



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

NAPJATOSTNĚ DEFORMAČNÍ ANALÝZA TRAPÉZIOMETAKARPÁLNÍHO KLOUBU S TVAROVÝMI ODCHYLKAMI

STRESS AND DEFORMATION ANALYSES OF THE TRAPEZIOMETACARPAL JOINT WITH SHAPE
DEVIATIONS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Aneta Cahová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.

BRNO 2025

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Bc. Aneta Cahová**
Studijní program: Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor: Biomechanika
Vedoucí práce: **doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.**
Akademický rok: 2024/25

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 diplomové práce:

Napjatostně deformační analýza trapéziometakarpálního kloubu s tvarovými odchylkami

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Pohyb palce lidské ruky umožňuje trapéziometakarpální kloub. U starších osob dochází k opotřebení tohoto kloubu, které může vést až k výměně za implantát. V současné době je trendem používání implantátu s duální hlavicí, který má mezi hlavicí kloubu a jamkou vloženou polyethylenovou vrstvu, která zlepšuje rozložení kontaktních tlaků v implantátu a snižuje zatížení kostní tkáně. Tvarové odchylky vznikající při výrobě mohou způsobit změnu rozložení kontaktního tlaku a tím ovlivnit jeho spolehlivost.

Cíle diplomové práce:

1. Rešerše týkající se náhrady trapéziometakarpálního kloubu.
2. Tvorba výpočtového modelu totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu s duální hlavicí bez a s tvarovými odchylkami kontaktních ploch.
3. Provedení napjatostně deformační analýzy totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu.
4. Detailní analýza výsledků výpočtového modelování.

Seznam doporučené literatury:

TRTÍK, L. Rhizartróza, současné možnosti léčení. Ortopedie 2011, 5, str. 28-33.

TRTÍK, L. Implantáty a trapeziometakarpální protézy. Medicína a umění, 2018, 2, str. 33-37.

LUSSIEZ, B. Prothese et implants de la trapezo-metacarpienne. Sauramps Medical, 2009, ISBN 978-2-84023-633-7.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2024/25

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá napjatostně-deformační analýzou totální náhrady trapeziometakarpálního (TMK) kloubu palce ruky. Cílem bylo vyhodnotit vliv tvarových odchylek na mechanické chování implantátu a okolní kostní tkáně. Na základě reálné geometrie komponent byl vytvořen výpočtový model zahrnující implantát, kostní tkáň a vybrané vazy. Model byl zatěžován pěti fyziologickými pohyby palce a simulován pomocí metody konečných prvků. Bylo definováno pět různých zatěžovacích stavů odpovídajících fyziologickým pohybům palce. Výpočty byly provedeny pomocí metody konečných prvků.

Vyhodnoceny byly celkové posuvy, síly ve vazech, kontaktní tlaky, napětí v oblasti jamky a přetvoření spongiózní tkáně trapezia. Nejvýraznější vliv výrobních odchylek byl zaznamenán u kontaktních tlaků a kinematiky prvního metakarpu. Naopak deformace kostní tkáně a vazy zůstaly v rámci všech variant téměř neměnné. Výsledky práce poskytují ucelený pohled na mechanickou odezvu náhrady a mohou sloužit jako podklad pro další vývoj a optimalizaci implantátů TMK kloubu. Zároveň mohou přispět k lepšímu porozumění chování náhrady v klinické praxi.

Klíčová slova: trapeziometakarpální kloub, totální náhrada, duální mobilita, metoda konečných prvků, napjatostně-deformační analýza, výrobní odchylky

Abstract

This diploma thesis focuses on the stress-strain analysis of a total trapeziometacarpal (TMC) joint replacement of the human thumb. The objective was to assess the impact of manufacturing deviations on the mechanical behavior of the implant and adjacent bone tissue. A computational model incorporating the implant, bone structures, and selected ligaments was created based on real component geometry. Five loading scenarios representing physiological thumb movements were simulated using the finite element method.

The analysis included overall displacements, ligament forces, contact pressures, stress distribution in the cup, and strain in the cancellous bone of the trapezium. Dimensional deviations most significantly affected contact conditions and first metacarpal kinematics, while strain in bone tissue and ligament loading remained nearly constant. The results provide a detailed insight into the mechanical response of the joint replacement and offer a basis for further implant design optimization and improved understanding of its clinical performance.

Keywords: trapeziometacarpal joint, total, dual mobility, finite element method, stress-strain analysis, manufacturing deviations

Bibliografická citace

CAHOVÁ, Aneta. *Napjatostně deformační analýza trapéziometakarpálního kloubu s tvarovými odchylkami*. Diplomová práce. Vladimír FUIS (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2025.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením doc. Ing. Vladimíra Fuise, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny použité informační zdroje jsou uvedeny v seznamu literatury.

V Brně dne 23. května 2025

Aneta Cahová

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Vladimíru Fuisovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky a trpělivost při konzultacích. Dále pak děkuji Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za jeho ochotu a neocenitelné rady při tvorbě výpočtového modelu. Děkuji také MUDr. Lubomíru Trtíkovi za spolupráci a podnět pro téma této diplomové práce. V neposlední řadě děkuji své rodině, přátelům a všem, kteří mě podporovali nejen při vypracování této práce, ale i po celou dobu mého studia.

Obsah

Úvod	10
1 Problémová situace	11
1.1 Formulace problému	11
1.2 Cíle práce	11
2 Anatomie TMK kloubu	12
2.1 Anatomické směry	12
2.2 Kostí TMK kloubu	13
2.3 Kostní tkáň	14
2.4 Vazy a svaly TMK kloubu	15
2.5 Patologie	16
3 Totální endoprotéza TMK kloubu	18
3.1 Typy kloubních náhrad	18
3.1.1 Částečné náhrady	18
3.1.2 Totální náhrady	19
3.2 Materiály kloubních náhrad	22
3.3 Oseointegrace	23
4 Výpočtové modelování	24
4.1 Výpočtové modelování TMK kloubu	24
4.2 Výpočtové modelování zápěstí	28
4.3 Shrnutí	28
5 Výběr metody řešení	30
6 Tvorba výpočtového modelu	31
6.1 Model geometrie	31
6.1.1 Model geometrie kostní tkáně	31
6.1.2 Model geometrie totální náhrady TMK kloubu	33
6.1.3 Zavedení náhrady	33
6.1.4 Výrobní odchylky	34
6.2 Model materiálu	36
6.3 Model vazeb	37
6.4 Model zatížení a okrajové podmínky	38
6.5 Diskretizace modelu	40

6.5.1	Citlivostní analýza	40
6.6	Nastavení numerického řešení	41
7	Prezentace a analýza výsledků	44
7.1	Analýza výsledných posuvů	45
7.2	Analýza sil působících ve vazech	48
7.3	Analýza kontaktních tlaků	50
7.4	Analýza napětí	54
7.5	Analýza přetvoření	57
7.6	Shrnutí	60
	Závěr	61
	Literatura	62
	Seznam obrázků	68
	Seznam tabulek	69

Úvod

Trapéziometakarpální (TMK) kloub je jedním z nejdůležitějších kloubů ruky, neboť umožňuje palci provádět opozici a tím výrazně přispívá k funkční mobilitě celé ruky. Jeho postižení, nejčastěji v důsledku osteoartrózy, může vést k výraznému omezení hybnosti, ztrátě úchopové funkce a přetrvávající bolesti. Pokud konzervativní léčba selže, jedním z možných řešení je totální náhrada kloubu.

Návrh a vývoj náhrad TMK kloubu však přináší specifické výzvy. Kloub je svou podstatou velmi pohyblivý, biomechanicky složitý a zatěžovaný v různých směrech. Při návrhu implantátu je nutné brát v úvahu nejen vhodnou geometrii a materiály, ale i způsob ukotvení, přenos zatížení a vliv okolních měkkých tkání. Významným faktorem, který ovlivňuje výslednou funkci implantátu, jsou rovněž výrobní odchylky – například v oblasti kontaktních dvojic, kde i drobné rozdíly mohou měnit velikost kontaktní plochy, rozložení tlaku a kinematiku celého systému.

Diplomová práce byla konzultována s MUDr. Lubomírem Trtíkem, specialistou v oblasti chirurgie ruky a implantací TMK náhrad. Na základě jeho klinických zkušeností a praktických poznatků byla vybrána konkrétní varianta totální náhrady s duální hlavicí, která byla následně podrobena výpočtovému modelování s cílem posoudit její mechanickou odezvu při různých tvarových odchylkách. Nad rámec vymezených cílů byly analyzovány různé zatěžovací stavy.

Cílem této práce je provést napjatostně-deformační analýzu modelu totální náhrady TMK kloubu s ohledem na vliv tvarových odchylek, konkrétně změn v radiální vůli kontaktních dvojic hlavice–vložka a vložka-jamka. Model byl sestaven z reálných komponent, doplněn o reprezentaci vazivového aparátu a uložen v modelu kostní tkáně vytvořeného z CT snímků. Následně byly provedeny simulace několika zatěžovacích stavů odpovídajících hlavním pohybům palce a provedena detailní analýza výsledků.

Výsledky práce umožňují vyhodnotit vliv geometrických odchylek na chování náhrady a přispívají k hlubšímu porozumění interakce mezi implantátem a biologickou strukturou. Získané poznatky mohou sloužit jako podklad pro další konstrukční úpravy nebo pro posouzení vhodnosti zavedené náhrady při různých klinických scénářích.

1 Problémová situace

Trapeziometakarpální kloub umožňuje pohyb palce lidské ruky. Zastává tedy jednu z nejvýznamnějších funkcí kloubů v oblasti zápěstí. Díky němu je palec schopen opozičního postavení oproti ostatním prstům ruky, a tím je člověk schopen uchopovat předměty.

Se zvyšujícím se věkem člověka obecně dochází k opotřebování kloubů, které může přejít až v degenerativní onemocnění kloubů, jako je osteoartróza. Toto onemocnění s sebou přináší velké bolesti, omezení pohyblivosti kloubů a celkově snížení kvality života pacienta. Jednou z možností léčby bývá operace nemocného kloubu a jeho náhrada za implantát. V současnosti se v klinické praxi používají dva typy implantátů — standardní a s duální mobilitou, které představují nový trend v oblasti ortopedické praxe. Mezi jejich výhody ve srovnání s klasickými náhradami je sníženo riziko luxace (vykloubení) a lepší rozložení kontaktního tlaku.

Odchyšky vznikají při jakémkoli výrobním procesu. Výrobní odchyšky pak mají největší dopad na funkční plochy součástí, a tím i na samotnou funkci a spolehlivost součástí. V případě kloubní náhrady s duální mobilitou se jedná o kulové plochy jamky, vložky a hlavice. Tyto plochy jsou spolu v přímém kontaktu a jejich případné odchyšky tak mají významnou roli na rozložení a velikost kontaktních ploch, potažmo kontaktního tlaku. Zvýšený tlak má také dopad na opotřebení a s ním související životnost a spolehlivost. Snížení životnosti náhrady by znamenalo nutnost reoperace, ta s sebou přináší jednak komplikace pro samotného pacienta, tak i další finanční náklady na další operaci.

Nutno zmínit, že řešení této problematiky bylo iniciováno lékařem MUDr. Lubomírem Trtíkem, který jako jeden z mála v České republice provádí operace trapeziometakarpálního kloubu.

1.1 Formulace problému

Posouzení vlivu výrobních odchylek totální endoprotézy trapeziometakarpálního kloubu s duální mobilitou na napjatost, deformaci a přenos sil do kosti trapezia.

1.2 Cíle práce

Jednotlivé dílčí cíle lze pak definovat následovně:

- rešerše náhrady TMK kloubu
- tvorba výpočtových modelů náhrady TMK kloubu s duální hlavici
 - bez tvarových odchylek
 - s tvarovými odchylkami
- provedení napjatostně-deformační analýzy
- analýza výsledků

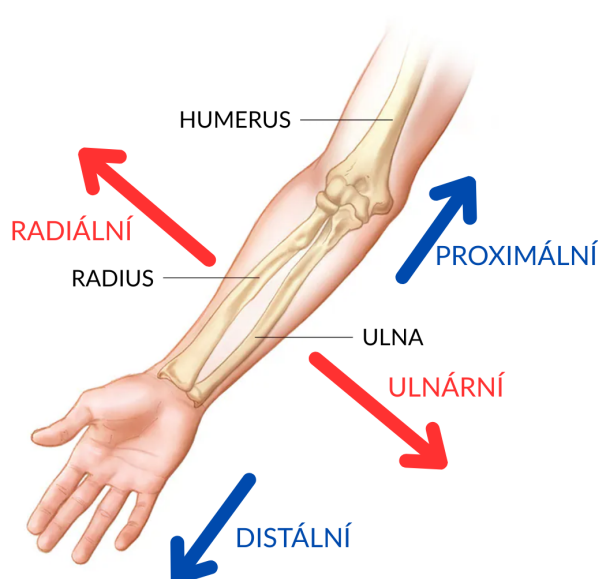
2 Anatomie TMK kloubu

2.1 Anatomické směry

Názvosloví definující anatomické roviny a směry se objevuje nejen v odborné literatuře, ale je využito i v této práci. Proto je na místě tyto pojmy objasnit.

Pro horní končetinu se používají pojmy ulnární a radiální (obrázek 2.1). Ty jsou odvozeny od latinských názvů kostí tvořících předloktí — kost loketní (*ulna*) a kost vřetenní (*radius*). Směr ulnární jinak odpovídá směru mediálnímu — směřujícímu k mediální rovině, která rozděluje tělo na levou a pravou polovinu. Analogicky je pak radiální směr totožný se směrem laterálním — směřujícím od mediální roviny. [1]

Další dvojici tvoří směr distální a proximální (obrázek 2.1). Distální směřuje k volnému konci končetiny, jinými slovy směr jdoucí od trupu. Proximální směřuje k trupu. [1]

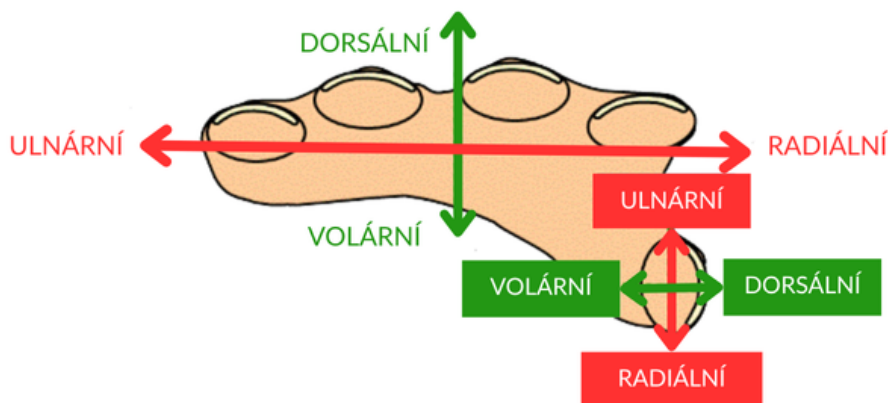


Obr. 2.1 Anatomické směry horní končetiny. Převzato a upraveno z [2].

Poslední dvojici směrů, které se objevují v textu této práce, tvoří směr volární a dorsální. Volární směr se také označuje jako palmární nebo dlaňový, tedy směřující do dlaně. Dorsální směr pak jako směr hřbetní, směřující do hřbetu ruky. [1]

Jelikož neutrální poloha palce je přibližně o 90° pootočená vůči poloze ostatních prstů, nemusí být definice směrů úplně jasná. Na obrázku 2.2 jsou proto vyznačeny směry pro ruku i palec. [3]

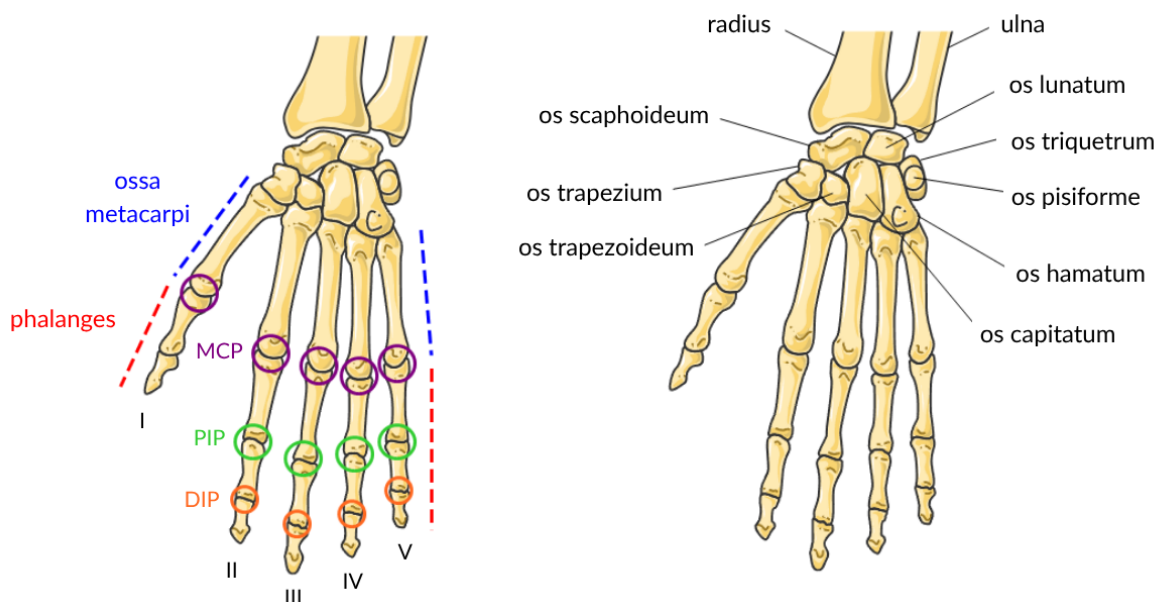
Uvedeny jsou zde jen anatomické směry, které se používají v souvislosti s anatomí ruky, respektive s anatomí trapeziometakarpálního kloubu.



Obr. 2.2 Anatomické směry ruky a palce. Převzato a upraveno z [3].

2.2 Kostí TMK kloubu

Trapeziometakarpální kloub (dále jen TMK kloub) je jedním z mnoha kloubů ruky. Jedná se o první karpometakarpální kloub — klouby mezi zápěstními kostmi (*ossa carpi*) a záprstními kostmi (*ossa metacarpi*) — konkrétně dochází ke spojení první záprstní kosti (*os metacarpi I*, dále označována jako první metakarp, případně pouze jako metakarp) a kosti mnohostrannné větší (*os trapezium*, dále označována jako trapezium). Všechny zápěstní a záprstní kosti a kosti článků prstů (*phalanges*) jsou znázorněny na obrázku 2.3. MCP je zkratka používaná pro klouby metakarpofalangeální, PIP pro klouby proximální interfalangeální a DIP pro klouby distální interfalangeální. [4]

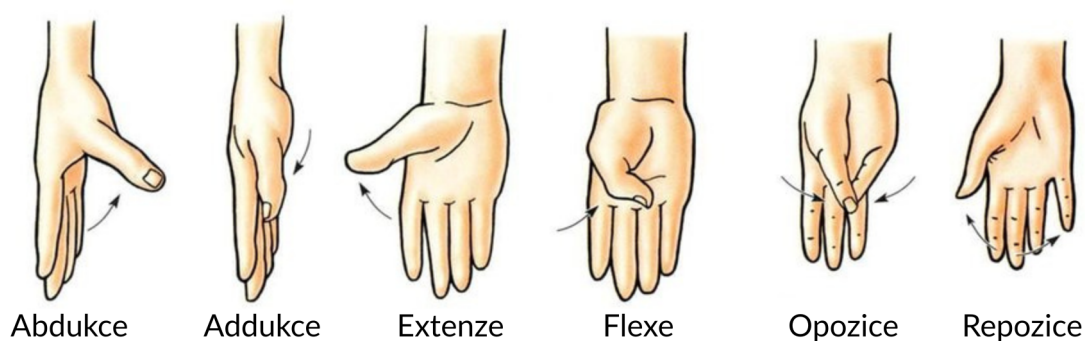


Obr. 2.3 Kostí a klouby ruky. Převzato a upraveno z [5].

Všechny metakarpální kosti se skládají ze tří částí — báze (*basis*), štíhlého těla (*corpus*) a hlavičky (*caput*). Pro první metakarp je typické, že je oproti ostatním metakarpálním kostem výrazně kratší a silnější. [1]

Trapezium se nachází v distální řadě zápěstních kostí jako první v pořadí na radiální straně. Na palmární straně se vyskytuje poměrně výrazný hrbolek. [1]

TMK kloub je kloubem sedlovitým. Tento typ spojení se vyznačuje dvěma stupni volnosti — dvěma rotacemi. V anatomickém názvosloví se možné pohyby palce označují jako flexe a extenze — rotace okolo jedné osy, abdukce a addukce — rotace okolo druhé osy. Flexe TMK kloubu je pohyb ve směru volárním, extenze naopak ve směru dorsálním. Abdukci se obecně rozumí pohyb od těla, v tomto případě od dlaně a ostatních prstů ruky ve směru radiálním. Addukce je opakem abdukce, jedná se tedy o pohyb v ulnárním směru zpět k dlaní. Kombinací pohybů je pak TMK kloub schopen prakticky libovolného natočení — speciálně se označuje pohyb do pozice, kdy se koneček palce dotýká koncečku jiného prstu — tzv. opozice palce, návrat zpět je nazýván jako repozice. Všechny tyto pohyby jsou znázorněny na obrázku 2.4. [4, 6]



Obr. 2.4 Anatomické pohyby palce. Převzato a upraveno z [7].

