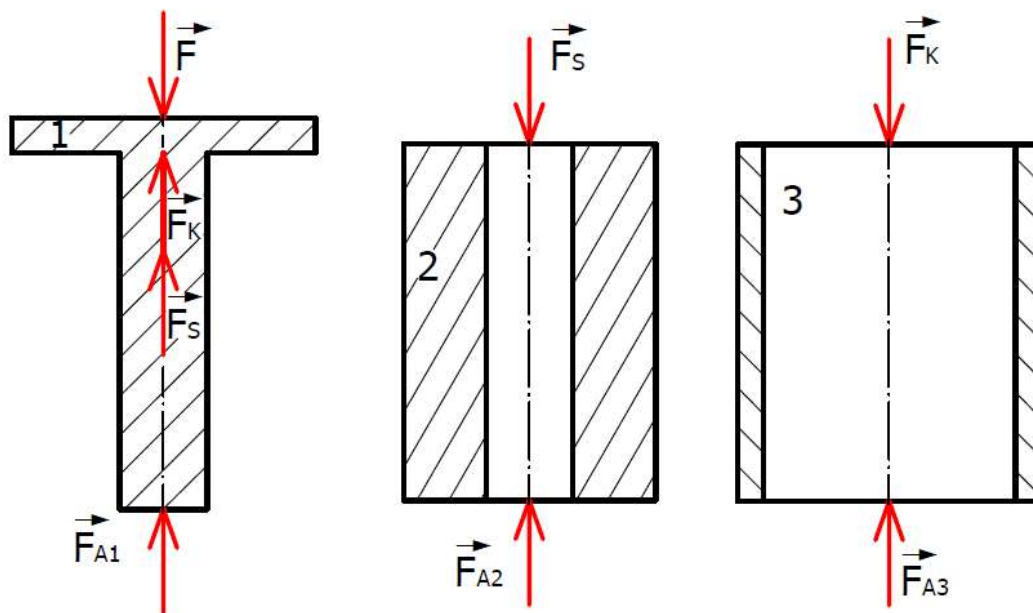
7.1 Analytický výpočet

Z důvodu složitosti reálné geometrie holenní kosti byla úloha pro analytický výpočet značně zjednodušena. Tvar holenní kosti představují dva duté válce, kde jeden je kompakta a druhý spongióza. Tibiální komponenta je realizována dvěma spojenými válci o různých průměrech, kde jeden představuje tibiální plato a druhý dřík. Jejich rozměry jsou zvoleny podle katalogu od firem Medin a Prospan. Spongiózní kost a tibiální komponenta jsou navzájem spojeny vrstvou kostního cementu, který je pro tento typ úlohy nepodstatný, a tak je zanedbán. Rozměry všech těles jsou uvedeny na obrázku 7.1. Zatížení bylo provedeno jako tlak působící na celou plochu tibiálního platu. Pro zjednodušení se tento tlak dá nahradit silou, která působí na střednici tělesa. Výpočet byl řešen při stoji na jedné noze, kde při dílčí váze těla 540 N ještě působí síla 730 N, která je vyvolaná svalovým působením v okolí kolenního kloubu [16]. Tím pádem je velikost výsledné síly F 1270 N. Ukázkový výpočet byl proveden s uvažováním titanové tibiální komponenty.



Obr. 7.1 Schéma řešené úlohy

Vazba A představuje vetknutí, vazba K spojení mezi tibiálním platem a kompakou a vazba S spojení mezi spongiózou a tibiálním platem. Na obrázku 7.2 bylo nejprve provedeno úplné uvolnění všech těles.

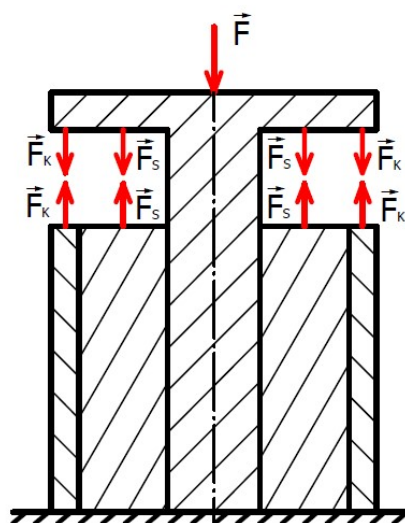


Obr. 7.2 Úplné uvolnění

V úplném uvolnění je vidět pět neznámých sil, F_K , F_S , F_{A1} , F_{A2} a F_{A3} . Kde F_K a F_S jsou reakční síly vyvolané vazbami K a S. F_{A1} , F_{A2} , F_{A3} jsou síly od vazby A působící na těleso 1, 2, 3. Při provedení statického rozboru se zjistilo, že úloha je 2x staticky neurčitá, jelikož je pět neznámých sil a všechna tělesa mají dohromady jenom tři použitelné rovnice statické rovnováhy. Z tohoto důvodu je nutné zavést deformační podmínky a provést částečné uvolnění (obr. 7.3).

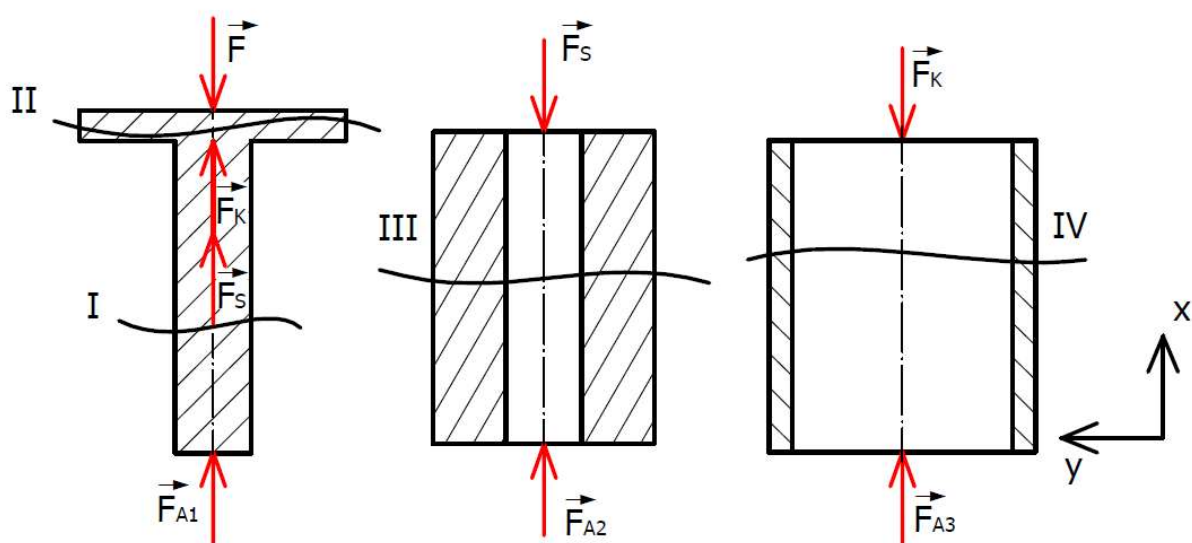
$$u_1 = u_2 \quad (1)$$

$$u_1 = u_3 \quad (2)$$



Obr. 7.3 Částečné uvolnění

Z těchto dvou podmínek plyne, že hodnota posuvu na tělese 1 musí být stejná jak na tělese 2 i na tělese 3. Tím se zaručí řešitelnost úlohy a je možnost dopočítat neznámé síly. Nejprve je ale nutné si určit výsledné vnitřní účinky na jednotlivých úsecích těles (obr. 7.4).



Obr. 7.4 Rozdělení těles do úseků

Pro tyto úseky platí:

$$I: N_I = -F_{A1} \quad (3)$$

$$II: N_{II} = -F_{A1} - F_K - F_S \quad (4)$$

$$III: N_{III} = -F_{A2} \quad (5)$$

$$IV: N_{IV} = -F_{A3} \quad (6)$$

Z rovnic statické rovnováhy se vyjádří neznámé síly F_{A1} , F_{A2} a F_{A3} v závislosti na síle F_K a F_S .

$$1: \sum F_x = 0: F_{A1} + F_K + F_S - F = 0 \longrightarrow F_{A1} = F - F_K - F_S \quad (7)$$

$$2: \sum F_x = 0: F_{A2} - F_S = 0 \longrightarrow F_{A2} = F_S \quad (8)$$

$$3: \sum F_x = 0: F_{A3} - F_K = 0 \longrightarrow F_{A3} = F_K \quad (9)$$

Ty se dosadí zpět do VVÚ, aby normálové síly na jednotlivých úsecích byly vyjádřeny v závislosti na silách F_K a F_S .

$$I: N_I = -F + F_K + F_S \quad (10)$$

$$II: N_{II} = -F \quad (11)$$

$$III: N_{III} = -F_S \quad (12)$$

$$IV: N_{IV} = -F_K \quad (13)$$

Z částečného uvolnění a z rovnic VVÚ je patrné, že úsek II nemá vliv na posuv kontaktních ploch K a S. Proto stačí dosadit normálové síly z úseku I a III do první deformační podmínky, která popisuje posuv na tělese 1 a 2.

$$u_1 = u_2$$

$$\frac{N_I \cdot 0,041}{E_T \cdot S_1} = \frac{N_{III} \cdot 0,041}{E_S \cdot S_2} \quad (14)$$

$$\frac{-F + F_K + F_S}{E_T \cdot S_1} = \frac{-F_S}{E_S \cdot S_2} \quad (15)$$

Matematickými úpravami se vyjádří síla F_S :

$$F_S = \frac{(F - F_K) \cdot E_S \cdot S_2}{E_S \cdot S_2 + E_T \cdot S_1} \quad (16)$$

Nyní se udělá rovnice pro druhou deformační podmínku, z které se vyjádří síla F_K :

$$u_1 = u_3$$

$$\frac{N_I \cdot 0,041}{E_T \cdot S_1} = \frac{N_{IV} \cdot 0,041}{E_K \cdot S_3} \quad (17)$$

$$\frac{-F + F_K + F_S}{E_T \cdot S_1} = \frac{-F_K}{E_K \cdot S_3} \quad (18)$$

$$F_K = \frac{(F - F_S) \cdot E_K \cdot S_3}{E_K \cdot S_3 + E_T \cdot S_1} \quad (19)$$