2.3 Kostní tkáň

Kostní tkáň tvoří základní stavební složku kosterní soustavy a zajišťuje mechanickou oporu těla. Z hlediska struktury se dělí na kompaktní (kortikální) a trámčitou (spongiózní) kostní tkáň. Kortika je vnější část kosti, je mechanicky odolnější a tvořena primárně lamelární strukturou s osteony. Oproti tomu spongióza se nachází v epifýzách dlouhých kostí, uvnitř některých plochých a krátkých kostí a je tvořena sítí trámečků, které se tvoří na základě zatížení kosti. [1]

Kortikální a spongiózní kostní tkáň se výrazně liší svými mechanickými vlastnostmi. Kortika má vyšší modul pružnosti a pevnost v tahu i tlaku. Spongióza je méně hutná, což je dáno její porézní strukturou, a má tak modul pružnosti a pevnost výrazně nižší. [1, 8]

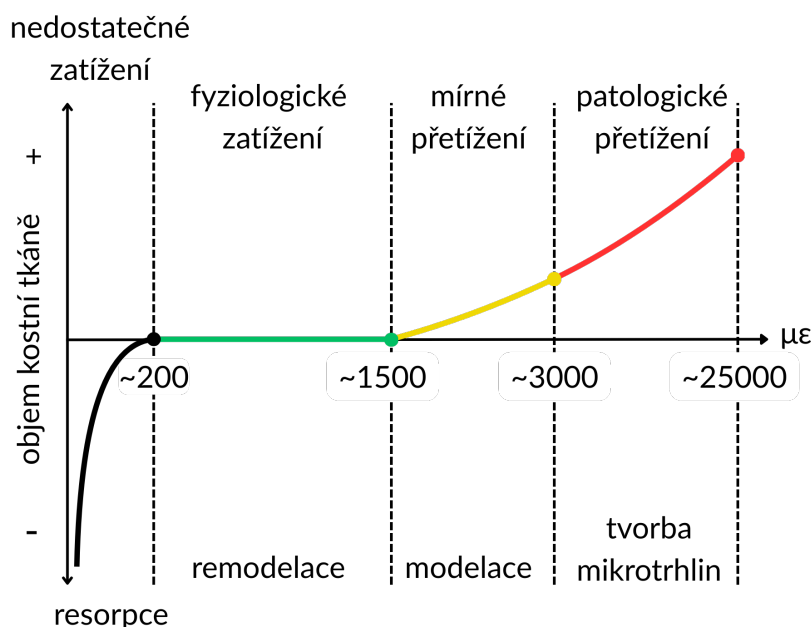
Vzhledem ke své porézní struktuře je spongióza také výrazně náchylnější k patologickým změnám. U pacientů ve středním a vyšším věku se často vyskytuje osteoporóza, která je charakterizována úbytkem kostní tkáně a změnami v mikroarchitektuře. Dochází ke ztenčení a snížení počtu trámečků, což výrazně snižuje mechanickou pevnost kosti a zvyšuje riziko zlomenin. [8]

Kost není statickým materiálem, ale jedná se o dynamicky se remodelující tkáň. Proces remodelace je řízen aktivitou tří základních buněčných typů — osteoblastů (tvorba kostní tkáně), osteoklastů (odbourávání kostní tkáně) a osteocytů (mechanické senzory). Osteo-

cyty vnímají lokální napětí a předávají regulační signály ostatním buňkám, čímž zajišťují rovnováhu mezi tvorbou a odbouráváním kostní tkáně. Tento princip tvoří základ teorie mechanostatu, která vychází z původního Wolffova zákona a byla zformulována Haroldem Frostem. [9, 10]

Frost definoval tzv. zátěžová pásma (*mechanical usage windows*), v nichž dochází k odlišnému chování kostní tkáně v závislosti na aplikovaném zatížení (obrázek 2.5). Při velmi nízkém zatížení (*disuse window*) dochází k resorpci (úbytku) kostní tkáně. V rozmezí ~ 200 – $1500 \mu\epsilon$ (*adapted window*) se kost nachází ve fyziologické rovnováze, remodelace probíhá v běžném rozsahu. Při zatížení ~ 1500 – $3000 \mu\epsilon$ (*mild overload window*) dochází k modelaci a zpevňování kostní struktury. Pokud však deformace dosáhne vyšších hodnot (*pathologic overload window*), už dochází k patologickému přetížení a to může vést ke vzniku mikrotrhlin a poškození kostní tkáně. [8, 9]

Tato teorie je často využívána pro interpretaci výsledků biomechanických simulací a pomáhá vyhodnotit dlouhodobé chování kostní tkáně v závislosti na přenášeném zatížení. [10]



Obr. 2.5 Teorie mechanostatu. $\mu\epsilon$ = mikrostrain, $1 \mu\epsilon = 10^{-6}$ m/m. Vytvořeno dle [8, 9].

2.4 Vazy a svaly TMK kloubu

Kloubní pouzdro TMK kloubu je tvořeno několika vazivovými strukturami. Jejich anatomické uspořádání a názvosloví se však napříč různými literárními zdroji poněkud liší. Některé studie uvádí jako základní pouze tři vazy — palmární, dorsální a laterální — jiné je dělí až na 17 vazů. [6, 11, 12]

V této práci se vychází primárně z klasifikace, která byla navržena v odborném článku autorky Ladd [11]. Ta se poměrně podrobně zabývala detailní analýzou okolních struktur

TMK kloubu. Chybí zde však jakákoli zmínka o intermetakarpálních vazech. Ty naopak popisuje ve své práci Nanno [13] a dělí je na volární a dorsální. Na základě těchto studií lze tedy definovat 7 vazů (dále v textu práce jsou používány pouze zkratky vazů):

- POL — *posterior oblique ligament*,
- DCL — *dorsal central ligament*,
- DRL — *dorsal radial ligament*,
- AOL — *anterior oblique ligament*,
- UCL — *ulnar collateral ligament*,
- vIML — *volar intermetacarpal ligament*,
- dIML — *dorsal intermetacarpal ligament*.

Poloha a upnutí jsou ve výše zmíněných studiích rovněž detailně diskutovány.

Vazy TMK kloubu mají významnou roli, co se týče stability. Jak bylo zmíněno výše, jedná se o sedlový kloub a umožňuje velký rozsah pohybu. Nejvýznamnější z hlediska stabilizace je tzv. dorsoradiální komplex, který je tvořen vazy POL, DCL a DRL. Nejčastější zatížení bývá při různých úchopech právě ve směru dorsoradiálním. V opačném směru pak kloub stabilizuje vaz AOL. [6]

Studie od autorů Bettingera [14] a D’Agostino [12] se zaměřily na experimentální určení tuhosti některých vazů. I zde se však projevuje nekonzistentní označování jednotlivých vazů. Obě tyto studie však potvrzují, že nejsilnější je dorsoradiální komplex a vzápětí pak AOL.

Komatsu [6] popisuje poměrně výstižně vazy jako statické stabilizátory a svaly pak jako stabilizátory dynamické. Právě díky svalům je možný jakýkoliv aktivní pohyb. Svaly podílející se na pohybu palce lze rozdělit do dvou kategorií — svaly thenaru a svaly předloktí. Svaly thenaru mají svůj počátek v oblasti ruky a úpon pak na palci. Sem patří svaly *flexor pollicis brevis* (FPB), *abductor pollicis brevis* (APB), *opponens pollicis* (OpP) a *adductor pollicis* (AdP). Oproti tomu svaly předloktí, jak už název napovídá, začínají v oblasti předloktí a úpon mají pak na palci. Mezi tyto svaly patří *flexor pollicis longus* (FPL), *extensor pollicis longus* (EPL), *extensor pollicis brevis* (EPB) a *abductor pollicis longus* (APL). [1]

2.5 Patologie

Nejčastějším onemocněním, které postihuje TMK kloub, je artróza — v souvislosti s TMK kloubem označována jako rhizartróza [15]. Po distálních kloubech článků prstů jde o druhé nejčastěji postižované místo artrózou v oblasti ruky [4]. Méně častým onemocněním vyžadujícím léčbu je pak revmatická artritida, případně může být nutná léčba v důsledku úrazu [15].

Artrózou výrazně častěji trpí ženy starší 50 let. Poměrně dlouho bývá asymptomatická, prvním příznakem často bývá bolest v oblasti baze metakarpu. S dalším rozvojem se pak objevuje i otok, dochází k omezení pohybu a ztrátě síly stisku. Při artróze dochází k degeneraci a úbytku kloubní chrupavky. V případě jejího úplného vymizení se do

kontaktu dostává samotná kostní tkáň metakarpu a trapezia. Oproti chrupavce je kostní tkáň inervovaná, a právě proto se pak objevují výrazné bolesti. V pokročilém stádiu se mohou také objevovat osteofyty (kostní výrůstky) případně kalcifikace. Tyto symptomy jsou patrné při vyšetření prostřednictvím RTG. Růst osteofytů navíc zapříčiní zmenšení kloubního prostoru. Může pak docházet i k subluxaci (částečnému vykloubení) či porušení ligament, a v důsledku pak i k celkové deformitě, která již může komplikovat chirurgický zákrok. [4, 15]

U většiny pacientů je úspěšná konzervativní léčba například prostřednictvím analgetik, kortikoidů, ortéz či RTG terapie. Pouze v případě neúspěchu konzervativního přístupu přichází v úvahu chirurgické řešení. Zde se nabízí celkem 3 možnosti: trapezektomie, artrodéza a kloubní implantát. [15]

Trapezektomie stále představuje jakýsi zlatý standard. Tento chirurgický zákrok spočívá v kompletním odstranění kosti trapezia. Vzniklá mezera se pak postupně vyplní vazivovou tkání. Případně je možné prostou trapezektomii doplnit o ligamentoplastiku, která spočívá v rekonstrukci AOL. Další alternativou je namísto trapezia zavést tzv. interpozitum, které má vyplnit prázdný prostor. Interpozitum bývá vytvořeno z částí okolních šlach. Lze také tyto metody kombinovat, nejsou však prokázány výrazné rozdíly těchto metod. Častým problémem trapezektomie bývá zkrácení sloupce palce, což vede k návratu deformity a ztrátě síly stisku. [15, 16, 17]

Artrodéza spočívá v pevném spojení a ve znehybnění daného kloubu. K tomu lze využít šroubů, dlah či Kirschnerových drátů. Tento zákrok s sebou však přináší značné omezení rozsahu pohybu palce. Je také žádoucí dobrý stav okolních kloubů, neboť právě ty musí kompenzovat změnu pohyblivosti palce. [15, 16]

Řešení s využitím kloubní náhrady je předmětem celé následující kapitoly Totální endoprotéza TMK kloubu.

3 Totální endoprotéza TMK kloubu

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, totální náhrada TMK kloubu je jednou z chirurgických možností léčby rhizartrózy.

3.1 Typy kloubních náhrad

Obdobně jako náhrady jiných kloubů lze i náhrady TMK kloubu rozdělit primárně na částečné a totální. [15]

3.1.1 Částečné náhrady

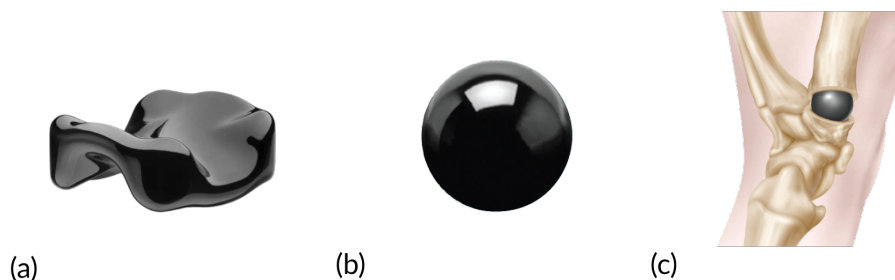
Částečnou náhradou se rozumí typ, kdy je nahrazena endoprotézou pouze jedna z kloubních ploch. Čistě pro plochu trapezia však na trhu žádný implantát není.

Co se týče kloubní plochy metakarpu, v úvahu přichází Stablyx (obrázek 3.1(a)) od firmy Skeletal Dynamics. Tato náhrada se snaží zachovat přirozený sedlovitý tvar. Oproti tomu náhrada Nugrip (obrázek 3.1(b)) vyráběná firmou Smith & Nephew má kulovou hlavici, a proto v tomto případě musí být při zákroku tomu přizpůsobena i plocha trapezia. Obdobně tomu tak je i v případě náhrady firmy BioPro (obrázek 3.1(c)), jejíž předností je modulární design. Všechny tyto implantáty mají dřík, díky kterému jsou pevně vsazeny do kosti metakarpu. [18, 19, 20]



Obr. 3.1 Částečné náhrady kloubní plochy prvního metakarpu. (a) Stablyx, (b) Nugrip, (c) Modular Thumb Implant. Převzato a upraveno z [18, 19, 20].

Do kategorie částečných implantátů je možné zařadit tzv. interpoziční implantáty. Ty se pouze vkládají mezi kloubní plochy, které se pouze minimálně upraví, a nahrazují tak opotřebovanou chrupavku. Nejsou tedy nijak fixovány a mohou se pohybovat vůči oběma kostem. Příkladem může být Ensemble CMC (obrázek 3.2(a)) vyrábějící firma Ensemble Orthopedics nebo Pyrosphere (obrázek 3.2(b), (c)) od firmy Smith & Nephew. [21, 22]



Obr. 3.2 Interpoziční náhrady TMK kloubu. (a) Ensemble CMC, (b) Pyrosphere, (c) zavedaná náhrada Pyrosphere. Převzato a upraveno z [21, 22].

3.1.2 Totální náhrady

Totální náhrada TMK kloubu se skládá ze dvou základních částí — trapeziální (jamka) a metakarpální (dřík a krček s hlaví). Její vývoj se často dělí do třech generací. [15, 17]

I. generace

Vůbec první totální náhrada vznikla v 70. letech minulého století. S prvním návrhem přišel francouzský ortoped Jean-Yves de la Caffinière. Ten přenesl koncept "ball-on-socket" náhrady kyčelního kloubu na kloub TMK. Jednalo se o cementovanou náhradu tvořenou dříkem z nerezové oceli a polyetylenovou jamkou. Právě fixace pomocí kostního cementu je typickým znakem implantátů první generace. [17, 23]

V krátkodobém horizontu dosahovaly dobrých výsledků, po několika letech od operace však často docházelo k problémům a uvolňování obou částí náhrady. [23]

II. generace

Druhá generace přichází v 90. letech a přinesla významný pokrok po technické stránce. Zcela se změnil způsob fixace — přechází se na necementované náhrady. Jejich povrch tvoří porézní kovová vrstva (nejčastěji z titanu) a nástřík bioaktivního hydroxyapatitu. Samotná fixace je pak dána tzv. pressfitem (vtlačením do kosti) a prorůstáním kostní tkáně do porézní struktury — oseointegrací (viz kapitola 3.3). [15, 23]

Další změnou bylo zavedení modulárního systému, kdy náhrada byla rozdělena na dřík, krček s hlaví a jamku. V některých případech byla ještě jamka rozdělena na vnitřní vložku a vnější plášť. Tato změna nabízí velkou variabilitu, kdy chirurg může během operace zvolit takovou variantu, která bude nejlépe vyhovovat danému pacientovi. Rovněž umožňuje jednodušší reoperaci v případě opotřebení kontaktních ploch. Lze vyměnit například pouze vložku jamky, která bývá vyrobena převážně z polyetylenu a je tak v rámci náhrady na opotřebení nejnáchylnější. [4, 15]

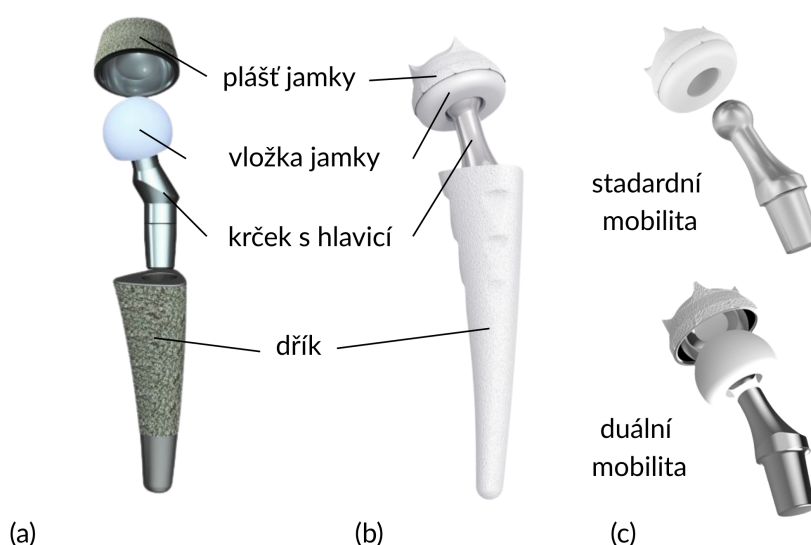
Také se objevují různé designy jamky — hemisférické, kónické nebo se závitem. [4]

Typickými zástupci této generace jsou náhrady Arpe (Zimmer Biomet), Ivory (Stryker), Elektra (SBI), Maia (Lepine) nebo Isis (Biotech). [24]

III. generace

Po roce 2010 se vývoj totálních implantátů TMK kloubu opět inspiroval u implantátů kyčelního kloubu, a to přenesením principu duální mobility. Ta spočívá v tom, že polyetylenová vložka není pevně uložena v jamce, ale je vůči plášti jamky pohyblivá. Duální mobilita tak umožňuje větší rozsah pohybu a výrazně snižuje riziko luxace (vykloubení), což býval do té doby jeden z častých důvodů selhání náhrady. Jelikož se stále jedná o poměrně nové implantáty, není možné posoudit výsledky z dlouhodobého hlediska. [17, 24]

Mezi zástupce této generace patří náhrady Moovis (Stryker), Touch (KeriMedical), Maia s duální mobilitou (Lepine) nebo Elis (Beznoska). [17, 24]



Obr. 3.3 Totální náhrady TMK kloubu. (a) náhrada Elis s duální mobilitou , (b) náhrada Maia se standardní mobilitou, (c) porovnání standardní a duální mobility. Převzato a upraveno z [25, 26].

Aktuálně dostupné náhrady

Ne všechny výše uvedené náhrady se vyrábějí dodnes. Aktuálně jsou na trhu dostupné, dle webových stránek jednotlivých výrobců, tyto implantáty — Maia od francouzské firmy Lepine [25], Touch švýcarského výrobce KeriMedical [27], Elis od české firmy Beznoska [26] a CarpoFit německé firmy Implantcast [28].

Náhrada Maia je nabízena ve standardní i duální mobilitě (obrázek 3.3(b),(c)). Stejně tak tomu je i u náhrady Elis (obrázek 3.3(a)). U té jsou dostupné i různé druhy jamek — hemisférické, kónické, pro standardní mobilitu i polyetylenová cementovaná jamka. Volbu hemisférické či kónické jamky umožňuje i náhrada Touch, ale soustředí se pouze na duální mobilitu. Novinkou v nabídce je pak titanová varianta zaměřující se na pacienty

s citlivostí na kovy jako chrom, kobalt nebo nikl. Oproti ostatním je CarpoFit náhrada s čistě standardní mobilitou. Vyniká však svým minimalistickým designem. [25, 27, 26, 28]

Části totální náhrady a jejich chirurgické zavedení

Totální náhrada se skládá ze dvou základních komponent — metakarpální a trapeziální. Modulární systém je pak dále rozčlenil, dnešní náhrady se tak skládají z těchto částí — dřík, krček s hlavicí, vložka jamky a plášť jamky (viz obrázek 3.3). To platí jak pro standardní, tak i duální mobilitu, je zde však rozdíl v upevnění vložky. Pro standardní je vložka pevně uložena v plášti jamky, u duální mobility je vložka při výrobě nalisována na krček s hlavicí.

Existuje několik chirurgických přístupů, jakými se implantát do kostí zavádí. Tím nejčastějším je dorso-laterální. Napřed se provede podélný řez mezi šlachami EPB (extensor pollicis brevis) a APL a následuje vykloubení metakarpu. Poté se provede přibližně 5 milimetrový řez (měla by být snaha o co nejmenší resekci) kolmo k ose metakarpu a případně se odstraní osteofyty. Pomocí speciální rašple opracuje dřeňová dutina a zvolí se odpovídající velikost prozatím zkušební dříku. Při správné přípravě dutiny by čelo dříku mělo lícovat s resekci metakarpu. Resekci trapezia se odstraní zbytky chrupavky a sklerotické kosti a dojde k zarovnání plochy, která by měla být paralelní s resekci metakarpu. Pomocí záhlubníku a fréz se připraví lůžko pro jamku. Do něj se vloží zkušební šablona jamky, zavede se příslušný zkušební krček a provede se zkušební zakloubení. Pokud zvolené velikosti vyhovují, vyjmou se zkušební komponenty a zavedou se komponenty finální náhrady. Operace se zakončí rekonstrukcí kloubního pouzdra a uzavřením rány. [29, 30]

Výhody a nevýhody totální náhrady

Ve srovnání s ostatními chirurgickými přístupy k řešení rhizartrózy totální náhrada zachovává okolní ligamentózní a tendonózní struktury. Zachovává délku sloupce palce a střed rotace, což má pozitivní vliv na celkové zachování anatomických poměrů v oblasti ruky — ostatní struktury nemusí kompenzovat tak výraznou změnu jako třeba u artrodézy. V případě selhání náhrady z různých důvodů lze i poté stále přistoupit k možnosti trapezektomie, opačný postup však možný není. Celková doba zotavení po operaci je kratší po zavedení implantátu, ale jedná se o významné období, které má zásadní vliv na správnou oseointegraci náhrady. [4, 15]

Existují však i jisté nevýhody totální náhrady. Komplikace se mohou objevit během operace, kdy může například dojít ke zlomeninám při usazování implantátu. Problémy mohou nastat i po operaci — luxace, nedostatečné vhojení implantátu. Z dlouhodobého hlediska může dojít k uvolnění komponent nebo jejich opotřebení, případně imunitní systém může reagovat na částice opotřebení osteolýzou (úbytkem kostní tkáně) nebo může dojít k metalóze (hromadění kovových částic v měkkých tkáních). Oproti jiným přístupům je volba totální náhrady i ekonomicky náročnější. [4, 15, 17]

3.2 Materiály kloubních náhrad

Výběr vhodného materiálu pro kloubní náhrady je stěžejní pro zajištění mechanické stability, dlouhodobé funkčnosti a biokompatibility implantátu. Použité materiály musí vykazovat dostatečnou pevnost, odolnost vůči opotřebení a korozi, a zároveň být dobře snášeny lidským organismem. [31]

Kovové slitiny

Nejčastěji používané jsou slitiny titanu, zejména Ti6Al4V, která vyniká nízkou hmotností, vysokou pevností, korozní odolností a ve srovnání s jinými kovovými slitinami i nízkým modulem pružnosti, což je žádoucí z hlediska podobnosti vlastností s kostní tkání. Díky tomu dochází ke snížení fenoménu označovanému jako stress shielding, který by jinak vedl k úbytku okolní kosti. I proto se po slitiny titanu dnes používají na součásti implantátu, jako jsou dřívky či pláště jamek. [31, 32]

Slitina kobaltu, chromu a molybdenu (CoCrMo) se vyznačuje vysokou pevností, tvrdostí a výbornou odolností vůči opotřebení. Používá se zejména pro kluzné plochy implantátů. Dříve používaná nerezová ocel dnes ustupuje kvůli horší korozní odolnosti a riziku uvolňování kovových částic. Používá se zejména pro kluzné plochy implantátů (hlavice nebo třeba jamky). [31]

Keramické materiály

Z keramických materiálů se nejčastěji používají oxid hlinitý (Al_2O_3) a oxid zirkoničitý (ZrO_2). Mají výborné tribologické vlastnosti a vysokou tvrdost. Jejich nevýhodou je pak křehkost. Pro náhrady TMK se jich téměř nevyužívá. [31]

Pyrokarbon

Pyrokarbon, amorfni forma uhlíku, představuje zajímavou alternativu především pro menší kloubní náhrady. Má vysokou odolnost vůči opotřebení, příznivé mechanické vlastnosti a prokazuje výbornou biologickou snášenlivost. Díky povrchovým vlastnostem snižuje riziko poškození okolní chrupavky a využívá se ho zejména právě u náhrad drobných kloubů ruky. Výše zmíněné náhrady Nugrip, Ensemble CMC nebo Pyrosphere jsou vyrobeny právě z tohoto materiálu.