Do vyjádřené síly F_K se dosadí získaná síla F_S a tím se dostane jedna rovnice o jedné neznámé, z které se získá velikost síly F_K .

$$F_K = \frac{(F - F_S) \cdot E_K \cdot S_3}{E_K \cdot S_3 + E_T \cdot S_1} = \frac{F \cdot E_K \cdot S_3 - \frac{F \cdot E_S \cdot S_2 \cdot E_K \cdot S_3}{E_S \cdot S_2 + E_T \cdot S_1}}{E_K \cdot S_3 + E_T \cdot S_1 - \frac{E_S \cdot S_2 \cdot E_K \cdot S_3}{E_K \cdot S_3 + E_T \cdot S_1}} = 443 \text{ N} \quad (20)$$

Výsledná hodnota síly F_K se dosadí zpět do vyjádřené síly F_S a získá se její velikost.

$$F_S = \frac{(F - F_K) \cdot E_S \cdot S_2}{E_S \cdot S_2 + E_T \cdot S_1} = 139 \text{ N} \quad (21)$$

Nyní se spočítá síla F_{A1} , která působí na dřík:

$$F_{A1} = F - F_K - F_S = 1270 - 443 - 139 = 688 \text{ N} \quad (22)$$

Síly působící na jednotlivá tělesa jsou známy, a tak je možno si na nich určit výsledná napětí. Pro napětí na kompaktní kosti platí:

$$\sigma_K = \frac{F_K}{S_3} = \frac{443}{\frac{\pi \cdot 0,035^2}{4} - \frac{\pi \cdot 0,029^2}{4}} = 1468867 \text{ Pa} \cong 1,47 \text{ MPa} \quad (23)$$

To stejné se provede na dříku:

$$\sigma_T = \frac{F_{A1}}{S_1} = \frac{688}{\frac{\pi \cdot 0,01^2}{4}} = 8759888 \text{ Pa} \cong 8,76 \text{ MPa} \quad (24)$$

Pro spongiózní kost vyjde napětí takto:

$$\sigma_S = \frac{F_S}{S_2} = \frac{139}{\frac{\pi \cdot 0,029^2}{4} - \frac{\pi \cdot 0,01^2}{4}} = 238839 \text{ Pa} \cong 0,24 \text{ MPa} \quad (25)$$

Analogicky by se provedl výpočet s uvažováním tibiální komponenty z keramického materiálu, kde se změní modul pružnosti E_T na E_D . Tím se změní výsledné síly a zároveň i napětí působící na tělesech.

$$F_{KD} = \frac{(F - F_{SD}) \cdot E_K \cdot S_3}{E_K \cdot S_3 + E_D \cdot S_1} = \frac{F \cdot E_K \cdot S_3 - \frac{F \cdot E_S \cdot S_2 \cdot E_K \cdot S_3}{E_S \cdot S_2 + E_D \cdot S_1}}{E_K \cdot S_3 + E_D \cdot S_1 - \frac{E_S \cdot S_2 \cdot E_K \cdot S_3}{E_K \cdot S_3 + E_D \cdot S_1}} = 195 \text{ N} \quad (26)$$

$$F_{SD} = \frac{(F - F_{KD}) \cdot E_S \cdot S_2}{E_S \cdot S_2 + E_D \cdot S_1} = 59 \text{ N} \quad (27)$$

$$F_{A1D} = F - F_{KD} - F_{SD} = 1270 - 195 - 59 = 1016 \text{ N} \quad (28)$$

Napětí na kompaktní kosti při použití keramického implantátu je tedy:

$$\sigma_{KD} = \frac{F_{KD}}{S_3} = \frac{195}{\frac{\pi \cdot 0,035^2}{4} - \frac{\pi \cdot 0,029^2}{4}} = 646566 \text{ Pa} \cong 0,65 \text{ MPa} \quad (29)$$

Pro keramický dřík je hodnota napětí taková:

$$\sigma_D = \frac{F_{A1D}}{S_1} = \frac{1016}{\frac{\pi \cdot 0,01^2}{4}} = 12936114 \text{ Pa} \cong 12,93 \text{ MPa} \quad (30)$$

Napětí na spongiózní kosti je rovno:

$$\sigma_{SD} = \frac{F_{SD}}{S_2} = \frac{59}{\frac{\pi \cdot 0,029^2}{4} - \frac{\pi \cdot 0,01^2}{4}} = 101378 \text{ Pa} \cong 0,10 \text{ MPa} \quad (31)$$

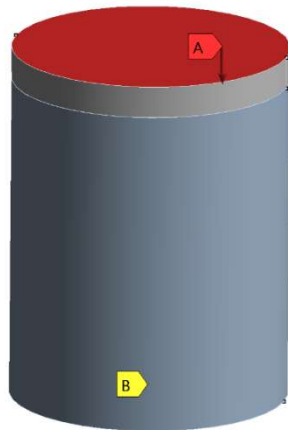
7.2 Model geometrie, vazeb a zatížení pro výpočtové modelování

Nejprve byla vytvořena tři 3D tělesa v softwaru Inventor, která zastupují kost kompaktní, spongiózní a tibiální komponentu. Ta se následně importovala do softwaru ANSYS Workbench, kde jim byly přiřazeny odpovídající materiálové charakteristiky jako při analytickém řešení.