Polymerní materiály

Z polymerních materiálů se nejvíce uplatňuje UHMWPE (polyethylen s ultravysokou molární hmotností), a to často v zesíťované formě (crosslinked UHMWPE). Zesíťování se provádí ozářením (např. gama zářením), čímž vznikají chemické vazby mezi polymerními řetězci. Tím se výrazně zlepšuje odolnost vůči opotřebení. Vložky jamek jsou nejčastěji vyráběny právě z tohoto materiálu. [33]

Moderním polymerem je i PEEK (polyetheretherketon), který nabízí dobrý poměr pevnosti a pružnosti a umožňuje úpravu mechanických vlastností přidavkem výztuží, např.

uhlíkových vláken. Z tohoto materiálu je vyrobena například jamka náhrady Carpofit. [28, 31]

Hydroxyapatit

Hydroxyapatit je bioaktivní keramický materiál, který je chemicky podobný minerální složce lidské kosti. Díky své bioaktivitě podporuje růst kosti a pevné připojení implantátu. Používá se jako povlak na kovové implantáty, zejména z titanu, pro zlepšení osteointegrace. Hydroxyapatit může být aplikován různými metodami, včetně plazmového nástřiku a elektroforetického nanášení. [34]

Kromě výběru samotného materiálu hraje významnou roli i volba kontaktní dvojice, tj. kombinace materiálů v přímém styku. Důležitými kritérii jsou kompatibilita, míra opotřebení a riziko vzniku komplikací. Například kombinace kov–kov se prokázala jako potenciálně riziková kvůli uvolňování kovových iontů a možnému vzniku metalózy, a dnes je využívána jen zřídka. [35]

3.3 Oseointegrace

Oseointegrace označuje proces přímého spojení mezi živou kostní tkání a povrchem implantátu. Pojem zavedl Per-Ingvar Brånemark na základě výzkumu v oblasti dentální implantologie, později se rozšířil i do ortopedie. [36]

Úspěšná oseointegrace je klíčová pro dlouhodobou stabilitu implantátu a je ovlivněna řadou faktorů. Významnou roli hraje především materiál implantátu — například slitiny titanu, jako je Ti6Al4V, které díky své oxidické vrstvě podporují přilnavost osteoblastů. Důležitým aspektem je také tzv. primární stabilita, tedy mechanické ukotvení implantátu bezprostředně po operaci. Pokud by došlo k příliš velkým mikropohybům mezi implantátem a kostí, může dojít k narušení vývoje kostní tkáně a namísto ní se vytvoří tkáň vazivová. Dalším významným faktorem je i povrchová úprava implantátu — zvýšená drsnost, poréznost či aplikace bioaktivních povlaků (např. hydroxyapatitu) pozitivně ovlivňuje přilnutí buněk a urychlují tak tvorbu nové kostní tkáně. Kromě těchto faktorů hrají proces ovlivňují i biologické faktory, jako je stav kostní tkáně, metabolické poruchy nebo celkový zdravotní stav pacienta. [37, 38]

Samotná oseointegrace probíhá v několika fázích — nejprve dojde k přilnutí krevní sraženiny na povrch implantátu, poté se v místě kontaktu začnou hromadit buňky schopné tvorby kostní tkáně, následuje tvorba nové kostní tkáně a postupná stabilní remodelace. [38]

4 Výpočtové modelování

Výpočtové modelování má v dnešní inženýrské praxi bezesporu významné zastoupení. Výhod tohoto přístupu se běžně využívá i v biomechanice. V této kapitole jsou shrnuty aktuální články a studie spojující problematiku TMK kloubu s výpočtovým modelováním.

Předmětem této práce není vysvětlovat a odvozovat principy metody konečných prvků. Čtenářům neznalým této problematiky může pomoci s porozuměním např. materiál od prof. O.C. Zienkiewicze, anebo od českého autora prof. Jindřicha Petrušky. [39, 40].

4.1 Výpočtové modelování TMK kloubu

Problematikou výpočtového modelování náhrady TMK kloubu se na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB) zabývalo již několik diplomových prací a ve většině případů to bylo v rámci spolupráce s MUDr. Lubomírem Trtíkem. Tyto diplomové práce vypracovali Podsedník [41], Svojanovský [42], Lamrich [43] a Kukučka [44]. V první zmíněné byly modelovány dva stavy — fyziologický a s aplikací totální endoprotézy [41]. Svojanovský se problematikou náhrady TMK kloubu zabýval již ve své bakalářské práci a diplomovou na ni pak navázal. Tato diplomová práce se zaměřila na analýzu několika modelů geometrie jamky, vliv DLC (diamond like carbon) vrstvy aplikované na hlavici náhrady, vliv velikosti hlavice v rozsahu výrobních odchylek (avšak pro jednoduchou mobilitu hlavice-jamka) a analýzu několika různých zátěžných stavů aplikovaných na model včetně kostní tkáně [42]. Spolu s MUDr. Trtíkem pak prezentoval výsledky své práce ve dvou článcích v rámci mezinárodní konference Inženýrská mechanika (tyto články jsou shrnuty dále v této kapitole). Lamrichova práce porovnávala dva typy náhrad — náhradu s jednoduchou mobilitou (hlavice-jamka) a náhradu s duální mobilitou (hlavice-vložka-jamka) [43]. Poslední doposud zpracovaná diplomová práce srovnávala jamku hemisférickou s jamkou kónickou [44].

V další části jsou shrnuty již zmiňované studie. Jejich poznatky jistě pomohou k bližšímu pochopení takto úzce zaměřené problematiky.

Comparison of two uncemented trapezio-metacarpal cups: a finite element study

Thorkildsen, 2013

Jedná se o jednu z mála studií, která využívá metody konečných prvků k analýze náhrady TMK kloubu. Autoři se zaměřili na porovnání dvou jamek totální náhrady s různou fixací, které byly v té době na trhu. Jmenovitě se jedná o náhradu Elektra a Motec CMC, v obou případech se jedná o jamky se závitem. Kost trapezia byla značně zjednodušena — v analýze byla modelována jako válec rozdělený na vnější část představující kortikální kostní tkáň a vnitřní část reprezentující spongiózní kostní tkáň. Všechny materiály byly modelovány jako lineární elastické. Byly analyzovány i dvě varianty spongiózní kostní tkáně —

zdravá a osteoporotická. Osteoporóza se projevuje řidnutím kostní tkáně a logicky se tak tento rozdíl projeví v materiálových charakteristikách. Youngův modul pružnosti zdravé kosti nabýval hodnoty 630 MPa, oproti tomu pro osteoporotickou kost dosahoval pouze hodnoty 23 MPa. Zatěžující síla o velikosti 100 N působila v pomyslném středu rotace náhrady prostřednictvím remote pointu. I zde byly dvě varianty — v první zatěžující síla působila pouze v ose náhrady, ve druhém případě byla vychýlena o 30°. Napětí u náhrady Motec CMC bylo rovnoměrněji rozložené a maxima dosahovala nižších hodnot oproti náhradě Elektra. Pro osteoporotickou kost byly rozdíly ještě výraznější a lépe tedy z tohoto porovnání vychází náhrada Motec CMC. Při zatížení pod úhlem docházelo k rotaci obou náhrad. Autoři rozdíly ve výsledcích přisuzují rozdílné poloze osy rotace náhrady. [45]

Rhizarthrosis and its treatment, stress and deformation analysis of the total joint replacement

Svojanovský, 2014

Tento článek nastiňuje výsledky Svojanovského bakalářské práce. První část článku rozebírá artrózu a možnosti její léčby. Druhá část je zaměřena na napjatostně-deformační analýzu náhrady TMK kloubu. Jedná se o zjednodušený model, do analýzy je zahrnuta pouze hlavička a jamka. Bylo aplikováno tlakové zatížení v ose náhrady o velikosti 1200 N. Autor provedl několik variant nastavení výpočtu a došel k závěru, že hodnota koeficientu tření nemá nijak zásadní vliv na výslednou napjatost. Oproti tomu se zvyšujícím se Youngovým modulem roste redukované napětí ($\max \tau$) i kontaktní tlak mezi hlavičkou a jamkou. [46]

Stress analysis of the total replacement of the trapeziometacarpal joint

Svojanovský, 2017

Svojanovský se dál zabýval problematikou TMK kloubní náhrady i ve své diplomové práci. Výsledky pak prezentoval v tomto článku. Jedná se již o pokročilejší modelování kloubní náhrady s jednoduchou mobilitou. Hlavička i jamka jsou vyrobeny ze slitiny CoCrMo. Bylo zde vytvořeno několik výpočtových variant. První byla zaměřena na přechod u otvoru jamky. Zde bylo zjištěno, že nejlepších výsledků, pokud jde o redukované napětí a kontaktní tlak, dosahuje kónický přechod. Druhá varianta posuzovala vliv velikosti hlavičky v rozmezí výrobních odchylek. Zde se ukázalo, že menší radius hlavičky vede k vyšším hodnotám kontaktního tlaku. A poslední varianta zahrnovala do modelu i okolní kosti a vazy. [47]

Using a finite element model of the thumb to study trapeziometacarpal joint contact during lateral pinch

Dong, 2023

Autoři v této studii analyzují fyziologický TMK kloub a vliv chirurgického zákroku, při kterém se provádí rekonstrukce ligament. K tomu využívají metody konečných prvků. Zároveň úpravou několika parametrů modelu simulovali efekt rehabilitačních cviků. Model geometrie kostní tkáně vytvořili ze získaných CT snímků, chrupavka pak byla vytvořena

vytažením kloubních ploch. Do modelu byly zakomponovány následující ligamenta — POL, DCL, DRL, AOL a IML. Materiálové charakteristiky byly převzaty z literatury. Data pro zatížení byla získána v předchozí studii jednoho z autorů. Jednalo se o EMG data, na základě kterých vytvořili dynamickou muskuloskeletální simulaci a získali tak hodnoty sil, které působí ve svaích kontrolujících pohyb palce při laterálním stisku (stisk, kdy se bříska palce opírá o radiální stranu ukazováku). Celkem tak modelovali 8 svalů - FPL, FPB, EPL, EPB, APL, APB, OoP a AdP. Výsledky pak ukázaly, že rekonstrukce ligament vede ke snížení maximálního kontaktního tlaku na kloubní chrupavce. Stejně tak je možné dosáhnout nižšího kontaktního tlaku díky rehabilitačním cvikům. Tyto závěry mohou být přínosné zejména pro pacienty s ranou fází osteoartrózy. [48]

Relationship between trapeziometacarpal joint morphological parameters and joint contact pressure: a possible factor of osteoarthritis development **Valerio, 2023**

Valerio se v této studii zaměřuje na posouzení vlivu morfologických parametrů TMK kloubu na kontaktní tlak s využitím metody konečných prvků. Studie se účastnilo celkem 15 zdravých pacientů bez jakýchkoli známek osteoartrózy TMK kloubu. U 14 účastníků byly pořízeny CT snímky v neutrální poloze, u jednoho účastníka pak byly snímky pořízeny v poloze pinch grip (špetkový úchop) a power grip (silový úchop). Tato geometrie představovala referenci, podle níž se pak upravovala poloha kostí u zbývajících 14 modelů. Zkoumané morfologické parametry byly: šířka a délka kloubní plochy trapezia, dorso-volární a ulno-radiální zakřivení kloubních ploch trapezia i prvního metakarpu - celkem tedy 6 parametrů. Kostní tkáň byla modelována jako lineární elastický izotropní materiál, pro chrupavku byl použit hyperelastický model neo-Hooke. Zatížení o velikosti 60, 80 a 100 N pro pinch grip a 120, 160 a 200 N pro power grip bylo aplikováno na metakarp. Směr zatěžující síly byl určen na základě předchozí studie jednoho z autorů. Co se okrajových podmínek týče, pro trapezium bylo zamezeno posuvům ve všech směrech, pro metakarp byl umožněn posuv pouze ve směru zatěžující síly. Pro určení korelace mezi kontaktním tlakem a jednotlivými morfologickými parametry autoři využili statistických metod, konkrétně lineární regresní analýzu doplněnou o Pearsonův test. Střední hodnoty kontaktního tlaku se pohybovaly v rozmezí 8,5 až 18,8 MPa v závislosti na velikosti zatížení a druhu stisku. Výsledky ukazují poměrně výraznou závislost některých morfologických parametrů a kontaktního tlaku pro oba druhy stisku, nejvýraznější byla pro dorso-volární zakřivení trapezia. [49]

The effect of trapeziometacarpal joint passive stiffness on mechanical loadings of cartilages **Valerio, 2024**

V tomto článku se Valerio soustředí na určení vlivu pasivní tuhosti TMK kloubu na kontaktní tlak opět s využitím metody konečných prvků, tentokrát ale ve spojení s experimentem. Pro ten autoři sestavili přípravek pro měření pasivní tuhosti TMK kloubu celkem 8 zdravých dobrovolníků. Během měření byla aplikována síla na distální konec prvního metakarpu, dobrovolníci neměli aktivně působit proti této síle. Pro kontrolu byla

snímána svalová aktivita FPL a EPL, velikost těchto hodnot musela být zanedbatelná, aby se jednalo o platné měření. Pomocí několika kamer se snímal i celkový pohyb palce. Tvorba výpočtového modelu se z velké části odkazuje na předchozí studii Valeria z roku 2023 [49]. Do modelu bylo přidáno 9 lineárních pružin rozmístěných okolo TMK kloubu. Ty zde reprezentují tuhost ligament a okolních tkání, nemají však přímou spojitost s konkrétními fyziologickými strukturami a slouží jako zjednodušený model pasivní stabilizace kloubu. Autor udává, že 9 pružin představovalo minimální počet pro zajištění stability. Hodnoty tuhostí jednotlivých pružin pak byly optimalizovány tak, aby MKP analýza odpovídala pohybu kloubu během experimentu při shodném zatížení. Takto byl model upraven pro všech 8 účastníků. Ve druhé části se těchto modelů využilo pro simulaci pinch grip testu (test špetkového úchopu). Zde se tedy již určuje zmíněná závislost pasivní tuhosti a kontaktního tlaku. Model geometrie byl ještě doplněn o kosti obou článků palce. Na distální článek pak byla aplikována síla 60 N, dále pak i síly působící ve svalech, které jsou aktivní právě při tomto testu úchopu. Jejich velikost, směr a působíště bylo odvozeno dle předchozích studií a literatury. Pro vyhodnocení korelace bylo stejně jako v předchozí studii Valeria využito lineární regresní analýzy doplněné o Pearsonův test. Výsledky ukázaly výraznou negativní korelaci mezi pasivní tuhostí a kontaktním tlakem — vyšší pasivní tuhost vede k nižším hodnotám kontaktního tlaku. Celková pasivní tuhost byla určena součtem tuhostí jednotlivých pružin okolo TMK kloubu, hodnoty napříč dobrovolníky se pohybovaly v rozmezí 106–183 N/mm. Kontaktní tlak pak dosahoval hodnot 8,7–9,9 MPa. [50]

Finite element analysis to clarify stress on articular surface of thumb carpometacarpal joint in static loading conditions by using CT images

Kurosawa, 2024

Kurosawa v tomto článku určuje místa maximálního napětí na kortikální tkáni při různých pohybech palce. Pozornost je věnována i rozdílu maximálního napětí mezi trapeziem a metakarpem. Jedná se tedy o model fyziologického stavu, kdy data pro model geometrie tvořily sady CT snímků 11 dobrovolníků ve věku 22–32 let, a to v 8 různých pozicích — 4 pozice v rozmezí maximální flexe a extenze a 4 pozice v rozmezí maximální abdukce a addukce. Model byl zatěžován tlakovou silou o velikosti 50 N v ose metakarpu. Tato hodnota vychází z předchozích studií. Nebyly zde však modelovány ligamenta, metakarp byl v horizontálních osách fixován prostřednictvím pružin o tuhosti 5 N/mm. Autor předpokládá malý vliv této okrajové podmínky na celkové výsledky. Dále uvádí, že osteoartróza bývá často spojená s frakturou chrupavky a i další studie poukazují na degradaci subchondrální kosti (kortikální kostní tkáň v těsné blízkosti pod chrupavkou). V rámci vyhodnocení tedy sledovali polohu maximálního napětí, maximální 3. hlavní napětí na kortikální kostní tkáni, kdy kontaktní plochy rozdělili na 6 segmentů a určili hodnoty pro každou z 8 poloh. Na závěr porovnávali výsledky na metakarpu a trapeziu. Na metakarpu se maximální tlak vyskytoval ve volárně-centrální oblasti, pro trapezium byla distribuce tlaku relativně rovnoměrně rozložena po celé kontaktní ploše. Obecně ale vyšší hodnoty kontaktního tlaku se objevovaly právě na trapeziu. Tyto výsledky jsou v souladu s předchozími studiemi, dle kterých největší opotřebení při osteoartróze se objevuje u metakarpu právě ve volární

oblasti a trapezium bývá opotřebeno poměrně rovnoměrně. [51]

Biomechanical insights through finite element analysis of Bennett fracture fixation: a comparative study of four surgical techniques

Mercan, 2025

Jedná se aktuálně o jeden z nejnovějších článků v oblasti modelování TMK kloubu pomocí metody konečných prvků. S jejím využitím autor porovnává 4 různé metody fixace tzv. Bennettovy zlomeniny (intraartikulární zlomenina prvního metakarpu typicky způsobená axiálním zatížením). Analyzované metody fixace byly pomocí: šroubů, dlahy a šroubů, dvou různých aplikací Kirschnerových drátů. Model geometrie kostí byl vytvořen z CT snímků zdravého pacienta a skládal se celkem ze čtyř kostí — první metakarp, druhý metakarp, trapezium a trapezoideum. Zlomenina byla vytvořena uměle v prostředí CAD modeláře. Jednotlivé kosti byly navzájem propojeny pomocí ligament. Na rozdíl od předchozích zmíněných studií byla ligamenta modelována jako objemová tělesa, nikoli jako lineární pružina. Pro kosti, vazy, šrouby, dlahu i Kirschnerovy dráty byl použit lineárně elastický izotropní materiálový model. Proximální plochy kostí trapezium a trapezoideum byly plně omezeny ve všech stupních volnosti. Zatěžující síly působily na distálních koncích prvního a druhého metakarpu, velikosti sil byly 255,6 N na prvním metakarpu a 120,3 N na druhém metakarpu (tyto hodnoty byly převzaty ze studie zaměřené na MKP analýzu celého zápěstí). Z analyzovaných modelů nejlepší stability dosahoval model s fixací pomocí dlahy. [52]

4.2 Výpočtové modelování zápěstí

Při analýze celého zápěstí je logicky součástí modelu i TMK kloub. Následující články se zaměřují právě na analýzu zápěstí s využitím metody konečných prvků.

První je článek Gislasona z roku 2009 [53]. Zde vytvořil model zápěstí analyzující přenos sil na jednotlivé prsty při maximálním stisku. Tyto síly pak celá řada studií používá jako zatížení ve svých analýzách. Gislason také využil těchto poznatků pro svoji další studii [54], kde se zaměřuje na modelaci zápěstí s fyzikálními okrajovými podmínkami. Uvádí, že řada studií pracovala s nereálnými okrajovými podmínkami z důvodu zajištění konvergence výpočtu. Poslední zde zmíněný článek od tohoto autora [55] posuzuje biomechanické změny po parciální artrodéze v oblasti zápěstí.

Bajuri [56] ve své práci porovnává zdravé zápěstí se zápěstím postiženým revmatickou artritidou. Podobný přístup zvolil Ramlee [57], ten srovnává biomechanické chování zdravého zápěstí se zápěstím pacienta po mrtvici. Oflaz [58] posuzoval mechanické zatížení při různých polohách zápěstí.

4.3 Shrnutí

Výpočtovým modelováním náhrady TMK kloubu se doposud zabývalo jen pár studií. Thorkildsen použil velmi zjednodušený model geometrie kostí. Na druhou stranu zde ale používá různé hodnoty materiálových charakteristik. Jediný, kdo se zabýval modelováním

náhrady jako celku, byl Svojanovský. Tento článek se i do jisté míry zabývá problematikou výrobních odchylek. V potaz je však brán pouze jeden rozměr — velikost hlavice. Jedná se také o jednoduchou mobilitu s kontaktním párem kov-kov. Další autoři již modelovali fyziologický kloub. Jelikož se většina z nich odkazuje na komplexnější studie zápěstí, jsou zde stručně připomenuty i tyto články. I když se přímo nejedná o modely kloubní náhrady, i tyto studie mohou být velkým přínosem pro tuto diplomovou práci. Zejména pokud jde o samotnou tvorbu výpočtového modelu včetně okrajových podmínek, zatížení a celkového nastavení analýzy.

5 Výběr metody řešení

Jedním z cílů práce je vytvoření výpočtového modelu TMK kloubu s totální náhradou a analyzovat vliv výrobních odchylek na napjatost a deformaci soustavy. Nejvhodnější přístup pro splnění tohoto cíle je využití metody konečných prvků (MKP), která umožňuje provedení napjatostně deformační analýzy.

Vzhledem k povaze řešené problematiky byl výpočet proveden jako prostorová (3D) statická analýza. Prostorový model umožňuje zohlednit asymetrickou geometrii a komplexní interakce mezi kostní tkání a implantátem. Statický přístup je pak zcela dostačující, jelikož bylo analyzováno chování kloubu při ustáleném zatížení.

Numerické řešení bylo realizováno v softwaru ANSYS Workbench, pro který ÚMTMB disponuje plnými licencemi a který je standardně využíván v rámci diplomových prací.

V rámci této práce byly některé vlastnosti řešené soustavy zjednodušeny – všechny materiály byly uvažovány jako lineárně elastické a geometrická nelinearita nebyla uvažována. Detailní informace o geometrii modelu, materiálových vlastnostech a kontaktech jsou uvedeny v následujících kapitolách.

6 Tvorba výpočtového modelu

Tvorba výpočtového modelu se skládá z několika dílčích kroků, které jsou popsány v této kapitole. Jedná se o tvorbu modelu geometrie, materiálu, zatížení a vazeb. Jelikož byla pro řešení zvolena metoda konečných prvků, tak významnou roli hraje i diskretizace soustavy.

6.1 Model geometrie

Model geometrie je základem každé analýzy pomocí metody konečných prvků.

6.1.1 Model geometrie kostní tkáně

K tvorbě geometrie kostní tkáně lze přistoupit dvěma způsoby — buď využít již existující objemový model, nebo vytvořit nový prostřednictvím segmentace CT snímků. Cílem je vytvořit model co nejlépe vystihující realitu, je nutné modelovat kortikální a spongiózní kostní tkáň, jelikož jejich materiálové charakteristiky jsou výrazně odlišné. Dostupné modely však zpravidla zahrnují pouze kortikální tkáň, a tedy nejsou vhodné pro aplikace, kde je nezbytné rozlišit i vnitřní spongiózní tkáň. Zvolena byla tedy možnost segmentace CT snímků.

Použité CT snímky poskytl Ing. Petr Marcián, Ph.D. Soubor byl ve formátu NRRD s velikostí voxelu $0,36 \times 0,36 \times 1,25$ mm ve směrech x , y a z . K segmentaci bylo využito volně dostupného softwaru 3D Slicer, který nabízí potřebné nástroje pro rekonstrukci snímků.

Segmentace byla provedena zvlášť pro kortikální a spongiózní kostní tkáň těchto kostí — první metakarp, druhý metakarp, trapezium a trapezoideum.

Byla využita kombinace hybridního a manuálního přístupu v závislosti na charakteru a kvalitě jednotlivých snímků. Na kvalitu hybridní segmentace (automatická segmentace ve vybrané oblasti) má vliv především nastavení rozsahu hodnot CT čísel. Tento přístup fungoval relativně spolehlivě pro kortikální tkáň, kde je jednodušší nalézt ideální rozsah. Ale i zde bylo potřeba využít segmentaci manuální, zejména v oblastech kloubů. Pro spongiózní tkáň bylo využito převážně manuálního přístupu. Na základě segmentace pak byly modely exportovány ve formátu STL.

Dalším krokem byla kontrola kvality a případná revize STL sítě. To bylo provedeno v softwaru GOM Inspect. Vzhledem k poměrně velkému rozměru voxelu v ose Z byly v modelu patrné přechody mezi jednotlivými snímky. Proto byla síť zejména v těchto oblastech vyhlazena (viz obrázek 6.1).