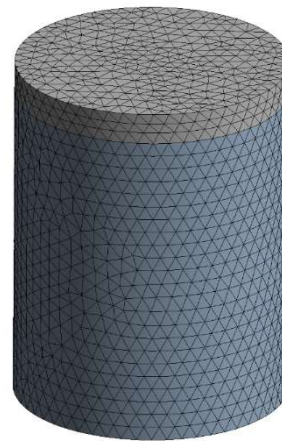
Pro vyřešení této úlohy je nutné si určit příslušné okrajové podmínky (obr. 7.5). Posuvy ve všech směrech jsou zamezeny na distálním konci tibie a dříku. Na plochu tibiálního plata byl aplikován konstantní tlak, který byl v ANSYS Workbench zadán pomocí funkce *Force*, jako síla působící na plochu. Její velikost je stejná jako v případě analytického výpočtu. Zároveň byla všechna tělesa navzájem spojena pomocí funkce *Bonded*, která zaručuje pevný kontakt mezi tělesy. Síť konečných prvků byla vytvořena za použití generátoru sítě softwaru ANSYS Workbench (obr. 7.6). Poté byla využita funkce *Sizing* na zjemnění sítě na všech tělesech na prvky o velikosti 2 mm.

Pro fyziologický model kosti se odstranilo těleso představující tibiální komponentu a díra po tibiálním dříku se zaplnila spongiózní kostí. Okrajové podmínky a síť konečných prvků byly definovány stejným způsobem jako při modelu s tibiální komponentou.

A Force: 1270, N
B Displacement



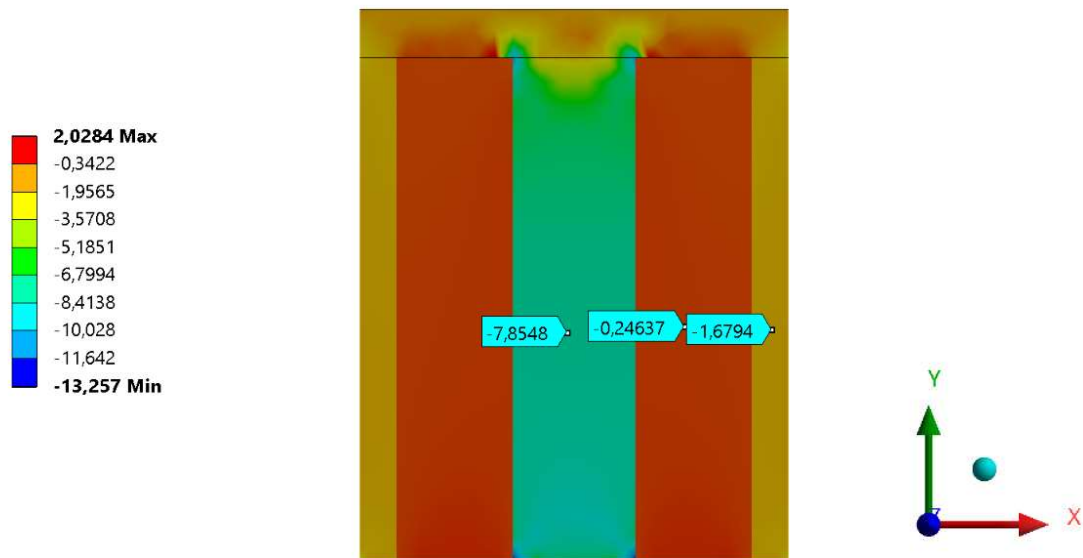
Obr. 7.5 Okrajové podmínky modelu



Obr. 7.6 Síť konečných prvků

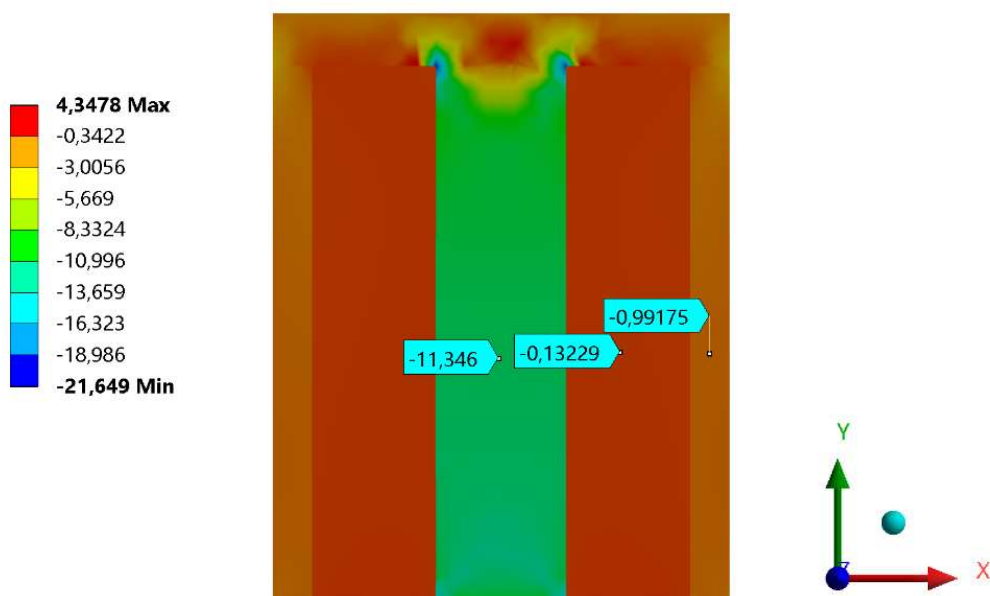
7.3 Prezentace a porovnání výsledků

Pro jednoznačné určení jednotlivých napětí na tělesech byl proveden poloviční řez rovinou XY. Nejprve byl výpočet řešen s uvažováním titanové tibiální komponenty. Díky tomu, že se jedná o jednoosou tlakovou napjatost stačí vykreslit napětí v podélné ose. Na obrázku 7.7 je zobrazeno tlakové napětí na titanovém dřívku dosahující maximálních hodnot okolo 7,85 MPa, na kompaktní kosti 1,68 MPa a na spongiózní kosti 0,25 MPa. Především hodnoty na dřívku a kompaktě se liší oproti těm v analytické části více jak o 5 %. Tato nepřesnost je nejspíše způsobena tím, že při uvažování analytického výpočtu je tibiální plato dokonale tuhé a nedochází u něj k nerovnoměrným posuvům. Oproti tomu software ANSYS Workbench uvažuje s jeho poddajností a díky tomu, že je jen 4 mm vysoké se tento jev negativně projeví na výsledných napětích. Z toho důvodu se provedl kontrolní výpočet v MKP s výškou tibiálního platu 10 mm, aby se tento fakt do jisté míry eliminoval. Při tomto kontrolním pokusu vyšly výsledné napětí na dřívku 8,51 MPa, na kompaktě 1,53 MPa a na spongióze 0,24 MPa. Například rozdíl hodnot napětí na dřívku mezi analytickou úlohou a výpočtem s uvažováním platu o výšce 10 mm se zmenšil skoro o 70 % v porovnání s výpočtem, kde plato dosahovalo výšky 4 mm. Tato odchylka se pohybuje do 5 %, stejně tak jako odchylky na kompaktě a spongióze, a tak se výsledky dají považovat za validní. Tento pokus tedy potvrzuje, že nepřesnost je závislá na tuhosti platu.



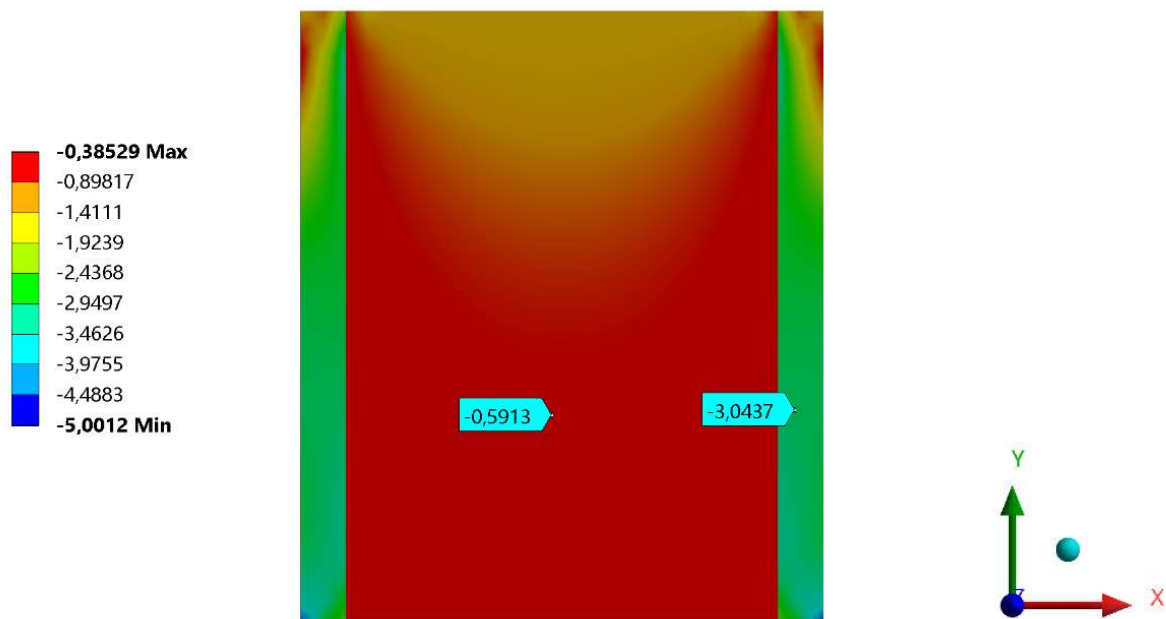
Obr. 7.7 Tlaková napětí v kostních tkáních a titanovém dříku