Z takto upravené sítě bylo následně potřeba vytvořit tzv. *surface body* reprezentující povrchovou geometrii. Jedná se o mezikrok před finálním objemovým modelem, se kterým je už možno dále pracovat. Dle doporučení Ing. Petra Marciána, Ph.D. dosahuje nejlepších výsledků převodu STL sítě na *surface body* software CATIA V5 a odtud exportovat ve formátu IGS. Tento postup byl realizován pro všech osm segmentovaných struktur —

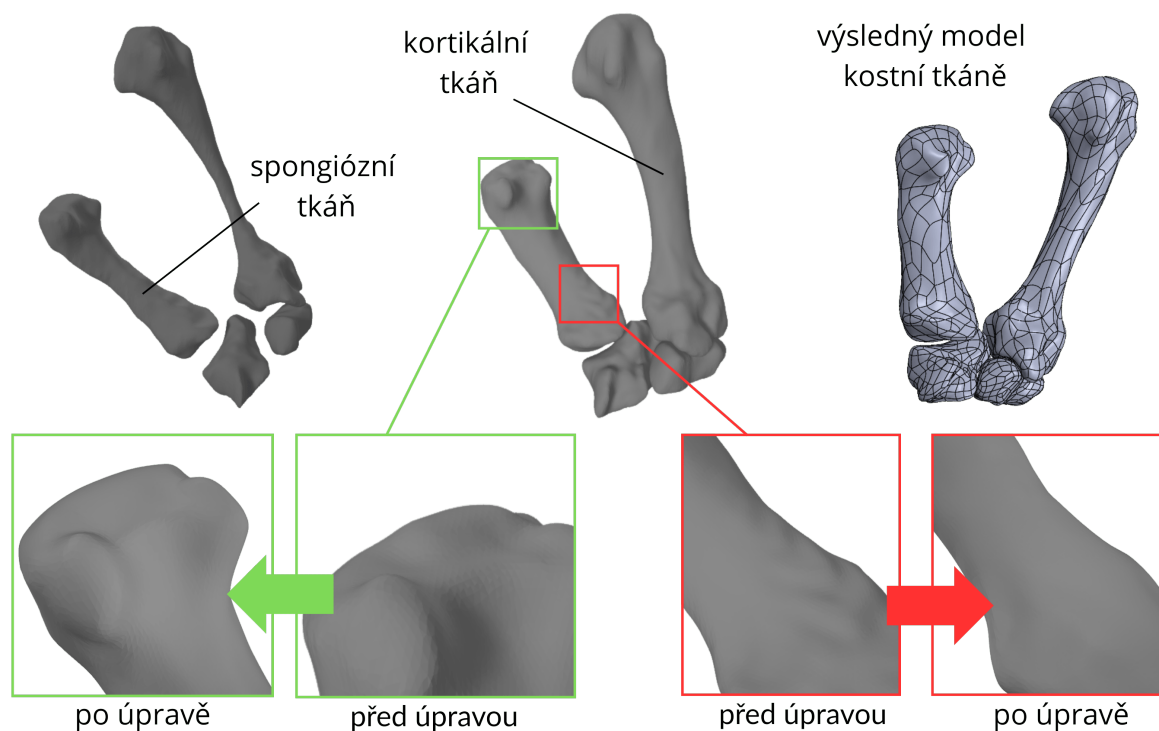
kortikální a spongiózní tkáň prvního a druhého metakarpu, trapezia a trapezoidea.

Následně byl proveden převod *surface bodies* na objemová tělesa. Pro tento převod bylo využito softwaru SolidWorks. Následně byly všechny kosti sloučeny do jedné sestavy a v rámci ní se pomocí booleovských operací provedlo odečtení spongiózní a kortikální tkáně.

Posledním krokem při tvorbě geometrie byla příprava plochy pro zadání zatížení a ploch pro úpony vazů. Plocha pro zatížení se nacházela na distálním konci prvního metakarpu a odpovídala tak kloubní ploše kloubu MCP (viz kapitola 2.2). Plochy pro úpony vazů byly modelovány na základě konzultace s MUDr. Trtíkem, a také na základě informací z odborných článků [11, 12, 13, 14].

Takto připravená sestava sloužila jako výchozí geometrie pro další kroky. Výslednou geometrii kostní tkáně lze vidět na obrázku 6.1.

V rámci segmentace a následného zpracování byla původně vymodelována také kost trapezoideum. Během tvorby výpočtového modelu však bylo zjištěno, že tato kost nehraje v dané konfiguraci významnou roli. Kost trapezoideum se totiž přímo nepodílí na stabilitě TMK kloubu — ve srovnání s druhým metakarpem, ke kterému jsou připojeny intermetakarpální vazy vycházející z prvního metakarpu, mezi prvním metakarpem a trapezoideem žádné přímé vazivové spojení není. Z tohoto důvodu byla geometrie trapezoidea ve finálním modelu potlačena.



Obr. 6.1 Detail úpravy STL sítě a výsledný model geometrie kostní tkáně.

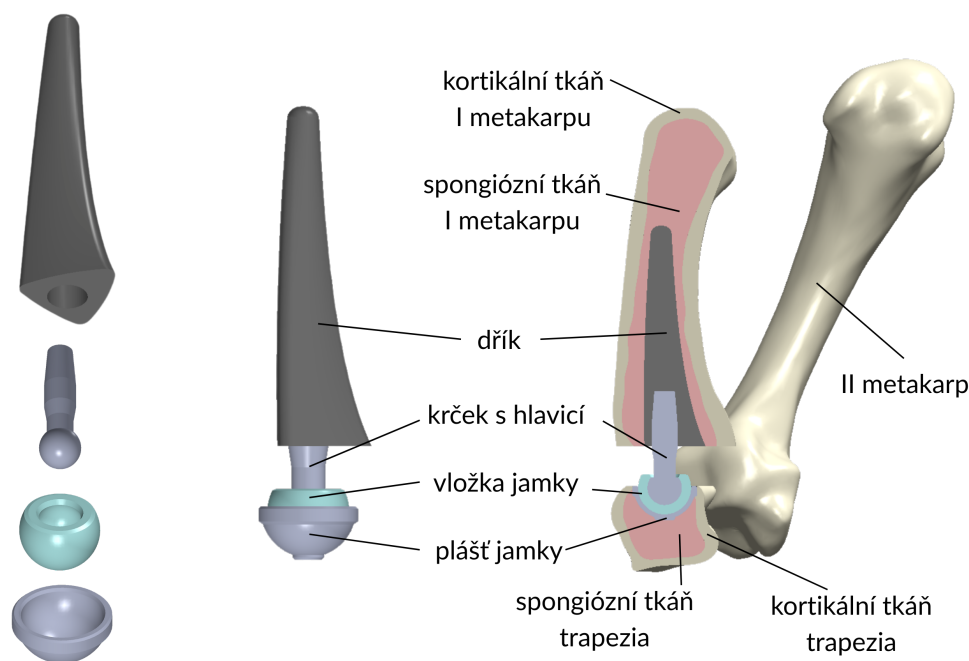
6.1.2 Model geometrie totální náhrady TMK kloubu

V této práci byla modelována náhrada Elis české firmy Beznoska. Jedná se o náhradu TMK kloubu s duální mobilitou (viz kapitola 3.1.2).

Geometrie náhrady byla vytvořena jako objemový model v prostředí SolidWorks a vycházela z několika zdrojů — implantátu zapůjčeného MUDr. Trtíkem, výrobní dokumentace zprostředkované vedoucím práce doc. Fuisem a údajů uvedených v katalogu výrobce Beznoska [59].

Pozornost byla zaměřena především na funkční plochy implantátu — uložení hlavice v polyetylenové vložce a kontakt mezi vložkou a pláštěm jamky. Vytvořen byl kompletní model zahrnující dřík, krček s hlavicí, polyetylenovou vložku a plášť jamky. Při návrhu byly zvoleny rozměry odpovídající variantě dříku 5+ a krčku délky 14 mm [59]. Cílem bylo dosáhnout rozměrově realistické konfigurace odpovídající běžnému chirurgickému postupu (viz kapitola 3.1.2).

Takto vytvořený model (viz obrázek 6.2) odpovídal nominálním rozměrům kontaktních dvojic. Výrobní odchylky byly zavedeny později v prostředí ANSYS SpaceClaim.



Obr. 6.2 Vytvořená geometrie náhrady a celkový model po jejím zavedení.

6.1.3 Zavedení náhrady

Model náhrady bylo nutné zavést do modelu geometrie kostí TMK kloubu. Snahou bylo umístit komponenty do takové polohy, která by co nejvíce odpovídala klinické praxi. Při určování ideální polohy se vycházelo z informací od MUDr. Trtíka, který popsal standardní operační postup. Doplňující informace pocházely z operačního manuálu firmy Beznoska [29] a instruktážního videa firmy Lepine [30]. Postup operace byl popsán i v kapitole 3.1.2.

Spojení modelů a zavedení náhrady bylo provedeno opět v softwaru SolidWorks. Stěžejní bylo správně určit roviny pro resekci prvního metakarpu a trapezia. K tomu bylo

využito různých konstrukčních rovin, os a referenčních bodů. V rámci přípravy byl také definován globální systém s počátkem ve středu rotace kloubu fyziologického trapezia. Osy globálního systému odpovídaly těmto anatomickým směrům — osa X volárnímu směru, osa Y distálnímu směru (shoduje se s podélnou osou prvního metakarpu) a osa Z radiálnímu směru (viz kapitola 2.1). Takto zavedený souřadný systém byl zachován i pro výpočtové prostředí ANSYS Workbench.

Poslední fáze spočívala ve vzájemném odečtení kostní tkáně a odpovídajících součástí náhrady. Celkový finální model byl tvořen osmi tělesy — odpovídajícími kostními tkáněmi a čtyřmi součástmi kloubní náhrady (viz obrázek 6.2). V této fázi již mohl být naimportován do prostředí ANSYS Workbench.

6.1.4 Výrobní odchylky

Pro analýzu vlivu výrobních odchylek náhrady na napjatost TMK kloubu bylo zapotřebí tyto odchylky zakomponovat do modelu geometrie. Celkem tak byly vytvořeny čtyři varianty:

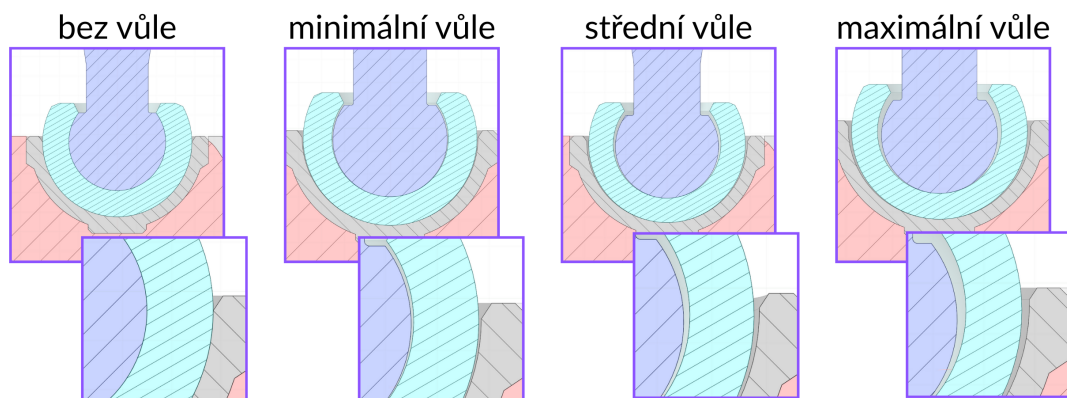
- nominální rozměr (bez výrobních odchylek, respektive bez vůle),
- minimální vůle (maximum materiálu),
- maximální vůle (minimum materiálu),
- střední vůle.

Výchozím stavem byl nominální rozměr, kde se jedná o jmenovité rozměry uvedené ve výkresové dokumentaci, tedy jde o variantu bez výrobních odchylek. Minimální a maximální vůle pak vystihují stavy odpovídající mezním hodnotám rozměrů danými právě výrobními odchylkami. Jelikož u běžných obráběcích procesů bývají rozměry popisovány normálním rozdělením pravděpodobnosti, jedná se o nejméně pravděpodobné varianty. Proto byla zvolena ještě varianta střední vůle, která vystihuje střední hodnoty uvažovaných rozměrů. Jedná se však pouze o hrubý předpoklad, rozdělení pravděpodobnosti výrobních rozměrů může být ovlivněno různými procesy během výroby. K přesnému popisu rozdělení pravděpodobnosti by bylo zapotřebí mít dostatek potřebných dat z výroby.

Úpravy byly provedeny už v prostředí ANSYS SpaceClaim modifikací jmenovitých rozměrů kontaktních ploch. Jednalo se o rozměry:

- průměr hlavice,
- vnitřní průměr vložky jamky,
- vnější průměr vložky jamky,
- vnitřní radius pláště jamky.

Detail geometrie řešených variant se nachází na obrázku 6.3. Přehled nominálních rozměrů a jejich tolerancí je uveden v tabulce 6.1. Radiální vůle kontaktních dvojic hlavice–vložka a vložka–jamka jsou uvedeny v tabulkách 6.2 a 6.3.



Obr. 6.3 Detail geometrie výrobních odchylek.

Tab. 6.1 Nominální rozměry a tolerance komponent

Součást	Nominální rozměr [mm]	Horní odchylka [mm]	Dolní odchylka [mm]
Hlavice – průměr	5,00	0	−0,05
Vložka – vnitřní průměr	5,00	+0,3	+0,1
Vložka – vnější průměr	7,70	−0,1	−0,2
Jamka – vnitřní rádius	3,85	+0,05	0

Tab. 6.2 Radiální vůle kontaktní dvojice hlavice–vložka

Varianta	Průměr hlavice [mm]	Vnitřní průměr vložky [mm]	Radiální vůle [mm]
Nominální rozměr	5,00	5,00	0,00
Minimální vůle	5,00	5,10	0,05
Střední vůle	4,975	5,20	0,1125
Maximální vůle	4,95	5,30	0,175

Tab. 6.3 Radiální vůle kontaktní dvojice vložka–jamka

Varianta	Vnější průměr vložky [mm]	Rádius jamky [mm]	Radiální vůle [mm]
Nominální rozměr	7,70	3,85	0,00
Minimální vůle	7,60	3,85	0,05
Střední vůle	7,55	3,875	0,10
Maximální vůle	7,50	3,90	0,15

6.2 Model materiálu

Při tvorbě výpočtového modelu byly všechny materiály uvažovány jako lineárně pružné, izotropní a homogenní. Materiálové charakteristiky byly definovány pomocí Youngova modulu pružnosti a Poissonova poměru. Hodnoty těchto parametrů byly převzaty z literatury, zejména z odborných článků zabývajících se výpočtovým modelováním TMK kloubu. Tyto články byly podrobně rozebrány v rešeršní části práce (viz kapitola 4).

Vzhledem k odlišným vlastnostem kortikální a spongiózní kostní tkáň byly tyto složky modelovány odděleně. Pro kortikální kostní tkáň byl zvolen modul pružnosti v tahu 18 GPa a Poissonův poměr 0,2, což jsou hodnoty používané i v několika různých článcích [53, 56, 57]. V případě spongiózní kostní tkáň existovala jistá variabilita hodnot. Některé studie uváděly hodnotu modulu pružnosti zdravé tkáň 600 MPa [45, 51], jiné pracovaly vyloženě s hodnotami osteoporotické tkáň v rozmezí 20–100 MPa [45, 56], v ostatních nebylo řečeno, zda se jedná o zdravou či osteoporotickou tkáň. Vzhledem k tomu, že kloubní náhrada se používá pro pacienty ve středním a vyšším věku, kdy už k řídnutí kostní tkáň dochází, byla zvolena hodnota modulu pružnosti spongiózní kostní tkáň 100 MPa. Variabilita se týkala i Poissonova poměru spongiózní tkáň, a to v rozmezí 0,2–0,4. Použita byla tedy střední hodnota 0,3.

Součástí modelu byla také totální náhrada TMK kloubu, která je tvořena několika součástmi z různých materiálů. Dřík implantátu se vyrábí ze slitiny titanu Ti6Al4V (ISO 5832-3), krček s hlavicí a plášť jamky ze slitiny kobaltu, chromu a molybdenu CoCrMo (ISO 5832-12). Vložka jamky je vyráběna z polyetylenu s ultravysokou molární hmotností v crosslinkované (zesíťované) variantě — crosslinked UHMWPE (ISO 5834-2). Tyto informace pocházejí z katalogu výrobce náhrady [59].

Hodnoty materiálových charakteristik Ti6Al4V a CoCrMo byly i zde převzaty ze studií zabývajících se obdobnou problematikou [45, 52], hodnoty pro crosslinkovaný UHMWPE z literatury pojednávající o tomto biomateriálu [33].

Hodnoty všech materiálových charakteristik jsou uvedeny v tabulce 6.4.

Tab. 6.4 Materiálové charakteristiky

Materiál	Součást	Modul pružnosti E [GPa]	Poissonův poměr μ [-]
CoCrMo	krček s hlavicí, plášť jamky	210	0,3
Ti6Al4V	dřík	110	0,3
UHMWPE	vložka jamky	0,9	0,4
kortikální kostní tkáň	-	18	0,2
spongiózní kostní tkáň	-	0,1	0,3

Do modelu bylo nutné zahrnout také vazy zajišťující stabilitu TMK kloubu. Celkem model obsahoval sedm vazů dle studií zmíněných v kapitole 2.4. Tato volba byla i v souladu s konzultací s MUDr. Trtíkem. Jednotlivé vazy byly modelovány pomocí lineárně

elastických prvků typu LINK180 s nastavením pouze na tah (*Tension Only*).

Mechanické vlastnosti vazů byly popsány pomocí axiální tuhosti. Jejich hodnoty byly stanoveny na základě experimentálních studií Bettingera [14] a D’Agostino [12], které jsou rovněž zmíněny v kapitole 2.4. V potaz byla brána také studie Valeria [50], která kombinovala experiment s výpočtovým modelováním a určila celkovou pasivní tuhost TMK kloubu o hodnotě $132,1 \pm 22,9$ N/mm (diskutováno v kapitole 4). Bettinger určil hodnoty tuhosti vazů DRL $78,3 \pm 21,9$ N/mm a AOL $24,1 \pm 13,3$ N/mm. D’Agostino uvádí hodnoty DRL 89 ± 21 N/mm a AOL 65 ± 30 N/mm. S ohledem na nejednotnou klasifikaci vazů, jak bylo diskutováno v kapitole 2.4, byly výsledné tuhosti zvoleny následovně — POL, DCL a DRL hodnota 30 N/mm (součet dorsoradiálního komplexu tak činil 90 N/mm, což přibližně odpovídá experimentálním studiím), pro AOL 45 N/mm (přibližně odpovídá střední hodnotě experimentálních studií). Součet těchto tuhostí již odpovídal pasivní tuhosti, kterou definoval Valerio [50]. Bylo však nutné přidělit nenulovou tuhost i zbývajícím vazům — UCL, vIML a dIML. Jelikož se jedná o podpůrné struktury, které jsou poddajnější ve srovnání s dorsoradiálním komplexem nebo AOL vazem, byla pro ně zvolena hodnota tuhosti 15 N/mm. Přehled všech použitých tuhostí je uveden v tabulce 6.5.

Tab. 6.5 Tuhosti ligament

Ligament	Zkratka	Tuhost [N/mm]
posterior oblique ligament	POL	30
dorsal central ligament	DCL	30
dorsal radial ligament	DRL	30
anterior oblique ligament	AOL	45
ulnar collateral ligament	UCL	15
volar intermetacarpal ligament	vIML	15
dorsal intermetacarpal ligament	dIML	15

6.3 Model vazeb

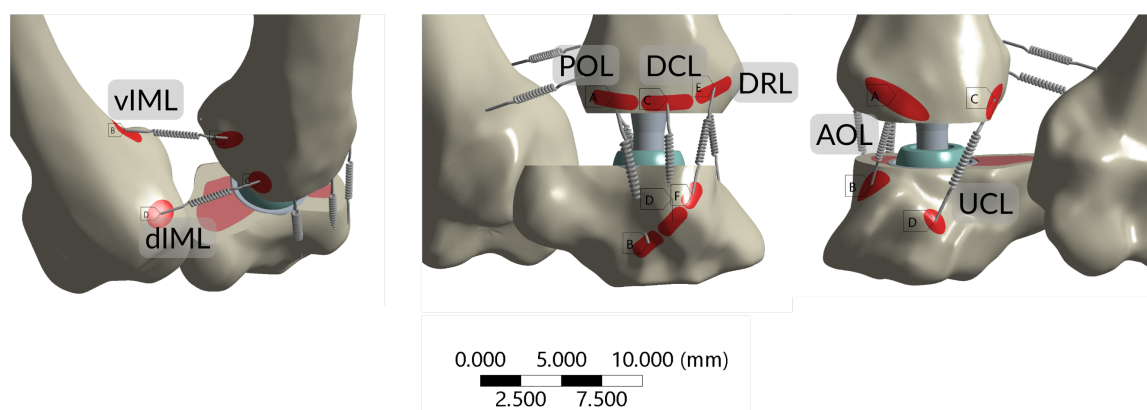
Ve výpočtovém modelu je nutné adekvátně definovat vazby mezi jednotlivými částmi modelu. Vzhledem k povaze modelovaných kontaktů bylo přistoupeno k různým typům spojení, jejichž volba vystihuje reálné vazby mezi strukturami a současně zajišťuje numerickou stabilitu výpočtu.

Spojení mezi kortikální a spongiózní kostní tkání bylo realizováno pomocí kontaktu typu *Bonded*, který zajišťuje ideální spojení bez možnosti relativního pohybu. Pro simulaci plné oseointegrace byl nastaven stejný typ kontaktu pro spojení dřívku implantátu se spongiózní tkání prvního metakarpu a jamky s kostní tkání trapezia (kortikální i spongiózní). *Bonded* kontakt byl použit pro spojení dřívku a krčku implantátu.

Pro kloubní kontakty — hlavice-vložka, vložka-jamka a vložka-krček — byl zvolen typ vazby *Frictional*. Byl zde použit algoritmus *Augmented Lagrange*, symetrické nastavení kontaktu, aktualizací kontaktní tuhosti v každé iteraci, rozhraním typu *Add Offset*,

No Ramping a nulovým počátečním offsetem, předpoklad *Small Sliding* byl deaktivován. Koeficient tření byl nastaven na hodnotu 0,1 na základě výsledků bakalářské práce Cahová [60], která experimentálně určovala koeficienty tření pro obdobné kontaktní dvojice (CoCrMo-UHMWPE) s modelovou synoviální kapalinou. Tato hodnota je i v souladu s odbornou literaturou, která udává srovnatelné hodnoty [61]. Ostatní parametry byly ponechány ve výchozím nastavení.

Vazy byly do modelu zavedeny jako pružinové prvky (viz obrázek 6.4). Jejich uchycení bylo realizováno prostřednictvím předem připravených ploch jednotlivých úponů (viz kapitola 6.1.1). Pro každou plochu byl definován *Remote Point*, ke kterému byla připojena příslušná pružina reprezentující daný vaz. Tento přístup umožňoval konzistentní a kontrolované zavedení jednotlivých vazů bez nutnosti jejich modelování jako objemových těles.



Obr. 6.4 Vazy zahrnuté do výpočtového modelu.

6.4 Model zatížení a okrajové podmínky

V rámci této práce bylo modelováno celkem pět různých stavů zatížení — axiální tlakové zatížení, flexe, extenze, abdukce a addukce TMK kloubu. Cílem bylo pokrýt hlavní směry zatížení, kterým je TMK kloub vystavován během běžných každodenních činností.