Při použití keramického materiálu pro tibiální komponentu ukazují hodnoty napětí v analytickém příkladu na kompaktní kosti 0,65 MPa, na spongiózní kosti 0,10 MPa a na dříku 12,93 MPa. Při porovnání těchto výsledků s těmi získanými pomocí výpočtového modelování (obr. 7.8) jde pozorovat stejný problém, jako v prvním případě při použití titanu. Při kontrolní napěťové analýze s výškou tibiálního plata 10 mm jsou hodnoty napětí na dříku 12,60 MPa, na kompaktě 0,68 MPa a na spongióze 0,10 MPa. V tomto případě se rozdíl vypočítaných hodnot napětí na dříku při výšce plata 10 mm zmenšil dokonce o 80 % oproti těm analytickým. Tato chyba společně s těmi na kostních tkáních se stejně jako v předešlém případě pohybují v rozmezí do 5 %.



Obr. 7.8 Tlaková napětí v kostních tkáních a keramickém dříku

Na obrázku 7.9 je vykresleno tlakové napětí pro kompaktní a spongiózní část holenní kosti bez tibiální komponenty, tedy ve fyziologickém stavu. Výsledné hodnoty pro spongiózu se pohybují okolo 0,59 MPa a pro kompaktu je to 3,04 MPa.



Obr. 7.9 Tlaková napětí v kompaktní a spongiózní kosti pro fyziologický stav

Přestože byl příklad velmi zjednodušen oproti reálnému stavu, je z výše uvedených výsledků zřejmé, že napětí v spongiózní a kompaktní kostní tkáni za použití titanového implantátu dosahuje skoro dvojnásobných hodnot než při užití keramického materiálu. Zároveň vzniklé napětí na samotném titanovém dřívku je skoro o 30 % nižší, než když je implantát vyroben z keramiky. Srovnání hodnot napětí na kostních tkáních při fyziologickém stavu holenní kosti oproti těm při užití tibiálních komponent jsou výrazně odlišná. Za předpokladu použití titanového implantátu jsou rozdíly výsledků na spongióze skoro trojnásobně menší a na kompaktě dvojnásobně menší než oproti zdravé kosti. U aplikace keramického implantátu jsou tyto rozdíly ještě markantnější, kde napětí na kompaktě je třetinové a na spongióze dokonce pětinnové. Při uvažování jenom tohoto kritéria je výhodnější titanová tibiální komponenta, neboť se zatížení v okolní kostní tkáni sníží méně než při použití keramického materiálu, a z tohoto důvodu se bude přenášet větší část zatížení na kost a ta nebude mít takovou tendenci ztrácet svoje mechanické vlastnosti.

8 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo seznámení se s anomií kolenního kloubu, mechanickými vlastnostmi vybraných lidských tkání, rozdělením kolenních endoprotéz a s materiály použitými na jejich výrobu. Dalším cílem bylo provést analytický výpočet jednoduchého modelu části kolenního kloubu. Nejprve byla popsána anatomie kolenního kloubu a zároveň jeho hlavní funkce a funkce jednotlivých částí v něm vyskytujících se.

Následně byla práce zaměřena na popis lidských tkání jako jsou kosti, vazy a menisky, a to nejprve z hlediska jejich základní struktury, a poté šlo především o shrnutí jejich mechanických vlastností. Získané hodnoty těchto vlastností výrazně závisí na pohlaví nebo stáří dárce a zároveň na podmínkách, ve kterých jsou tato měření prováděna.

Další část práce byla věnována rozdělení kolenních endoprotéz, které se dají dělit například dle konstrukce nebo podle typu uchycení ke kostnímu lůžku, a to na cementované, necementované a hybridní. O výběru fixace implantátu rozhoduje stav okolních struktur, věk a celková kondice pacienta, ale finální rozhodnutí určuje ošetřující lékař.

V následující části byla provedena studie materiálů používaných na výrobu totálních kolenních náhrad, od kovů a jejich slitin přes keramiku až po plastické hmoty se zaměřením na mechanické vlastnosti. Popsáno bylo také jejich strukturální složení a výhody a nevýhody jednotlivých skupin.

Tato bakalářská práce se také zabývala vyhodnocením vlivu materiálu tibiální komponenty na napětí v proximální části holenní kosti. Bylo provedeno zjednodušené analytické řešení, kvůli složitosti reálné geometrie tibie. Tento zjednodušený příklad byl také řešen pomocí metody konečných prvků jako verifikace toho analytického. V poslední řadě byly porovnány výsledky napětí v kostních tkáních pro titanovou a keramickou tibiální komponentu, kde se potvrdil předpoklad, že při použití materiálu s vyšším modulem pružnosti, což je v tomto případě keramika, se většinové zatížení přenáší na keramický implantát. Při uvažování jenom tohoto hlediska je výhodnější použití titanové tibiální komponenty, protože na okolní kostní tkáň je přenášeno větší zatížení a tím pádem nemá takovou tendenci ztrácet svoje mechanické vlastnosti.