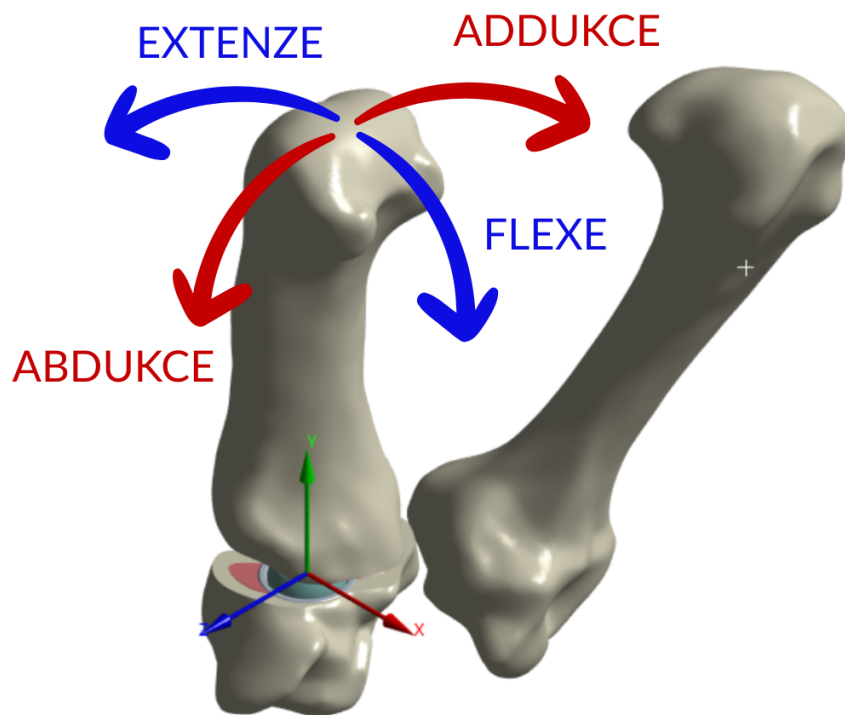
Výchozím zatěžovacím stavem bylo axiální zatížení, které simulovalo silový stisk palce. Pro jeho modelování byla použita výslednice sil působících ve svalech na metakarp v proximálním směru k trapeziu. Tato síla o velikosti 255 N byla aplikována v ose metakarpu na předem připravenou plochu v oblasti MCP kloubu. Hodnota byla převzata ze studie Gislasona [53], kde bylo zatížení stanoveno na základě měření maximálního úchopu zdravých dobrovolníků. Stejnou hodnotu využili i další autoři zabývající se výpočtovým modelováním TMK kloubu, respektive zápěstí [52, 57].

Zbýlé složky zatížení, které byly ve zmíněné studii přítomny, byly v tomto modelu nahrazeny vhodně definovanými momenty kolem os x a z . Tyto momenty byly dopočteny na základě statické rovnováhy, neboť nositelka zatěžující síly nebyla totožná s osou metakarpu, a to vedlo ke vzniku nežádoucích momentů a vybočení metakarpu. Tyto momenty bylo třeba kompenzovat. Souřadnice nositelky zatěžující síly byly zjištěny prostřednictvím *Remote Pointu* zatěžované plochy. Osa metakarpu procházela počátkem globálního sou-

řadného systému. Na základě určených souřadnic a známé zatěžující síly byly dopočteny momenty $M_x = 256 \text{ N}\cdot\text{mm}$ a $M_z = 875 \text{ N}\cdot\text{mm}$. Byla však ještě zapotřebí korekce v řádu jednotek $\text{N}\cdot\text{mm}$ s cílem minimalizovat horizontální posuvy a simulovat tak co nejpřesněji čistě axiální zatížení. Příčinou nežádoucího vychýlení byla pravděpodobně diskretizace zatěžované plochy, kdy je síla v rámci MKP aplikována do jednotlivých uzlů a nemusí tak být rozložena dokonale symetricky. Finální hodnoty momentů byly $M_x = 257 \text{ N}\cdot\text{mm}$ a $M_z = 869 \text{ N}\cdot\text{mm}$.

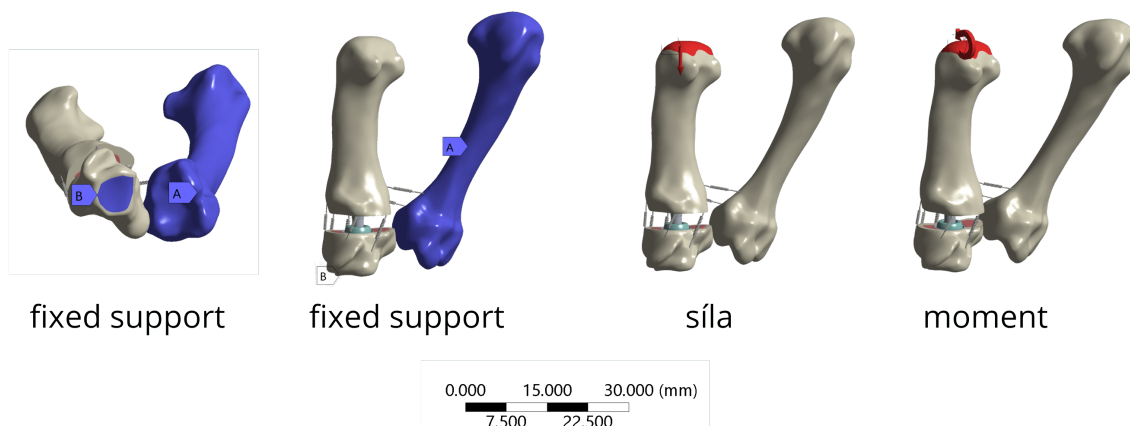
Takto definované zatížení odpovídalo statické rovnováze při silovém stisku palce.

Pro simulaci pohybů (viz obrázek 6.5) a natočení náhrady v jednotlivých směrech — flexe, extenze, abdukce a addukce — byl k výše popsanému zatěžujícímu stavu připočten moment o velikosti $500 \text{ N}\cdot\text{mm}$ vždy v příslušné ose globálního souřadného systému. Tato hodnota byla stanovena jako maximální hodnota, při níž bylo možné dosáhnout konvergence výpočtu všech variant.



Obr. 6.5 Simulované pohyby palce.

Model bylo nutné vymezit v prostoru definováním okrajových podmínek. Byla použita podmínka typu *Fixed Support*, ta byla aplikována na proximální plochu trapezia a celou vnější plochu druhého metakarpu. Takto zvolené okrajové podmínky zajistily dostatečné ukotvení modelu při zachování potřebných stupňů volnosti v oblasti TMK kloubu (viz obrázek 6.6).



Obr. 6.6 Přehled aplikovaného výchozího zatížení a okrajových podmínek.

6.5 Diskretizace modelu

Pro výpočtovou analýzu byl model diskretizován pomocí konečnoprvkové sítě s cílem dosáhnout rovnováhy mezi přesností a výpočetní náročností simulací.

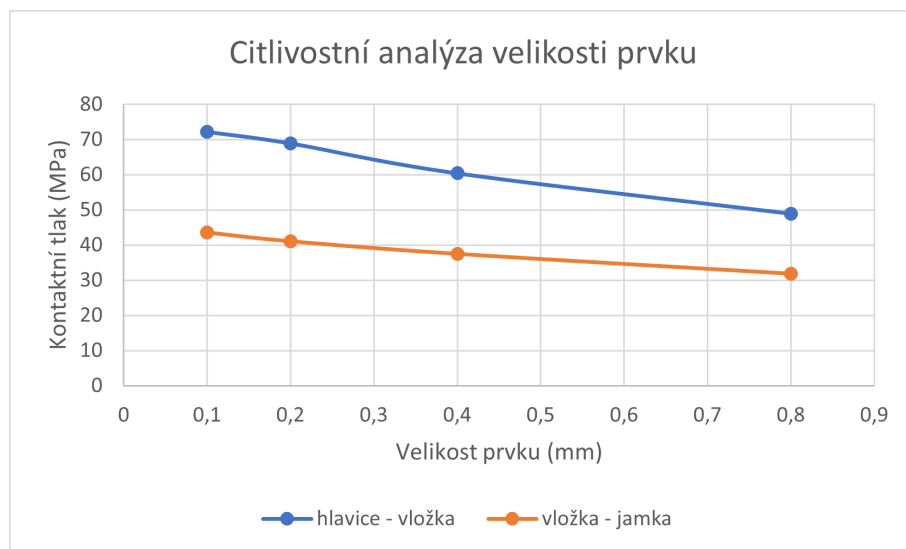
Na všech částech modelu byly použity kvadratické tetraedrické prvky typu *SOLID187*. Ty jsou vhodné právě pro komplexní geometrie, jako je kostní tkáň, a umožňují tak mnohem lepší aproximaci geometrie oproti například hexaedrickým prvkům. K tomu bylo využito metody *Patch Conforming*. Kontaktní páry pak byly síťovány prvky *CONTA174* a *TARGET170*. Jak bylo uvedeno už v předchozí kapitole, vazy byly modelovány pomocí jednorozměrných prvků *LINK180*. Dále byly použity prvky typu *SURF154*, které sloužily pro přenos daného zatížení na objemové těleso.

Globální velikost prvků byla nastavena na hodnotu 1 mm, adaptivní přizpůsobení velikosti prvků (*Adaptive Sizing*) bylo deaktivováno pro lepší kontrolu hustoty sítě. V klíčových oblastech byla síť lokálně zjemněna. *Body Sizing* s velikostí prvků 0,5 mm byl aplikován na dřík a krček implantátu a také na kortikální i spongiózní kostní tkáň trapezia. Nejjemnější síť pak byla v kontaktech hlavice-vložka, vložka-jamka a jamka-trapezium, a to o velikosti prvků 0,2 mm (pro tuto hodnotu byla provedena citlivostní analýza, viz dále v této kapitole). Pro kontaktní dvojice hlavice-vložka a vložka-jamka bylo této velikosti dosaženo pomocí funkce *Contact Sizing*. Pro kontakt jamka-trapezium tato metoda brala v úvahu zbytečně velkou oblast na trapeziu, a to mělo výrazný vliv na celkový počet prvků a výpočetní náročnost. To je dáno tím, že není možné ve funkci *Contact Sizing* aktivně řídit velikost uvažované oblasti. Proto zde byl využit *Body Sizing* s možností *Sphere of Influence*. Střed oblasti byl umístěn do středu křivosti vnitřní plochy jamky s poloměrem 5,2 mm. Tato velikost byla dostatečná pro zjemnění hlavní oblasti zájmu s rozumným celkovým počtem prvků. Výsledná síť konečných prvků lze vidět na obrázku 6.8.

6.5.1 Citlivostní analýza

Na variantě modelu s nominální geometrií a axiálním zatížením byla provedena citlivostní analýza velikosti prvků v oblasti kontaktů hlavice-vložka, vložka-jamka a jamka-trapezium na kontaktní tlak. Testovány byly postupně velikosti 0,8 mm, 0,4 mm, 0,2 mm

a 0,1 mm. Při zmenšení z 0,2 mm na 0,1 mm docházelo ke změně maximálního kontaktního tlaku 4,8 % (kontakt hlavice-vložka) a 6,1 % (kontakt vložka-jamka). Přestože změna mírně přesahovala hranici 5 %, která je v literatuře běžně považována za ukazatel dostatečně jemné sítě a konvergence [62], byla s ohledem na výrazný nárůst výpočetního času zvolena finální velikost v kontaktní oblasti 0,2 mm. Výsledky citlivostní analýzy jsou znázorněny v grafu na obrázku 6.7.



Obr. 6.7 Citlivostní analýza velikosti prvku v oblasti kontaktů.

Konkrétní počet prvků a uzlů se mírně lišil v závislosti na variantě geometrie. Celkový počet uzlů se pohyboval v rozmezí 1,1–1,2 milionu a počet prvků v rozmezí 700–800 tisíc.

6.6 Nastavení numerického řešení

Numerický výpočet probíhal v prostředí ANSYS Workbench s využitím modulu *Static Structural*. Pro řešení byl použit iterativní řešič.

Pro varianty s axiálním zatížením byl definován jeden loadstep (zatěžovací krok) určený prostřednictvím substepů. Jejich počáteční počet byl nastaven na 50, minimální na 10 a maximální na 100. *Step End Time* byl ponechán na výchozí hodnotě a bylo zapnuto automatické řízení časového kroku.

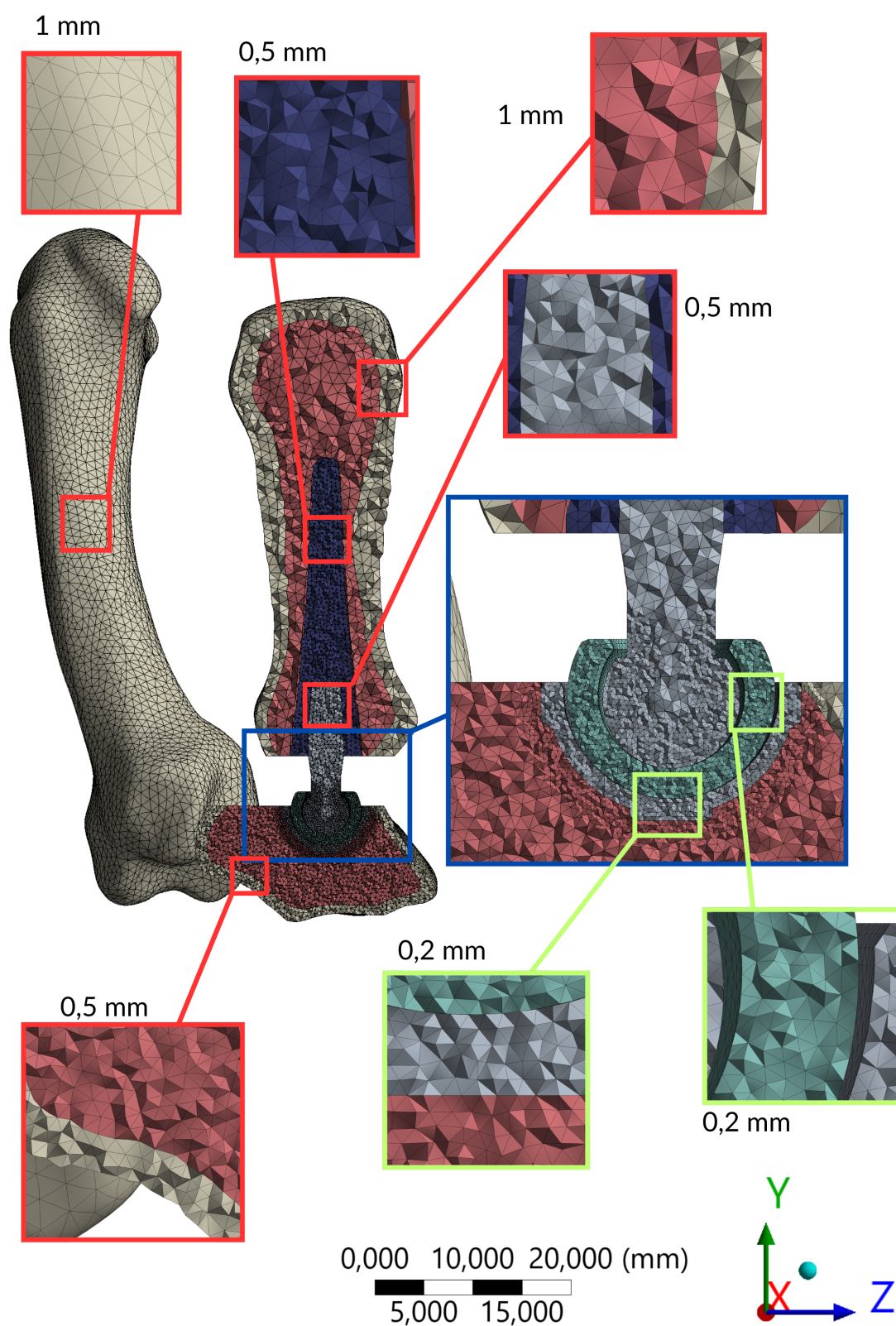
U výpočtů simulujících natočení vlivem pohybu (flexe, extenze, abdukce, addukce) byly použity dva loadstepy. V prvním byla aplikována pouze desetina hodnoty zatěžujících momentů a síly, aby se výpočet stabilizoval a konvergoval. Počty substepů byly nastaveny stejně jako variant s axiálním zatížením. Ve druhém loadstepu už bylo zadáno plné zatížení a počáteční počet substepů byl zvýšen na 200 (v některých případech 100), minimální na 10 a maximální na 200.

Výpočty byly řešeny za předpokladu malých deformací, jelikož pro velké deformace výpočty nekonvergovaly.

Vliv na konvergenci mělo i nastavení kontaktů se třením. Jejich finální nastavení bylo detailně popsáno v kapitole 6.3.

Aby bylo možné analyzovat reakční síly v kontaktech nebo v pružinách reprezentujících vazy, bylo v nastavení *Output Controls* zapotřebí povolit ukládání *Nodal Forces*.

Dále byla snížena konvergenční tolerance PCG řešiče na 10^{-6} , jelikož při výchozí hodnotě 10^{-8} některé výpočtové varianty nekonvergovaly. Úprava byla provedena příkazem *EQSLV, PCG, 1e-6*. V některých případech bylo také nutné zvýšit maximální počet iterací v rámci jednoho substepu. To bylo provedeno příkazem *NEQIT, 80*, a tím byl tedy limit navýšen na 80 iterací.



Obr. 6.8 Síť konečných prvků.

7 Prezentace a analýza výsledků

V rámci výpočtového modelování bylo analyzováno celkem dvacet výpočtových variant. Ty vznikly kombinací pěti zatěžovacích stavů a čtyř geometrických konfigurací lišících se velikostí radiální vůle. Zatěžovací stavy představovaly jednotlivé fyziologické pohyby palce – axiální zatížení, flexi, extenzi, abdukci a addukci. Geometrické konfigurace se od sebe lišily rozměrovými odchylkami kontaktních dvojic hlavice–vložka a vložka-jamka, které odpovídají možným výrobním tolerancím komponent náhrady.

Radiální vůle byla definována ve čtyřech úrovních:

- **maximální** – největší z uvažovaného tolerančního pole,
- **střední**,
- **minimální**,
- **nominální** – bez uvažovaných odchylek.

Každá z výpočtových variant tak reprezentuje specifickou kombinaci zatížení a geometrie, čímž umožňuje komplexní vyhodnocení mechanické odezvy náhrady TMK kloubu při zohlednění výrobních odchylek.

7.1 Analýza výsledných posuvů

Sledováním výsledné deformace, respektive posuvů, lze nejlépe posoudit správnost nastavení zatížení a okrajových podmínek. Již při jejich vymezení by měla existovat jistá představa, jaká bude očekávaná odezva. V této části jsou postupně zhodnoceny jednotlivé zatěžovací stavy a jak výrobní odchylky ovlivňují celkový pohyb prvního metakarpu.

Pro tento účel byly analyzovány posuvy na ploše MCP kloubu (distální konec prvního metakarpu). Posuny byly hodnoceny ve směrech globálních os x , y a z , značených jako u , v a w , a doplněny o výslednou velikost posunu $|\mathbf{u}|$. Přehled všech výpočtových variant a odpovídajících hodnot je uveden v tabulce 7.1.

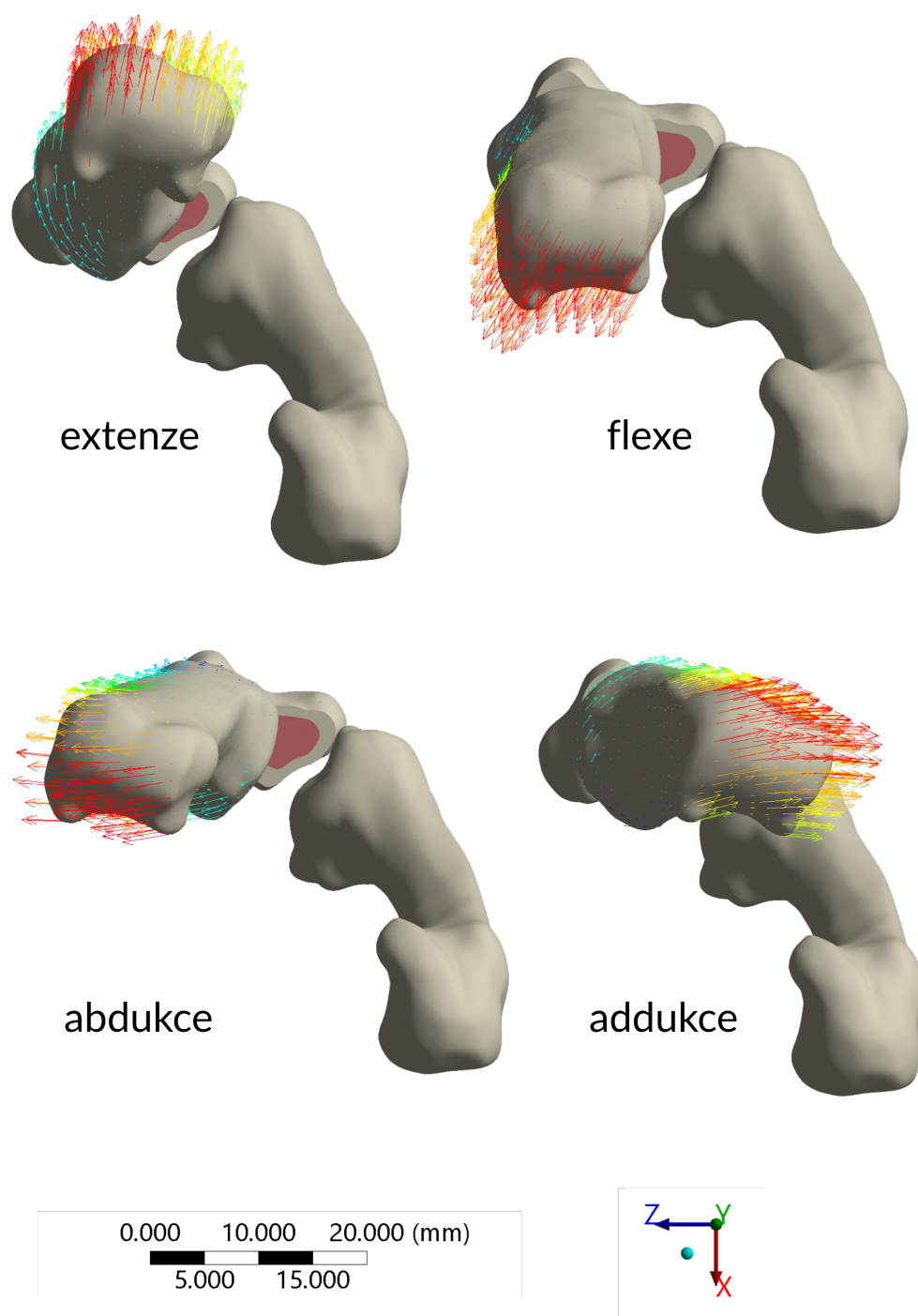
Jako první bylo aplikováno čistě axiální zatížení. Zde se očekávaly minimální posuvy v horizontálních osách x a z , jelikož to byl i stěžejní předpoklad při nastavování tohoto zatěžujícího stavu (viz kapitola 6.4). Tato očekávání byla potvrzena: ve směru osy y byly zaznamenány posuvy řádově v desetinách milimetru, zatímco ve směrech x a z pouze v setinách. Hodnoty posuvů v jednotlivých směrech globálního souřadného systému a hodnota celkového posuvu jsou uvedeny v tabulce 7.1.