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] VALENTA, Jaroslav, KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Praha: ČVUT, 1996. sv. 1. ISBN 80-01-01565-3
- [2] FIALA, Pavel, VALENTA, Jiří. *Stručná Anatomie člověka*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 9788024627052.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] ZVÁROVÁ, Jana, Jiří NEDOMA a Univerzita Karlova. *Biomedicínská informatika, II: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1227-5.
- [5] SINĚLNIKOV, Rafail Davidovič. *Atlas anatomie člověka I*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Avicem, 1980.
- [6] *Koleno: Kolenní kloub*. Klouby.cz [online]. 25.7.2018 [cit. 2021-02-25]. Dostupné z: <https://www.klouby.cz/anatomie/koleno/>
- [7] *Types of Total Knee Implants*. BoneSmart [online]. nedatováno [cit. 2021-02-25]. Dostupné z: <https://bonesmart.org/knee/types-of-total-knee-implants/>
- [8] *Knee Replacement Implants*. OrthoInfo [online]. nedatováno [cit. 2021-02-25]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/knee-replacement-implants/>
- [9] MUBEEN, Basharat; AHMED, Ikhlas; JAMEEL, Azher. Study of mechanical properties of bones and mechanics of bone fracture. In: *Proceedings of 60th Congress of ISTAM*. 2015. p. 16-19.
- [10] KAIIVOSOJA, Emilia, et al. Materials used for hip and knee implants. In: *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*. Woodhead Publishing, 2013. p. 178-218.
- [11] PTÁČEK, Luděk. *Nauka o materiálu II*. Brno: CERM, 2002. ISBN 80-7204-248-3.
- [12] HRABE, Nikolas; GNÄUPEL-HEROLD, Thomas; QUINN, Timothy. Fatigue properties of a titanium alloy (Ti-6Al-4V) fabricated via electron beam melting (EBM): Effects of internal defects and residual stress. *International Journal of Fatigue*, 2017, 94: 202-210.
- [13] LEI, Y. B., et al. Simultaneous enhancement of stress-and strain-controlled fatigue properties in 316L stainless steel with gradient nanostructure. *Acta Materialia*, 2019, 168: 133-142.
- [14] ALI, Nurdin, et al. Assessment of fatigue and corrosion fatigue behaviours of the nitrogen ion implanted CpTi. *International journal of fatigue*, 2014, 61: 184-190.
- [15] HERNANDEZ-RODRIGUEZ, Marco A.L., Rafael D. MERCADO-SOLIS, Gerardo PRESBITERO, Diego E. LOZANO, Gabriela M. MARTINEZ-CAZARES a Yaneth BEDOLLA-GIL. Influence of Boron Additions and Heat Treatments on the Fatigue Resistance of CoCrMo Alloys. *Materials* [online]. 2019, roč. 12, č. 7, s. 1076. ISSN 1996-1944.
- [16] VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika: celostátní vysokoškolská příručka pro vysoké školy technické, studijní obor 39-05-8 aplikovaná mechanika*. Praha: Academia, 1985.

- [17] MORGAN, Elise F.; UNNIKRISSAN, Ginu U.; HUSSEIN, Amira I. Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Annual review of biomedical engineering*, 2018, 20: 119-143.
- [18] MIRZAALI, Mohammad J., et al. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*, 2016, 93: 196-211.
- [19] RUGGIERO, Alessandro, et al. Experimental comparison on tribological pairs UHMWPE/TIAL6V4 alloy, UHMWPE/AISI316L austenitic stainless and UHMWPE/AL2O3 ceramic, under dry and lubricated conditions. *Tribology International*, 2016, 96: 349-360.
- [20] BUTLER, David L.; KAY, Matthew D.; STOUFFER, Donald C. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *Journal of biomechanics*, 1986, 19.6: 425-432.
- [21] DING, Ming, et al. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 1997, 79.6: 995-1002.
- [22] VALENTA, Jaroslav, KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Praha: ČVUT, 1997. sv. 2. ISBN 80-01-01565-3.
- [23] MORGAN, Elise F.; KEAVENY, Tony M. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of biomechanics*, 2001, 34.5: 569-577.
- [24] B. Braun: *Sharing Expertise* [online]. nedatováno [cit. 2021-5-19]. Dostupné z: <https://www.bbraun.cz/cs/products/b/search-evolutiontotalniendoprotezakolennihokloubu.html>
- [25] WEI, Q.; XU, Y.; WANG, Y. Textile surface functionalization by physical vapor deposition (PVD). In: *Surface modification of textiles*. Woodhead Publishing, 2009. p. 58-90.
- [26] BIOLOX Ceramic Knee: The Metal-Free Knee Arthroplasty. *CeramTec: The Ceramic Experts* [online]. nedatováno [cit. 2021-5-19]. Dostupné z: http://www.ceramtec.com.cn/files/mt_ceramic_knee_en.pdf
- [27] COWIE, Raelene M., et al. PEEK-OPTIMA™ as an alternative to cobalt chrome in the femoral component of total knee replacement: a preliminary study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2016, 230.11: 1008-1015.
- [28] RHO, Jae Young; ASHMAN, Richard B.; TURNER, Charles H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*, 1993, 26.2: 111-119.
- [29] Eloxování - povrchová úprava kovů: Povrchová úprava hliníku a jeho slitin elektrolytickou oxidací. *ALBIXON* [online]. nedatováno [cit. 2021-5-20]. Dostupné z: <https://www.albixon.cz/rady-a-tipy/eloxovani/>