Dále byla simulována flexe kloubu. Ta byla modelována aplikací momentu M_z (viz kapitola 6.4), a tím byl očekáván pohyb distálního konce prvního metakarpu ve směru osy x . Posuvy v tomto směru dosahovaly hodnot v rozmezí 5–7 mm (v závislosti na geometrické konfiguraci), avšak k nezanedbatelnému posuvu docházelo i v ose Z (druhý horizontální směr), a to k posuvu o hodnotě 2–3 mm.

Obdobně jako flexe byly simulovány i ostatní fyziologické pohyby palce — extenze, addukce a abdukce. Zde je tento jev také patrný, není však tak výrazný (viz obrázek 7.1). Řádově se výchylky v očekávaném směru pohybu nacházejí v rozmezí 9–17 mm, v osách, kde pohyb nebyl očekáván, jsou v rozmezí 2–5 mm. Přesné hodnoty všech variant jsou uvedené v tabulce 7.1.

Možným vysvětlením tohoto jevu může být změna kinematiky. Fyziologický TMK kloub je sedlový typ kloubu (viz kapitola 2) a má pouze dva stupně volnosti. Lze předpokládat, že kloubní plochy mohou palec, respektive první metakarp, přirozeně vést v daném směru zatěžování. Oproti tomu zavedená náhrada je kloubem sférickým a má celkem tři stupně volnosti. Přibyla zde rotace okolo osy metakarpu, což může vést ke vzniku pohybů, které by ve fyziologickém stavu nenastaly. Velký podíl na tom má jistě i vazivový aparát. Jednotlivé vazy jsou okolo kloubu rozmístěny nerovnoměrně (viz kapitola 2.4), tudíž přirozeně v některých směrech kladou odpor vůči pohybu podstatně větší. To se ukazuje právě při srovnání flexe s ostatními pohyby. Při flexi totiž největší odpor klade dorsální komplex, jehož složky vykazují v součtu nejvyšší tuhost, a proto je celkový posuv při flexi výrazně nižší. Upnutí dorsálního komplexu, kdy na trapeziu je upnut na radiální straně, na metakarpu poměrně rovnoměrně po celé dorsální straně, může být vysvětlením, proč u flexe pochází poměrově k vyšším posuvům i ve vedlejších směru.

Vliv výrobních odchylek, reprezentovaných velikostí radiální vůle, je patrný napříč všemi zatěžovacími stavy. U všech stavů je zřejmé, že varianta s nominálním rozměrem vykazuje nejnížší hodnoty posunů. S rostoucí vůlí dochází k nárůstu celkového posunu, což lze přičíst větší volnosti v kloubním spoji a sníženému odporu vůči pohybu.



Obr. 7.1 Porovnání odezvy zatěžujících stavů.

Tab. 7.1 Posuvy MCP kloubní ploch pro analyzované varianty.

Zatížení	Vůle	u [mm]	u [mm]	v [mm]	w [mm]
Axiální	Maximální	0,16	0,05	-0,15	0,03
	Střední	0,15	0,04	-0,14	0,02
	Minimální	0,13	0,01	-0,12	0,02
	Nominální	0,10	-0,02	-0,10	0,01
Flexe	Maximální	7,34	6,41	-1,37	3,61
	Střední	7,19	6,30	-1,34	3,50
	Minimální	6,96	6,12	-1,28	3,34
	Nominální	5,70	5,17	-1,05	2,37
Extenze	Maximální	16,74	-16,41	2,64	-4,74
	Střední	14,98	-14,69	2,37	-4,11
	Minimální	12,63	-12,41	1,99	-3,23
	Nominální	8,58	-8,48	1,90	-1,66
Abdukce	Maximální	16,39	2,79	2,29	16,32
	Střední	15,20	3,10	2,53	15,15
	Minimální	12,87	2,51	1,80	12,83
	Nominální	9,11	2,18	1,25	8,97
Addukce	Maximální	15,27	-3,62	-2,31	-15,13
	Střední	13,79	-3,08	-2,11	-13,67
	Minimální	11,77	-2,35	-1,83	-11,69
	Nominální	8,33	-1,25	-1,34	-8,29

7.2 Analýza sil působících ve vazech

Jak již bylo zmíněno v předchozí části, vazivový aparát má zásadní vliv na rozsah pohybu a stabilitu kloubu. Vzhledem k tomu, že náhrada TMK kloubu umožňuje pohyb ve třech stupních volnosti, právě vazy do značné míry určují, ve kterých směrech bude pohyb přirozeně veden a kde bude mechanicky omezen.

Tato část se proto zaměřuje na vyhodnocení velikostí sil v modelovaných vazech během jednotlivých zatěžovacích stavů. Cílem je identifikovat, které vazy se při konkrétním pohybu aktivují, a jaké zatížení přenášejí.

Vzhledem k tomu, že modelované vazy byly definovány jako prvky pracující výhradně v tahu, není nijak překvapující, že při axiálním tlakovém zatížení jsou všechny síly nulové. Při flexi je aktivní dorsální komplex, složený vazy POL, DCL a DRL. Naopak při extenzi jsou aktivní vazy palmární — AOL a UCL — a největší sílu přenáší vIML. Tento výsledek je poměrně překvapivý, protože nejsilnějším z těchto vazů je AOL, který se však na přenosu sil při extenzi podílí nejméně. Abdukce vyvolává aktivaci intermetakarpálních vazů vIML a dIML a velký podíl na stabilitě zde má i vaz POL. DRL a DCL se pak částečně podílejí na stabilitě při addukci, nejvíce k ní ale přispívá AOL.

Vliv výrobních odchylek byl v tomto případě zanedbatelný – změna vůle ovlivnila velikost sil pouze mírně, a zapojení jednotlivých vazů zůstalo ve většině variant prakticky konstantní. Větší rozdíly se objevily pouze u varianty bez vůle (viz tabulka 7.2). Výsledky tak potvrzují, že rozložení sil ve vazech je primárně řízeno směrem zatížení, nikoliv přesností uložení komponent.

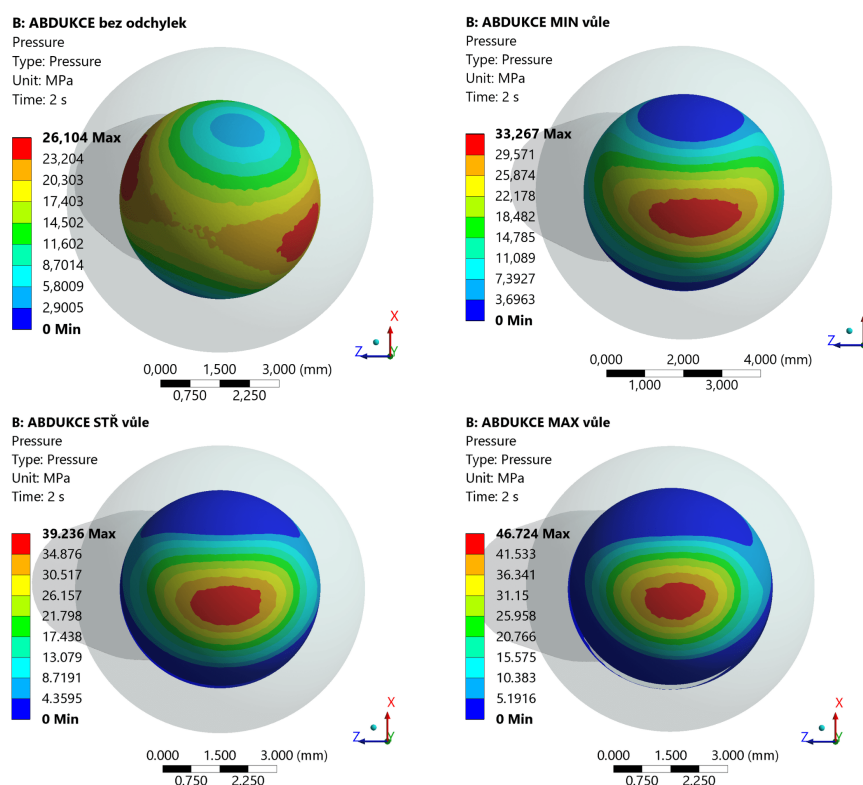
Tab. 7.2 Maximální síly ve vazech pro analyzované varianty.

Zatížení	Vůle	POL	DCL	DRL	AOL	UCL	vIML	dIML
Axiální	Maximální	0	0	0	0	0	0	0
	Střední	0	0	0	0	0	0	0
	Minimální	0	0	0	0	0	0	0
	Nominální	0	0	0	0	0	0	0
Flexe	Maximální	22,3	20,8	11,7	0	0	0	0,2
	Střední	22,1	20,7	11,8	0	0	0	0,2
	Minimální	21,8	20,5	11,9	0	0	0	0,2
	Nominální	18,2	18,3	12,2	0	0	0	0,2
Extenze	Maximální	0	0	0	6,9	11,1	13,9	0
	Střední	0	0	0	8,8	11,1	13,7	0
	Minimální	0	0	0	10,1	10,7	13,3	0
	Nominální	0	0	0	11,1	9,8	13,4	0
Abdukce	Maximální	26,9	0	0	0	0	12,1	10,7
	Střední	25,2	0	0	0	0	12,0	11,8
	Minimální	22,2	0	0	0	0	11,5	12,7
	Nominální	16,4	0	0	0	0	9,8	13,6
Addukce	Maximální	0	9,9	2,2	30,5	0	0	0
	Střední	0	9,1	4,1	30,6	0	0	0
	Minimální	0	8,0	6,4	30,2	0	0	0
	Nominální	0	5,5	9,3	28,9	0	0	0

7.3 Analýza kontaktních tlaků

V rámci analýzy chování náhrady TMK kloubu byly sledovány také kontaktní tlaky vznikající mezi jednotlivými součástmi sestavy. Kontaktní tlak je jedním z klíčových parametrů ovlivňujících přenos zatížení, rozložení sil v kloubu i potenciální opotřebení implantátu. V této části vyhodnocení lze již očekávat významnější vliv odchylek. Již samotná změna radiální vůle má přímý vliv na velikost kontaktní plochy mezi jednotlivými komponentami, a tedy i na rozložení a velikost kontaktního tlaku.

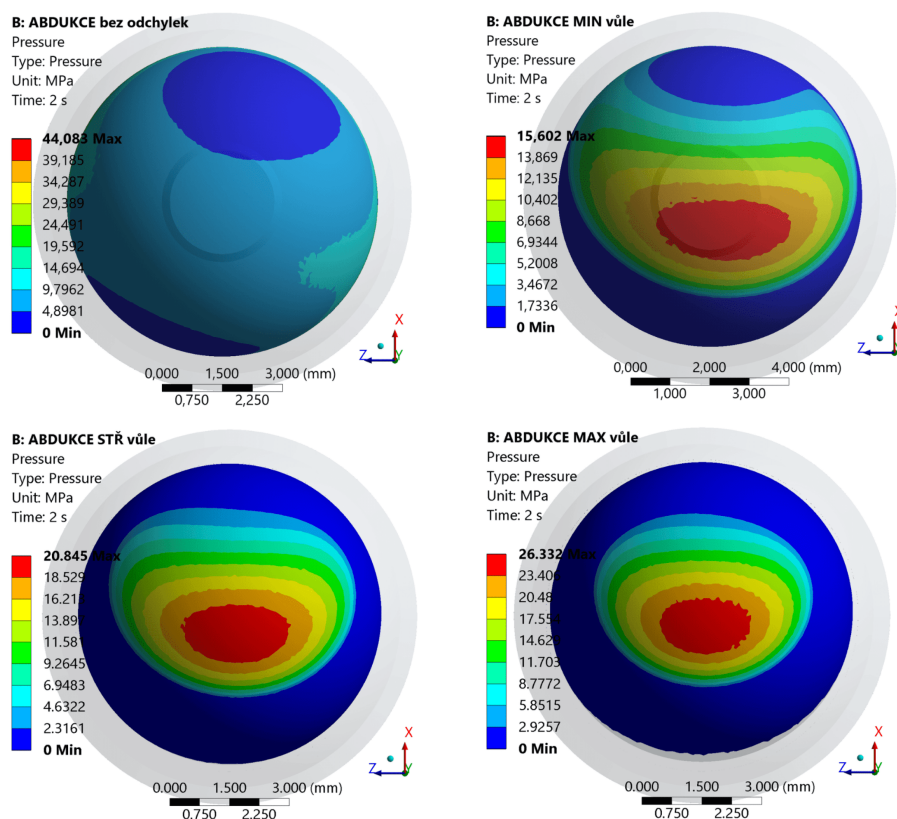
Prvotní předpoklad se potvrdil. Výsledky potvrdily, že výrobní odchylky mají výrazný vliv na velikost kontaktního tlaku. V porovnání minimální a maximální vůle dosahuje největší rozdíl hodnoty téměř 30 MPa při flexi v kontaktním páru hlavice-vložka. Pro dvojici vložka-jamka je maximální rozdíl 20 MPa opět při flexi.



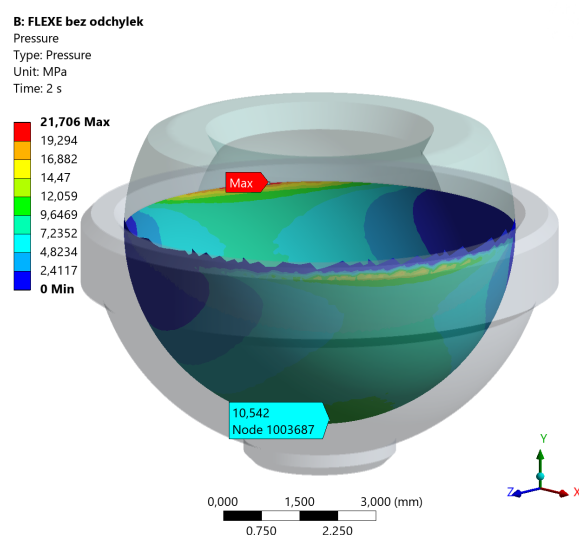
Obr. 7.2 Kontaktní tlak páru hlavice-vložka při abdukci.

Na obrázcích 7.2 a 7.3 lze vidět vývoj kontaktního tlaku napříč odchylkami při abdukci, a to pro oba výše zmíněné kontaktní páry. Na první pohled je patrné, že se zvyšující se vůlí se zmenšuje kontaktní plocha. Dle tohoto trendu by tlak měl dosahovat nejnižší hodnoty v případě varianty bez odchylek. Dle dat maximálních hodnot kontaktních tlaků (viz tabulka 7.3) tomu tak není, a to z toho důvodu, že při konfiguracích kombinující právě varianty bez odchylek se zatížením simulujícím pohyb (flexe, extenze, abdukce, addukce) dochází ke vzniku singularity na hraně kontaktu, a to v důsledku skokové změny tuhosti materiálu či rozhraní. Z obrázku 7.4 je patrné, že při flexi je na okraji kontaktu tlak

o hodnotě 21,7 MPa, nicméně ve středu kontaktní plochy je hodnota tlaku podstatně nižší (10,5 MPa).



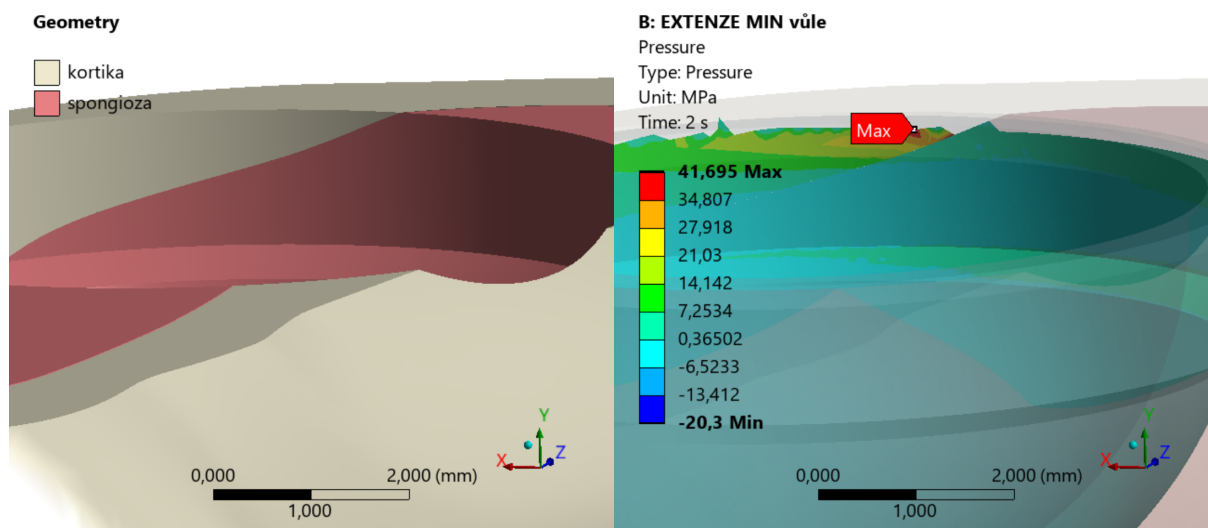
Obr. 7.3 Kontaktní tlak páru vložka-jamka při abdukci.



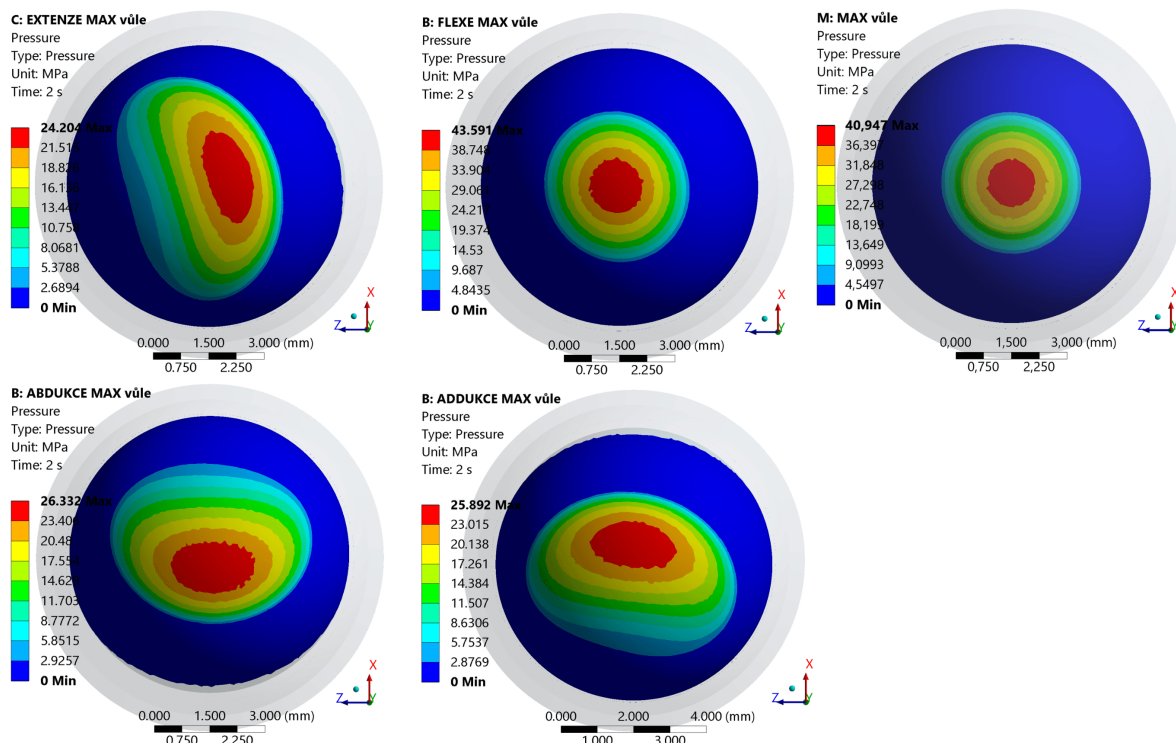
Obr. 7.4 Singularita při kontaktním tlaku v kontaktu vložka-jamka.

Stejně tomu bylo při vyhodnocování tlaku v kontaktu jamky a trapezia. V místech skokové změny tuhosti se objevovaly špičkové hodnoty. Jednalo se zejména o úzké přechody

kortikální tkáň, spongiózní tkáň a jamky (viz obrázek 7.5). V místech bez vlivu singularity dosahoval tlak hodnot přibližně 20 MPa při maximální vůli a 17 MPa při minimální vůli, a to na kortikální tkáni. I zde je tedy patrný jistý vliv odchylek. Tato pozorování otevírají možnost pro další studii zaměřenou na vliv umístění implantátu v kosti trapezia na rozložení napjatosti.



Obr. 7.5 Singularita při kontaktním tlaku v kontaktu jamka-trapezium.



Obr. 7.6 Kontaktní tlak páru vložka-jamka při konfiguraci maximální vůle.

Dále byla pozornost soustředěna na vliv různých zatěžujících stavů. Výsledek je možné vidět na obrázku 7.6, kde je vykreslen kontaktní tlak pro konfiguraci s maximální vůlí pro

všechny zatěžující stavy. Pro extenzi, abdukci a addukci je kontaktní plocha prakticky totožná, jen je natočená v závislosti na směru působícího zatížení. I maximální hodnoty jsou v poměrně malém rozsahu, který může být způsoben například rozložením vazivového aparátu. Při flexi se však objevuje tlak výrazně vyšší. Odpověď lze najít při pohledu na celkové posuvy (viz kapitola 7.1). Při flexi dochází k menšímu celkovému posuvu ve srovnání s ostatními stavy. Při dostatečně velkém vychýlení metakarpu dojde ke kontaktu mezi krčkem a vložkou a dochází tak k využití duální mobility a část zatížení bude přenášena právě tímto kontaktem. Při simulaci flexe nedošlo k dostatečné výchylce metakarpu, a tím ani ke kontaktu v oblasti krčku. U ostatních stavů již kontakt nastal, což se projevilo nižšími hodnotami tlaku v kontaktu mezi hlavicí a vložkou, respektive vložkou a jamkou.

Tab. 7.3 Maximální kontaktní tlak [MPa] pro jednotlivé kontaktní dvojice, zatížení a vůle.

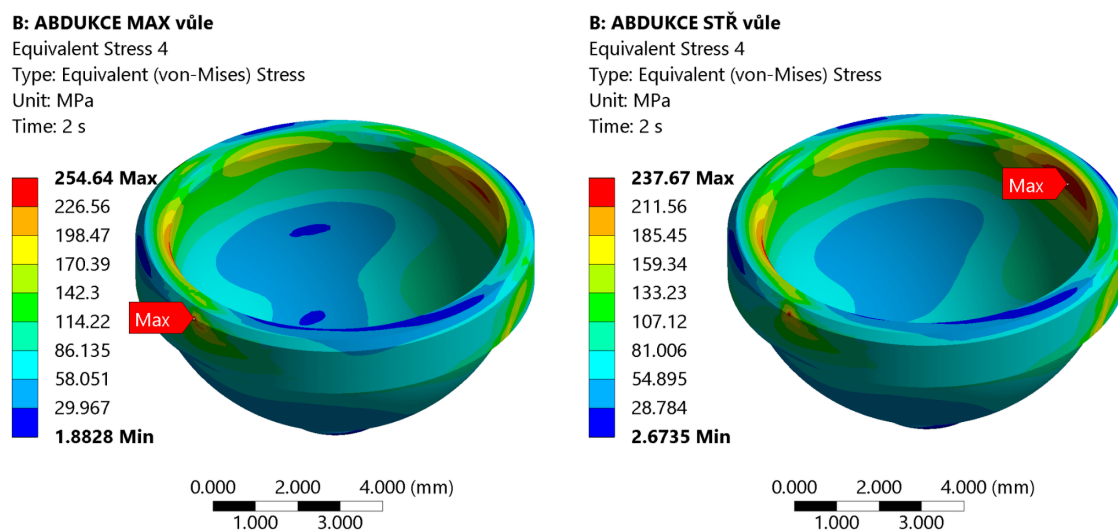
Zatížení	Vůle	hlavice–vložka	vložka–jamka	jamka–trapezium
Axiální	Maximální	67,2	40,9	55,2
	Střední	55,4	32,4	56,5
	Minimální	40,6	23,8	52,3
	Nominální	17,7	10,4	43
Flexe	Maximální	78,1	43,6	62
	Střední	65,8	34,6	60,5
	Minimální	48,8	24,7	58,2
	Nominální	22,7	21,7	50,3
Extenze	Maximální	45,7	24,2	59,1
	Střední	38,7	20,2	56,4
	Minimální	32,6	14,9	41,7
	Nominální	29,1	46,4	47,1
Abdukce	Maximální	46,7	26,3	66,5
	Střední	39,2	20,8	64,2
	Minimální	33,3	15,6	58,1
	Nominální	26,1	44,1	61,3
Addukce	Maximální	47,8	25,9	62,5
	Střední	40,4	21	63,1
	Minimální	34,8	16,2	65,4
	Nominální	25,9	48,1	61,3

7.4 Analýza napětí

Další analyzovanou veličinou v rámci výpočtové simulace bylo napětí v komponentách náhrady TMK kloubu. Hlavní pozornost byla věnována ekvivalentnímu napětí (von Mises), které se běžně používá při hodnocení kovových konstrukcí a je vhodné právě pro posouzení celkové napjatosti. Vzhledem k tomu, že všechny varianty vykazovaly nejvyšší hodnoty v oblasti jamky, byla analýza napětí omezena pouze na tuto část implantátu. Dalším důvodem tohoto zaměření je fakt, že se jedná o kritické místo z pohledu selhávání náhrady.

Kromě von Misesova napětí bylo doplňkově vyhodnoceno také první a třetí hlavní napětí, především pro kontrolu ověření, že nedochází k významnému rozdílu v rozložení oproti redukovanému napětí. Jelikož k výrazným rozdílům nedocházelo, v práci jsou uvedeny pouze hodnoty ekvivalentního napětí.

Maximální hodnota ekvivalentního napětí se napříč variantami objevovala nejčastěji na dvou různých místech (viz obrázek 7.7). V prvním případě se jedná o velmi malou oblast na vnější straně. Není náhodou, že se jedná o stejné místo lokálního maxima jako tomu bylo u kontaktního tlaku mezi jamkou a trapeziem (viz obrázek 7.5). Jak již bylo řečeno, objevuje se zde singularita z důvodu skokové změny tuhosti.



Obr. 7.7 Místa výskytu maximálního ekvivalentního napětí.

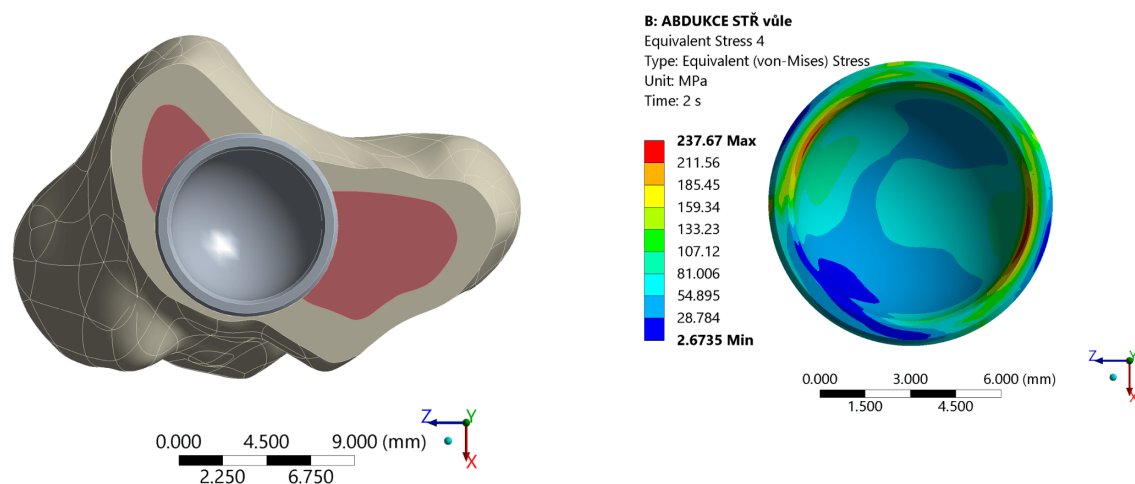
Proto pro kvantitativní porovnání bylo napětí vyhodnocováno pouze na vnitřní ploše, potažmo jejím zkosení (druhý nejčastější výskyt maximálního napětí). Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce 7.4 společně s maximální hodnotou v rámci celé jamky. V některých případech je patrné, že se hodnoty shodují a jednalo se tedy o maximum právě v oblasti vnitřního okraje.

Opět je zde patrný jistý vliv výrobních odchylek, nicméně tomu tak není ve všech případech. Například při addukci jsou hodnoty napětí na vnitřním okraji téměř srovnatelné (viz tabulka 7.4).

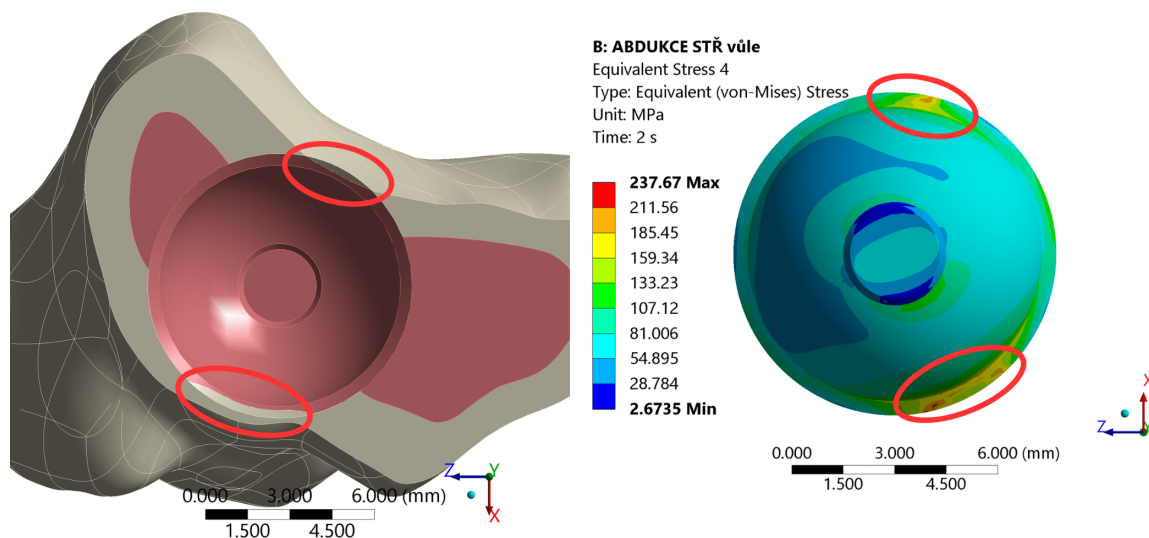
Na rozložení napětí na jamce měla vliv i okolní kostní tkáň, konkrétně její druh (viz obrázek 7.8). V místech spongiózní tkáně se na vnitřním okraji často vyskytovalo maximum.

Po analýze hlavních napětí se zjistilo, že se jedná o napětí tlakové, naopak v místech kortikální tkáně se na vnitřním okraji vyskytovalo napětí tahové. Z toho lze vyvodit, že mají vliv materiálové charakteristiky. Spongiózní tkáň je poddajnější a klade tak menší odpor vůči deformaci jamky, tím v těchto místech dochází k ohybu pláště jamky — k tlaku na vnitřní straně a tahu na vnější. S kortikální tkání je tomu přesně naopak.

Na obrázku 7.9 je také vidět, jak lokální maxima kopírují přechod mezi kortikální a spongiózní tkání, kde opět dochází ke skokové změně tuhosti.



Obr. 7.8 Ekvivalentní napětí ve vztahu k druhu kostní tkáně.



Obr. 7.9 Ekvivalentní napětí ve vztahu ke kortikální kostní tkáni.

Tab. 7.4 Maximální redukované napětí [MPa] v oblasti jamky pro jednotlivé varianty.

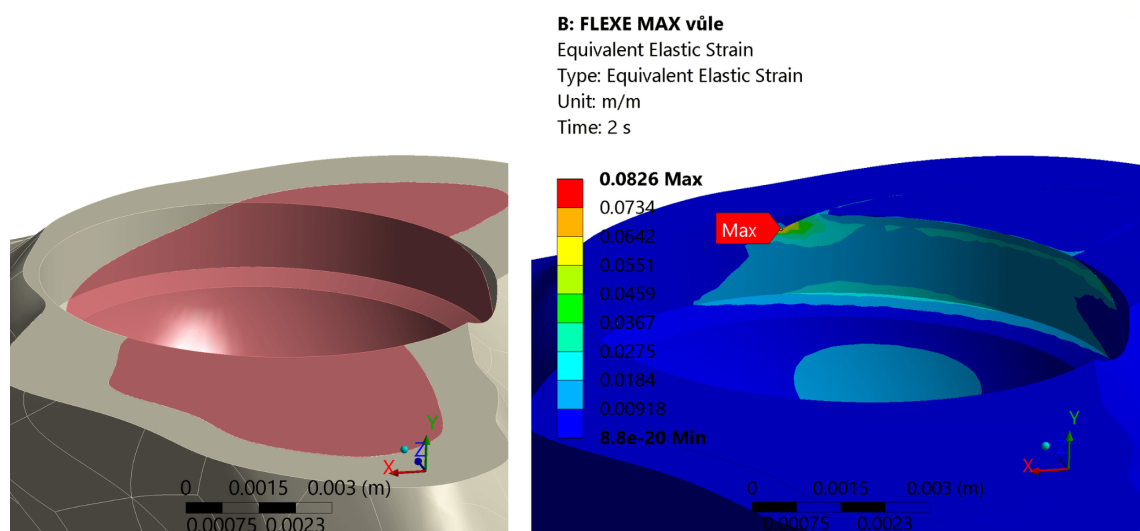
Zatížení	Vůle	Napětí (celá jamka)	Napětí (vnitřní strana jamky)
Axiální	Maximální	205,4	205,4
	Střední	197,9	197,9
	Minimální	189,3	189,3
	Nominální	163,5	145,0
Flexe	Maximální	255,3	248,1
	Střední	247,9	240,8
	Minimální	232,9	226,4
	Nominální	190,8	118,5
Extenze	Maximální	224,4	204,5
	Střední	213,0	192,8
	Minimální	184,6	160,7
	Nominální	203,4	115,7
Abdukce	Maximální	254,6	233,3
	Střední	237,7	237,7
	Minimální	255,6	255,6
	Nominální	195,3	188,1
Addukce	Maximální	251,9	231,2
	Střední	250,8	231,4
	Minimální	238,0	231,7
	Nominální	216,0	211,7

7.5 Analýza přetvoření

V závěrečné části byla pozornost věnována přetvoření v oblasti spongiózní části kosti trapezia. Tato oblast hraje významnou roli při přenosu zatížení mezi implantátem a kosterní soustavou. Jedná se zároveň o oblast, kde nejčastěji dochází k mechanickému přetížení vedoucímu k aseptickému uvolnění. Na základě přetvoření je možné vyhodnotit místa potenciálního přetížení, a to díky Frostově hypotéze mechanostatu, která byla blíže rozvedena v kapitole 2.3.

K tomu bylo využito ekvivalentního elastického přetvoření. Tato hodnota bývá využívána v modelech kostní adaptace a v práci je využita jako vstup pro srovnání v rámci teorie mechanostatu.

Přetvoření bylo vyhodnocováno napřed v celé kosti trapezia. Nicméně stejně, jako tomu bylo u napětí na jamce či kontaktního tlaku mezi náhradou a trapeziem, i zde se objevovala maximální hodnota (viz obrázek 7.10). Docházelo k ní ve shodném místě jako u předchozích veličin. Důvod je stále stejný, a to skoková změna tuhosti.



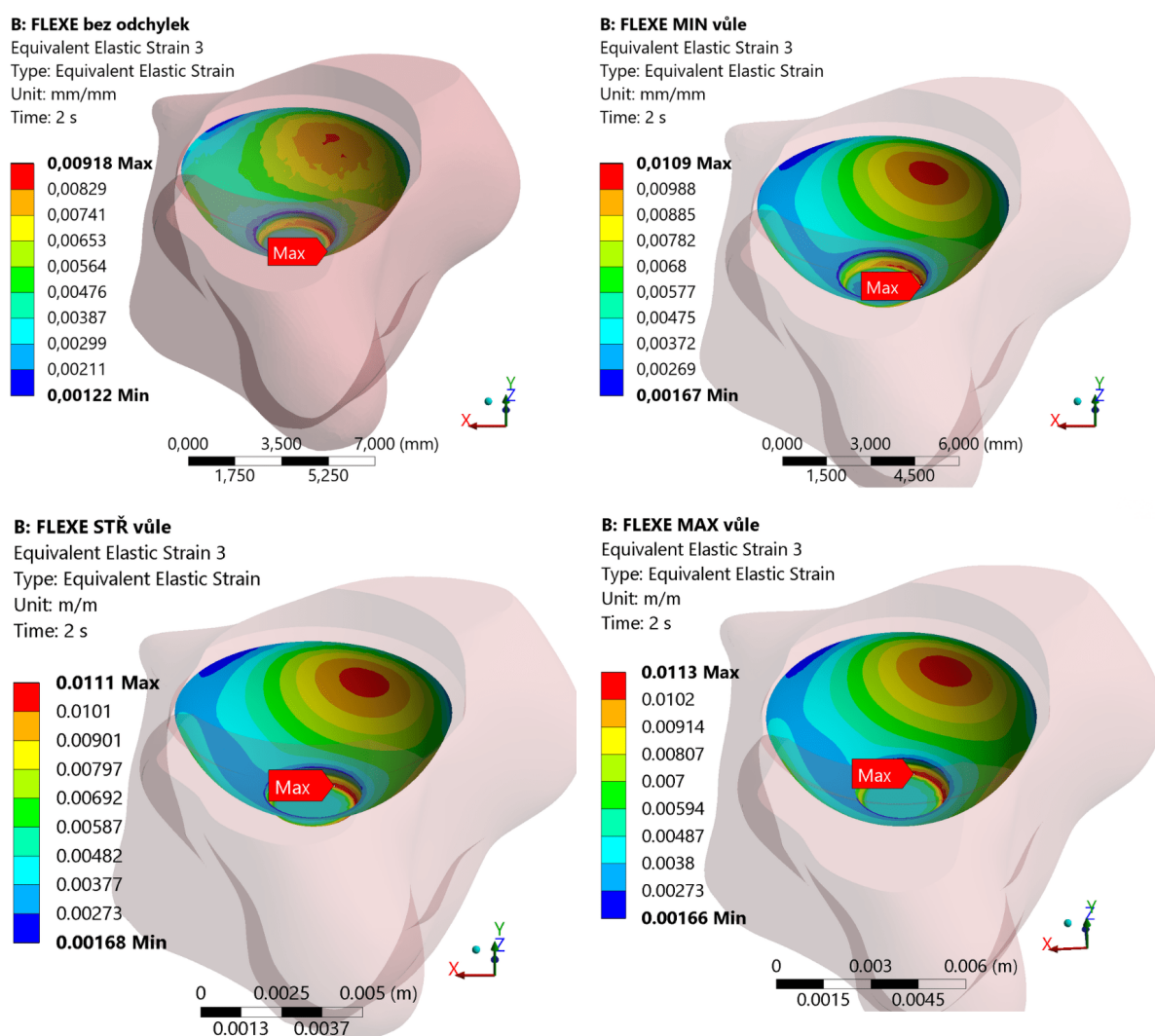
Obr. 7.10 Singularita při vyhodnocení ekvivalentního přetvoření.

Jako u všech předchozích veličin, i zde se analyzoval vliv výrobních odchylek. Na obrázku 7.11 je vykreslené přetvoření při flexi pro všechny uvažované geometrické konfigurace a z důvodu singularity byla vyhodnocována oblast spongiózní tkáně, která jí nebyla ovlivněna. Je patrné, že odchylky nemají v tomto případě nijak zásadní vliv. Mírně nižší hodnoty přetvoření vykazuje pouze varianta bez odchylek. To je však poměrně pozitivní závěr. Výrobní odchylky jsou navrženy v takovém rozmezí, kdy nemají zásadní vliv na přetvoření spongiózní kostní tkáně.

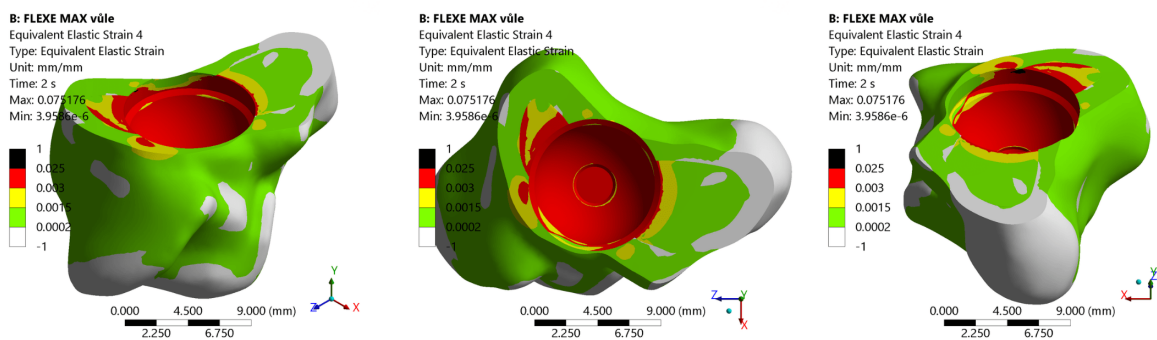
Výsledky ostatních simulovaných variant jsou uvedeny v tabulce 7.5. Vedle ekvivalentního napětí ve vymezené oblasti se zde nachází i maximální hodnota přetvoření v rámci kosti trapezia. Toto maximum se však vyskytovalo v již zmíněném místě skokové změny tuhosti.

Závěrem byly hodnoty přetvoření porovnány na základě mechanostatu. Barevná škála byla upravena dle hodnot uvedených v kapitole 2.3 a zároveň odpovídá i barvám uvede-

ným v grafu na obrázku 2.5. Zelená barva indikuje pásmo remodelace a fyziologického zatížení, žlutá barva pak modelaci a mírné přetížení, červená barva odpovídá pásmu patologického přetížení a tvorbě mikrotrhlin. Jelikož se rozložení přetvoření nijak zásadně nelišilo napříč řešenými variantami, byla vybrána jedna varianta, a ta vykreslena dle hodnot mechanostatu (viz obrázek 7.12). Na první pohled zde jasně dominuje v oblasti kontaktu jamky a trapezia červená barva, tedy patologické přetížení. V této fázi již dochází k poškození kostní tkáně. Je však potřeba dodat, že aplikované zatížení odpovídalo maximálnímu stisku. Jedná se tedy o relativně extrémní zatížení, které nastává jen zřídka. Otázkou je, v jakém rozmezí se zatížení může pohybovat při běžných aktivitách. Většina studií uvedených v rešeršní části pracovala právě s hodnotami maximálního stisku.



Obr. 7.11 Ekvivalentní přetvoření při flexi pro jednotlivé konfigurace.



Obr. 7.12 Vyhodnocení přetvoření dle Frostovy hypotézy mechanostatu.

Tab. 7.5 Hodnoty ekvivalentního elastického přetvoření [-] ve spongiózní tkáni trapezia.

Zatížení	Vůle	Maximální přetvoření	Přetvoření ve vymezené oblasti
Axiální	Maximální	0,0423	0,0100
	Střední	0,0358	0,0102
	Minimální	0,0407	0,0100
	Nominální	0,0372	0,0095
Flexe	Maximální	0,0674	0,0113
	Střední	0,0717	0,0111
	Minimální	0,0653	0,0109
	Nominální	0,0307	0,0092
Extenze	Maximální	0,0657	0,0109
	Střední	0,0673	0,0102
	Minimální	0,0396	0,0100
	Nominální	0,0263	0,0099
Abdukce	Maximální	0,0757	0,0107
	Střední	0,0778	0,0103
	Minimální	0,0686	0,0102
	Nominální	0,0498	0,0093
Addukce	Maximální	0,0694	0,0100
	Střední	0,0772	0,0098
	Minimální	0,0769	0,0098
	Nominální	0,0431	0,0097

7.6 Shrnutí

V této kapitole byla analyzována mechanická odezva modelu náhrady TMK kloubu při různých zatěžovacích stavech a geometrických konfiguracích. Hodnoceny byly celkové posuvy, síly ve vazech, kontaktní tlaky, napětí v jamce a přetvoření spongiózní tkáně trapezia.

Nejvýraznější vliv výrobních odchylek byl zaznamenán u kontaktních tlaků, zatímco síly ve vazech či přetvoření byly odchylkami ovlivněny jen minimálně. Lokální maxima napětí i přetvoření se často vyskytovala v místech skokových změn tuhosti.

Součástí práce byl i pokus o zavedení velkých deformací, které by lépe vystihly chování při extrémním zatížení. Z důvodu numerické nestability však nebyly tyto konfigurace dopočítány. Mezi další omezení patří zjednodušená modelace vazů a izotropní materiálové vlastnosti.

Navazující výzkum by se mohl zaměřit na pokročilejší modelaci vazivového aparátu, vliv polohy jamky v rámci kosti trapezia nebo rozšíření o pohybová data při běžných úkonech.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo analyzovat chování totální náhrady trapéziometakarpálního (TMK) kloubu s ohledem na vliv tvarových odchylek a vyhodnotit jejich dopad na výsledné napjatostní a deformační parametry. Součástí práce byla rešerše zaměřená na problematiku kloubních náhrad, biomechaniku TMK kloubu a současně provedené výzkumné studie. Dále byl vytvořen výpočtový model kostní tkáně, náhrady s duální hlavicí, doplněný o reprezentaci vazivového aparátu, materiálové vlastnosti kostní tkáně a definici více zatěžovacích stavů. Na tomto modelu byla provedena napjatostně-deformační analýza a výsledky byly mezi sebou porovnávány.

Z provedených simulací vyplynulo, že nejvýraznější vliv výrobních odchylek se projevil v oblasti kontaktních tlaků. S rostoucí vůlí docházelo ke zmenšení kontaktní plochy a ke zvýšení lokálních tlaků, zejména v oblasti kontaktní dvojice hlavice–vložka. Významný vliv odchylek byl patrný také u celkových posuvů, kde změna vůle vedla k odlišné kinematice v porovnání s fyziologickým kloubem. Napětí v oblasti jamky vykazovalo maxima v místech přechodu mezi spongiózní a kortikální tkání a také v místech s výraznou změnou tuhosti. U přetvoření spongiózní tkáně však vliv tvarových odchylek nebyl zásadní a deformace se pohybovaly v pásmu patologického přetížení dle Frostovy hypotézy. Byly však uvažovány relativně velké zatěžující síly odpovídající maximálnímu stisku. Síly ve vazech zůstaly v průběhu simulací téměř nezměněny.