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Zkratka	Význam
ACL	Anterior cruciate ligament
PCL	Posterior cruciate ligament
LCL	Lateral collateral ligament
PT	Patellar tendon
PMMA	Polymethylmethacrylate
UHMWPE	Ultra high molecular weight polyethylene
PEEK	Polyetheretherketone

11 SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN

Symbol	Rozměr	Význam
E_T	[GPa]	Youngův modul pružnosti titanové slitiny
E_D	[GPa]	Youngův modul pružnosti keramiky
E_K	[GPa]	Youngův modul pružnosti kompakty
E_S	[GPa]	Youngův modul pružnosti spongiózy
μ_T	[-]	Poissonovo číslo titanové slitiny
μ_D	[-]	Poissonovo číslo keramiky
μ_K	[-]	Poissonovo číslo kompakty
μ_S	[-]	Poissonovo číslo spongiózy
F	[N]	Síla působící na tibiální plato
F_K	[N]	Výsledná síla na kompaktě pro titan
F_S	[N]	Výsledná síla na spongióze pro titan
F_{KD}	[N]	Výsledná síla na kompaktě pro keramiku
F_{SD}	[N]	Výsledná síla na spongióze pro keramiku
F_{A1}	[N]	Výsledná síla na titanovém dříku
F_{A1D}	[N]	Výsledná síla na keramickém dříku
F_{A2}	[N]	Síla od vazby A působící na těleso 2
F_{A3}	[N]	Síla od vazby A působící na těleso 3
u_1	[mm]	Posuv tělesa 1
u_2	[mm]	Posuv tělesa 2
u_3	[mm]	Posuv tělesa 3
S_1	[mm ²]	Příčný průřez tělesa 1
S_2	[mm ²]	Příčný průřez tělesa 2
S_3	[mm ²]	Příčný průřez tělesa 3
σ_K	[MPa]	Napětí na kompaktě při titanu
σ_T	[MPa]	Napětí na titanovém dříku
σ_S	[MPa]	Napětí na spongióze při titanu
σ_{KD}	[MPa]	Napětí na kompaktě při keramice
σ_D	[MPa]	Napětí na keramickém dříku
σ_{SD}	[MPa]	Napětí na spongióze při keramice

12 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obr. 2.1 Základní roviny těla [3].....	12
Obr. 2.2 Hlavní směry těla [3].....	12
Obr. 3.1 Pohled zepředu na pravé koleno [3].....	14
Obr. 4.1 Jednotlivé komponenty kolenní endoprotézy [24].....	15
Obr. 4.2 Kolenní endoprotéza aplikovaná pro pacienty s odebranými zkříženými vazy [24].	16
Obr. 5.1 Rozdělení menisku do oblastí a vrstev, z kterých byly odebrány vzorky pro měření [22]	18
Obr. 6.1 Keramická kolenní endoprotéza s polyetylenovou vložkou od firmy BioloX [27]....	22
Obr. 6.2 PEEK femorální komponenta s UHMWPE tibiální komponentou [27]	23
Obr. 7.1 Schéma řešené úlohy.....	25
Obr. 7.2 Úplné uvolnění	26
Obr. 7.3 Částečné uvolnění	26
Obr. 7.4 Rozdělení těles do úseků.....	27
Obr. 7.5 Okrajové podmínky modelu.....	31
Obr. 7.6 Síť konečných prvků.....	31
Obr. 7.7 Tlaková napětí v kostních tkáních a titanovém dřívku	32
Obr. 7.8 Tlaková napětí v kostních tkáních a keramickém dřívku	32
Obr. 7.9 Tlaková napětí v kompaktní a spongiózní kosti pro fyziologický stav.....	33

13 SEZNAM TABULEK

Tabulka 5.1 Mechanické vlastnosti kompakty v proximální části stehenní kosti měřené v podélném směru. Upraveno z [18].	17
Tabulka 5.2 Mechanické vlastnosti spongiózy z proximální části tibie. Upraveno z [21] a [23].	17
Tabulka 5.3 Hodnoty naměřené na vzorcích z různých vrstev lidského menisku v radiálním směru [22]	18
Tabulka 5.4 Mechanické vlastnosti kolenních vazů. Upraveno z [20].	19
Tabulka 6.1 Materiálové charakteristiky vybraných kovových slitin [10] [12] [13] [14] [15] [19]	20
Tabulka 6.2 Mechanické vlastnosti keramických materiálů [10]	21
Tabulka 6.3 Vlastnosti plastických hmot používaných v aloplastice. Upraveno z [10].	23