Součástí práce byl i pokus o zapojení režimu velkých deformací. Z důvodu numerické nestability se však tyto konfigurace nepodařilo úspěšně dopočítat. Mezi další omezení modelu patří zjednodušená modelace vazů pomocí lineárních pružin, izotropní materiálové vlastnosti.

Do budoucna by bylo možné model dále rozšířit o pokročilejší modelaci vazivového aparátu (např. pomocí vláken nebo hyperelastických materiálů), nelineární materiálové modely kostní tkáně či posouzení ideálního umístění jamky v kosti trapezia. Za přínosné by rovněž bylo testování více patientských geometrií nebo využití reálných pohybových dat.

Literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. upr. dopl. vyd. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-7169-970-5.
- [2] *Arm bones*. Online. Mayo Clinic. 2024. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/broken-arm/multimedia/arm-bones/img-20007018>[cit. 2025-05-02].
- [3] *Thumb Terminology Confusion*. Online. BraceLab. 2016. Dostupné z: <https://bracelab.com/clinicians-classroom/thumb-terminology-confusion>[cit. 2025-05-02].
- [4] TRTÍK, L. Implantáty a protézy trapéziometakarpální. *Medicína a umění*. 2017, roč. 66, č. 11. ISSN 1803-3679.
- [5] ŠTEFÁNEK, Jiří. *Kosti ruky*. Online. Medicína, nemoci, studium na 1. LF UK. 2023. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/kosti-ruky> [cit 2025-04-29].
- [6] KOMATSU, Issei; LUBAHN, John D. Anatomy and Biomechanics of the Thumb Carpometacarpal Joint. Online. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2018, roč. 28, č. 1, s. 1–5. ISSN 1048-6666. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1053/j.oto.2017.12.002>. [cit. 2025-02-25].
- [7] RASHID, Adnan; HASAN, Osman. Wearable technologies for hand joints monitoring for rehabilitation: A survey. Online. *Microelectronics Journal*. 2019, roč. 88, s. 173–183. ISSN 1879-2391. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mejo.2018.01.014>. [cit. 2025-05-14].
- [8] HART, Nicolas H.; NIMPHIUS, Sophia; RANTALAINEN, Timo; IRELAND, Alex; SIAFARIKAS, Andrew; NEWTON, Robert U. Mechanical Basis of Bone Strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action. Online. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2017, roč. 17, č. 3, s. 114–139. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/317030827>. [cit. 2025-05-17].
- [9] FROST, H. M. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. Online. *The Anatomical Record*. 1987, roč. 219, č. 1, s. 1–9. Dostupné z DOI: 10.1002/ar.1092190104. [cit. 2025-05-21].
- [10] FORWOOD, M.R.; TURNER, C.H. Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. Online. *Bone*. 1995, roč. 17, č. 4, s. 197–205. ISSN 8756-3282. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(95\)00292-L](https://doi.org/10.1016/8756-3282(95)00292-L). [cit. 2025-05-21].
- [11] LADD, Amy L.; WEISS, Arnold-Peter C.; CRISCO, Joseph J.; HAGERT, Elisabet; WOLF, Jennifer Moriatis; GLICKEL, Steven Z.; YAO, Jeffrey. The Thumb Carpometacarpal Joint: Anatomy, Hormones, and Biomechanics. Online. *Instructional Course Lectures*. 2013, roč. 62, s. 165–179. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3935621/>. [cit. 2025-03-11].

- [12] D'AGOSTINO, P.; KERKHOF, F. D.; SHAHABPOUR, M.; MOERMANS, J.-P.; STOCKMANS, F.; VEREECKE, E. E. Comparison of the Anatomical Dimensions and Mechanical Properties of the Dorsoradial and Anterior Oblique Ligaments of the Trapeziometacarpal Joint. Online. *The Journal of Hand Surgery*. 2014, roč. 39, č. 6, s. 1098–1107. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jhsa.2014.02.025. [cit. 2025-02-19].
- [13] NANNO, Mitsuhiro; BUFORD Jr., William L.; PATTERSON, Rita M.; ANDERSEN, Clark R.; VIEGAS, Steven F. Three-Dimensional Analysis of the Ligamentous Attachments of the First Carpometacarpal Joint. Online. *Journal of Hand Surgery*. 2006, roč. 31, č. 7, s. 1160–1170. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jhsa.2006.05.007. [cit. 2025-03-20].
- [14] BETTINGER, Paul C.; SMUTZ, W. Paul; LINSCHIED, Ronald L.; COONEY, William P.; AN, Kai-Nan. Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments. Online. *Journal of Hand Surgery*. 2000, roč. 25, č. 6, s. 1085–1095. Dostupné z DOI: 10.1053/j.hsu.2000.18487. [cit. 2025-05-17].
- [15] TRTÍK, L. Rhizartróza, současné možnosti léčení. *Ortopedie*. 2011, roč. 1, č. 5, s. 28–33. ISSN 1802-1727.
- [16] *Trapeziectomy*. Online. Royal Orthopaedic Hospital. 2024. Dostupné z: <https://roh.nhs.uk/services-information/hands-and-forearm/hands-and-forearm-services/trapeziectomy> [cit. 2025-05-04].
- [17] TEISSIER, Jacques; TEISSIER, Philippe; TOFFOLI, Ana. Trapeziometacarpal prostheses. Online. *Hand Surgery & Rehabilitation*. 2021, roč. 40S, S106–S116. Dostupné z DOI: 10.1016/j.hansur.2020.09.013. [cit. 2025-05-13].
- [18] *STABLYX® CMC Arthroplasty System*. Online. Skeletal Dynamics, Inc. 2025. Dostupné z: <https://skeletalynamics.com/products/stablyx/> [cit. 2025-05-20].
- [19] *NUGRIP® CMC Implant – Surgical Technique*. Online. Smith & Nephew, Inc. 2022. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/en/asset/cpcs-surgical-technique-c2fw5?download=auto> [cit. 2025-05-07].
- [20] *Modular Thumb Implant*. Online, PDF. BioPro, Inc. 2024. Dostupné z: <https://bioproimplants.com/wp-content/uploads/2024/08/Modular-Thumb-Brochure-04.pdf> [cit. 2025-05-10].
- [21] *Ensemble CMC™ Product Brochure*. Online, PDF. Ensemble Orthopaedics, Inc. 2024. Dostupné z: https://ensembleortho.com/wp-content/uploads/2025/04/EnsembleCMC_ProductBrochure-RevF.pdf [cit. 2025-05-16].
- [22] *PYROSPHERE® Surgical Technique*. Online. Smith & Nephew, Inc. 2023. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/en/asset/38648-pyrosphere-surgical-technique-nwwd9w?download=auto> [cit. 2025-05-07].
- [23] HANSEN, Torben Bæk. Joint replacement for trapeziometacarpal osteoarthritis: implants and outcomes. Online. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2021, roč. 46, č. 2, s. 115–119. Dostupné z DOI: 10.1177/1753193420917582. [cit. 2025-01-24].

- [24] BELLEMÈRE, Philippe; LUSSIEZ, Bruno. Thumb Carpometacarpal Implant Arthroplasty. Online. *Hand Clinics*. 2022, roč. 38, č. 2, s. 217–230. Dostupné z DOI: 10.1016/j.hcl.2021.12.006. [cit. 2025-05-12].
- [25] *MAÏA™ – trapeziometakarpální kloubní náhrada*. Online. Groupe Lépine. 2025. Dostupné z: <https://www.groupe-lepine.com/en/hand/207-trapeziometacarpal-joint-prosthesis-maia.html> [cit. 2025-05-17].
- [26] *EliS – Totální náhrada trapeziometakarpálního kloubu*. Online. Beznoska, s.r.o. 2021. Dostupné z: <https://www.beznoska.cz/pro-odborniky/produkty/aloplastika/zapesti-2?view=article&id=234&catid=10> [cit. 2025-05-19].
- [27] *TOUCH® – trapeziometakarpální kloubní náhrada s dvojitou mobilitou*. Online. Kerimedical SA. 2016. Dostupné z: <https://www.kerimedical.com/en/portail-kerimedical-en/home-professional/touch-2/> [cit. 2025-05-07].
- [28] *Finger prosthetics*. Online. Implantcast GmbH. 2025. Dostupné z: <https://www.implantcast.de/en/for-medical-professionals/products/standard/-/tumour-prosthetics/finger-prosthesis/> [cit. 2025-05-19].
- [29] *ELiS – NÁHRADA TRAPEZIOMETAKARPÁLNÍHO KLOUBU*. Online. Beznoska, s.r.o. 2023. Dostupné z: https://www.beznoska.cz/images/beznoska/katalogy_manualy/manualy/Manual_ELIS_CS_ND_RISING_20230906.01.pdf [cit. 2025-05-19].
- [30] LÉPINE, [@lepine227]. *MAÏA™ Surgical Technique 3D Animation*. Online video. 3. 11. 2023, Dostupné z: YouTube, <https://www.youtube.com/watch?v=ixOeu1BAxJc> [cit. 2025-05-17].
- [31] NAVARRO, Melba; MICHIARDI, A.; CASTAÑO, O.; PLANELL, J. A. Biomaterials in orthopaedics. Online. *Journal of the Royal Society Interface*. 2008, roč. 5, č. 27, s. 1137–1158. Dostupné z DOI: 10.1098/rsif.2008.0151. [cit. 2025-05-19].
- [32] ABD-ELAZIEM, Walaa; DARWISH, Mostafa; HAMADA, Atef; DAOUSH, Walid. Titanium-Based alloys and composites for orthopedic implants Applications: A comprehensive review. Online. *Materials & Design*. 2024, roč. 241. Dostupné z DOI: 10.1016/j.matdes.2024.112850. [cit. 2025-05-21].
- [33] BOWDEN, Anton E.; BERGSTRÖM, Jorgen. *UHMWPE Biomaterials Handbook*. 39 - Computer Modeling and Simulation of UHMWPE. Third Edition. Ed. KURTZ, Steven M. Oxford: William Andrew Publishing, 2016, p. 753-771. ISBN 978-0-323-35401-1. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-35401-1.00039-9>.
- [34] MONDAL, Sudip; PARK, Sumin; CHOI, Jaeyeop; VU, Thi Thu Ha; DOAN, Vu Hoang Minh; VO, Truong Tien; LEE, Byeongil; OH, Junghwan. Hydroxyapatite: A journey from biomaterials to advanced functional materials. Online. *Advances in Colloid and Interface Science*. 2023, roč. 321, s. 1–27. ISSN 0001-8686. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cis.2023.103013>. [cit. 2025-05-20].
- [35] *Metallosis: Symptoms of Metal Poisoning from Hip Replacement*. Online. Mctlaw. 2025. Dostupné z: <https://www.mctlaw.com/joint-replacement/metallosis-metal-hip/> [cit. 2025-05-21].

- [36] BRANEMARK, Per-Ingvar. Osseointegration and its experimental background. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983, roč. 50, č. 3, s. 399–410. ISSN 0022-3913. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2). [cit. 2025-05-21].
- [37] DUYCK, J.; VANDAMME, K.; GERIS, L.; VAN OOSTERWYCK, H.; DE COOMAN, M.; VANDERSLOTEN, J.; PUERS, R.; NAERT, I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. Online. *Archives of Oral Biology*. 2006, roč. 51, č. 1, s. 1–9. ISSN 0003-9969. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2005.04.003>. [cit. 2025-05-19].
- [38] *Osseointegration – What is it & How Does it Influence the Success of Dental Implants*. Online. Affordable Dentist Melbourne. 2023. Dostupné z: <https://affordabledentistcbd.melbourne/osseointegration-what-is-it-how-does-it-influence-the-success-of-dental-implants/> [cit. 2025-05-21].
- [39] ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, Robert L.; FOX, D. D. *The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics*. 7. vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2014. ISBN 978-1-85617-634-7.
- [40] PETRUŠKA, Jindřich. *MKP v inženýrských výpočtech*. Online. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. 2011. Dostupné z: <https://www.metlaw.com/joint-replacement/metallosis-metal-hip/> [cit. 2025-05-21].
- [41] PODSEDNÍK, Karel. *Biomechanická studie karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky*. Brno, 2013. Online, Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.vut.cz/server/api/core/bitstreams/5071e1a7-f06e-45fe-8d57-578c4b9a5d74/content> [cit. 2025-03-27].
- [42] SVOJANOVSKÝ, Tomáš. *Deformačně napjatostní analýza prvků totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu*. Brno, 2015. Online, Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=100061 [cit. 2025-03-27].
- [43] LAMRICH, Richard. *Srovnání přenosu sil u duální hlavice a u náhrady trapéziometakarpálního kloubu s klasickou jamkou s fixovaným polyethylenem v jamce*. Brno, 2019. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=192007 [cit. 2025-03-25].
- [44] KUKUČKA, Ivan. *Srovnání hemisferické a kónické jamky u totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu*. Brno, 2020. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.vut.cz/server/api/core/bitstreams/66502d1a-7463-470a-9dbe-1466267b84a5/content> [cit. 2025-03-25].
- [45] THORKILDSEN, Rasmus; THEODORSSON, J.; MELLGREN, M.; RØKKUM, M. Comparison of two uncemented trapezio-metacarpal cups: a finite element study. Online. *Hand Surgery*. 2013, roč. 18, č. 2, s. 221–228. Dostupné z DOI: 10.1142/S0218810413500275. [cit. 2025-04-26].

- [46] SVOJANOVSKÝ, Tomáš; TRTÍK, Lubomír. Rhizarthrosis and Its Treatment, Stress and Deformation Analysis of the Total Joint Replacement. In: *Engineering Mechanics 2014*. Svratka, Czech Republic: Institute of Thermomechanics AS CR, v. v. i., 2014. Dostupné z: <https://www.engmech.cz/improc/2014/146-Svojanovsky-CD.pdf> [cit 2025-05-05].
- [47] SVOJANOVSKÝ, Tomáš; TRTÍK, Lubomír. Stress Analysis of the Total Replacement of the Trapeziometacarpal Joint. In: *Engineering Mechanics 2017*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2017, sv. 23, s. 954–957. ISBN 978-80-214-5497-2. ISSN 1805-8248. Dostupné z: <https://www.engmech.cz/improc/2017/0954.pdf> [cit. 2025-05-05].
- [48] DONG, Meilin; KERKHOF, Faes; DELEU, GertJan; VEREECKE, Evie; LADD, Amy. Using a finite element model of the thumb to study Trapeziometacarpal joint contact during lateral pinch. Online. *Clinical Biomechanics*. 2023, roč. 101, s. 1–8. ISSN 0268-0033. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105852>. [cit. 2025-01-24].
- [49] VALERIO, Thomas; VIGOUROUX, Laurent; GOISLARD DE MONSABERT, Benjamin; DE VILLENEUVE BARGEMON, Jean-Baptiste; MILAN, Jean-Louis. Relationship between trapeziometacarpal joint morphological parameters and joint contact pressure: a possible factor of osteoarthritis development. Online. *Journal of Biomechanics*. 2023, roč. 152, s. 1–8. ISSN 0021-9290. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111573>. [cit. 2025-01-24].
- [50] VALERIO, Thomas; MILAN, Jean-Louis; GOISLARD DE MONSABERT, Benjamin; VIGOUROUX, Laurent. The effect of trapeziometacarpal joint passive stiffness on mechanical loadings of cartilages. Online. *Journal of Biomechanics*. 2024, roč. 166, s. 1–8. ISSN 0021-9290. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112042>. [cit. 2025-01-24].
- [51] KUROSAWA, Akihiro; HIGUCHI, Masahiro; TACHIYA, Hiroshi; TADA, Kaoru; MURAI, Atsuro; TAMAI, Atsuya; KAWASHIMA, Hiroki. Finite element analysis to clarify stress on articular surface of thumb carpometacarpal joint in static loading conditions by using CT images. Online. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 2024, roč. 19, č. 2, s. 1–11. Dostupné z DOI: [10.1299/jbse.23-00296](https://doi.org/10.1299/jbse.23-00296). [cit. 2025-01-24].
- [52] MERCAN, N.; ERAVŞAR, E.; SAFALI, S. et al. Biomechanical insights through finite element analysis of Bennett fracture fixation: a comparative study of four surgical techniques. Online. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2025, roč. 20, č. 90. ISSN 1749-799X. Dostupné z DOI: [10.1186/s13018-025-05481-0](https://doi.org/10.1186/s13018-025-05481-0). [cit. 2025-03-12].
- [53] GISLASON, M. K.; NASH, D. H.; NICOL, A.; KANELLOPOULOS, A.; BRANSBY-ZACHARY, M.; HEMS, T.; CONDON, B.; STANSFIELD, B. A three-dimensional finite element model of maximal grip loading in the human wrist. Online. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engi-*

- neering in Medicine*. 2009, roč. 223, č. 5, s. 571–579. Dostupné z DOI: 10.1243/09544119JEIM527. [cit. 2025-03-05].
- [54] GISLASON, Magnus K.; STANSFIELD, Benedict W.; NASH, David H. Finite element model creation and stability considerations of complex biological articulation: The human wrist joint. Online. *Medical Engineering & Physics*. 2010, roč. 32, č. 5, s. 523–531. Dostupné z DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.02.015. [cit. 2025-03-05].
- [55] GISLASON, Magnus Kjartan; STANSFIELD, Benedict; BRANSBY-ZACHARY, Marc; HEMS, Tim; NASH, David H. Load transfer through the radiocarpal joint and the effects of partial wrist arthrodesis on carpal bone behaviour: a finite element study. Online. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2012, roč. 37, č. 9, s. 871–878. Dostupné z DOI: 10.1177/1753193412441761. [cit. 2025-03-05].
- [56] BAJURI, M. N.; ABDUL KADIR, M. R.; RAMAN, M. M.; KAMARUL, T. Mechanical and functional assessment of the wrist affected by rheumatoid arthritis: A finite element analysis. Online. *Medical Engineering & Physics*. 2012, roč. 34, č. 9, s. 1294–1302. Dostupné z DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.12.020. [cit. 2025-03-05].
- [57] RAMLEE, Muhammad Hanif; BENG, Gan Kok; BAJURI, Nazri; ABDUL KADIR, Mohammed Rafiq. Finite element analysis of the wrist in stroke patients: the effects of hand grip. Online. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2018, roč. 56, č. 7, s. 1161–1171. Dostupné z DOI: 10.1007/s11517-017-1762-3. [cit. 2025-03-17].
- [58] OFLAZ, Hakan; GUNAL, Izge. Maximum loading of carpal bones during movements: a finite element study. Online. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2019, roč. 29, č. 1, s. 47–50. Dostupné z DOI: 10.1007/s00590-018-2287-7. [cit. 2025-05-13].
- [59] BEZNOSKA, S.R.O. *Primoimplantáty: Katalog*. Kladno: Beznoska, s.r.o., 2024. Dostupné z: https://www.beznoska.cz/images/beznoska/katalogy_manualy/manualy/Manual_ELIS_CS_ND_RISING_20230906.01.pdf [cit. 2025-05-17].
- [60] CAHOVÁ, Aneta. *Vliv modifikace povrchu kloubní jamky na součinitel tření kyčelní náhrady*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/130715>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/130715> [cit. 2025-01-04].
- [61] CROCKETT, Rowena; ROBA, Marcella; NAKA, Marco; GASSER, Beat; DELFOSSE, Daniel; FRAUCHIGER, Vinzenz; SPENCER, Nicholas D. Friction, lubrication, and polymer transfer between UHMWPE and CoCrMo hip-implant materials: A fluorescence microscopy study. Online. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2009, roč. 89A, č. 4, s. 1011–1018. Dostupné z DOI: 10.1002/jbm.a.32036. [cit. 2025-05-17].
- [62] MADIÉ, Dominique. *The Fundamentals of Mesh Generation in Finite Element Analysis*. Online. Montreal: FEA Academy, 2023. ISBN 978-1-9990475-3-5. Dostupné také z: <https://www.fea-academy.com>. [cit. 2025-05-17].

Seznam obrázků

2.1	Anatomické směry horní končetiny. Převzato a upraveno z [2].	12
2.2	Anatomické směry ruky a palce. Převzato a upraveno z [3].	13
2.3	Kosti a klouby ruky. Převzato a upraveno z [5].	13
2.4	Anatomické pohyby palce. Převzato a upraveno z [7].	14
2.5	Teorie mechanostatu. $\mu\varepsilon$ = mikrostrain, $1 \mu\varepsilon = 10^{-6}$ m/m. Vytvořeno dle [8, 9].	15
3.1	Částečné náhrady kloubní plochy prvního metakarpu. (a) Stablyx, (b) Nu-grip, (c) Modular Thumb Implant. Převzato a upraveno z [18, 19, 20]. . . .	18
3.2	Interpoziční náhrady TMK kloubu. (a) Ensemble CMC, (b) Pyrosphere, (c) zavedaná náhrada Pyrosphere. Převzato a upraveno z [21, 22].	19
3.3	Totální náhrady TMK kloubu. (a) náhrada Elis s duální mobilitou , (b) náhrada Maia se standardní mobilitou, (c) porovnání standardní a duální mobility. Převzato a upraveno z [25, 26].	20
6.1	Detail úpravy STL sítě a výsledný model geometrie kostní tkáně.	32
6.2	Vytvořená geometrie náhrady a celkový model po jejím zavedení.	33
6.3	Detail geometrie výrobních odchylek.	35
6.4	Vazy zahrnuté do výpočtového modelu.	38
6.5	Simulované pohyby palce.	39
6.6	Přehled aplikovaného výchozího zatížení a okrajových podmínek.	40
6.7	Citlivostní analýza velikosti prvku v oblasti kontaktů.	41
6.8	Sít konečných prvků.	43
7.1	Porovnání odezvy zatěžujících stavů.	46
7.2	Kontaktní tlak páru hlavice-vložka při abdukci.	50
7.3	Kontaktní tlak páru vložka-jamka při abdukci.	51
7.4	Singularita při kontaktním tlaku v kontaktu vložka-jamka.	51
7.5	Singularita při kontaktním tlaku v kontaktu jamka-trapezium.	52
7.6	Kontaktní tlak páru vložka-jamka při konfiguraci maximální vůle.	52
7.7	Místa výskytu maximálního ekvivalentního napětí.	54
7.8	Ekvivalentní napětí ve vztahu k druhu kostní tkáně.	55
7.9	Ekvivalentní napětí ve vztahu ke kortikální kostní tkáni.	55
7.10	Singularita při vyhodnocení ekvivalentního přetvoření.	57
7.11	Ekvivalentní přetvoření při flexi pro jednotlivé konfigurace.	58
7.12	Vyhodnocení přetvoření dle Frostovy hypotézy mechanostatu.	59

Seznam tabulek

6.1	Nominální rozměry a tolerance komponent	35
6.2	Radiální vůle kontaktní dvojice hlavice–vložka	35
6.3	Radiální vůle kontaktní dvojice vložka–jamka	35
6.4	Materiálové charakteristiky	36
6.5	Tuhosti ligament	37
7.1	Posuvy MCP kloubní ploch pro analyzované varianty.	47
7.2	Maximální síly ve vazech pro analyzované varianty.	49
7.3	Maximální kontaktní tlak [MPa] pro jednotlivé kontaktní dvojice, zatížení a vůle.	53
7.4	Maximální redukované napětí [MPa] v oblasti jamky pro jednotlivé varianty.	56
7.5	Hodnoty ekvivalentního elastického přetvoření [-] ve spongiózní tkáni tra- pezia.	59