



# 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

## SROVNÁNÍ HEMISFERICKÉ A KÓNICKÉ JAMKY U TOTÁLNÍ NÁHRADY TRAPÉZIOMETAKARPÁLNÍHO KLOUBU

COMPARISON OF HEMISPHERIC AND CONICAL CUP IN THE TOTAL  
TRAPEZIOMETACARPAL JOINT REPLACEMENT

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ivan Kukučka

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.

BRNO 2020

# Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	<b>Bc. Ivan Kukučka</b>
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	<b>doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.</b>
Akademický rok:	2019/20

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:

## **Srovnání hemisferické a kónické jamky u totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu**

### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Světovým trendem vývoje u náhrady trapéziometakarpálního kloubu je duální mobilita. Tento nový typ náhrady trapéziometakarpálního kloubu se začne v příštím roce klinicky testovat a současně bude probíhat její výzkum ve spolupráci s výrobcem kloubní náhrady, kterým je firma Beznoska, s.r.o. Jak duální mobilita, tak i klasická jamka s fixovaným polyethylenem používají hemisférický nebo kónický tvar jamky. Práce se zabývá srovnáním silového přenosu z hlavice endoprotézy do trapézia u dvou konstrukčních variant náhrady trapeziometakarpálního kloubu, lišících se tvarem jamky. Jako varianty uvažuje jamku hemisférickou a kónickou s fixovaným polyethylenem.

### **Cíle diplomové práce:**

1. Rešerše týkající se náhrady trapéziometakarpálního kloubu.
2. Tvorba výpočtového modelu totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu s hemisferickou jamkou.
3. Tvorba výpočtového modelu totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu s kónickou jamkou.
4. Srovnání přenosu sil z hlavice do kosti přes různý tvar jamky.

### **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 2019/20

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

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

## **ABSTRAKT**

Táto diplomová práca sa zaoberá porovnávaním totálnej náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu s hemisférickou jamkou a náhrady toho istého kĺbu s kónickou jamkou. V oboch prípadoch implantátov sa jedná o typy náhrad s duálnou mobilitou. Centrum záujmu diplomovej práce je porovnanie prenosu síl z hlavice náhrady do kosti trapézium cez rôzny tvar jamky. Práca bola spracovaná za pomoci výpočtového softvéru ANSYS Workbench 19.3.

### **Kľúčové slová**

Rhizartróza, trapéziometakarpálny kĺb, hemisférická jamka, kónická jamka, totálna náhrada, ANSYS Workbench, kontakt, sieť

## **ABSTRACT**

This diploma thesis deals with the comparison of total replacement of a trapeziometacarpal joint with a hemispherical cup and replacement of the same joint with a conical cup. In both cases of implants, these are types of replacements with dual mobility. The focus of the diploma thesis is the comparison of the transfer of forces from the head of the prosthesis to the trapezium bone through the different shape of the cup. The work was processed using computer software ANSYS Workbench 19.3.

### **Key words**

Rhizarthrosis, trapeziometacarpal joint, hemispheric cup, conical cup, total replacement, ANSYS Workbench, contact, mesh

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA**

KUKUČKA, Ivan. *Srovnání hemisferické a kónické jamky u totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu*. Brno, 2020. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/125626>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Faakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. 68 s. Vedoucí práce doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.

## **PREHLÁSENIE**

Prehlasujem, že som diplomovú prácu na tému **Srovnání hemisferické a kónické jamky u totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu** vypracoval samostatne, pod odborným vedením vedúceho práce a s použitím odbornej literatúry a prameňov, uvedených v zozname, ktorý tvorí prílohu tejto práce.

.....  
Dátum

-----  
Meno a priezvisko

## **POĎAKOVANIE**

V prvom rade by som chcel poďakovať vedúcemu mojej diplomovej práce doc. Ing. Vladimírovi Fuisovi, Ph.D. za jeho ochotu viesť moju diplomovú prácu a pomoc pri celkovej tvorbe tejto práce.

Ďalej by som rád poďakoval MUDr. Ľubomírovi Trtíkovi za nápad na vznik tejto témy ako diplomovej práce, taktiež za jeho pomoc a postrehy pri riešení tejto práce a to nielen z medicínskeho hľadiska. Ďalej moja vďaka patrí pánovi Petrovi Poláchovi pani Kateřine Tvrzickej z firmy Beznoska s.r.o a cením si, že mi poskytli ich geometrické modely protéz a vedomosti na tvorbu tejto práce.

Nakoniec by som ešte rád poďakoval aj Ing. Richardovi Lamrichovi za jeho pomoc a rady pri používaní výpočtového softvéru.

## OBSAH

1. Úvod.....	10
2. Popis problémovej situácie .....	11
3. Formulácia problému .....	11
4. Ciele práce.....	11
5. Systém podstatných veličín.....	11
5.1 Geometria a topológia (S1) .....	11
5.2 Podstatné väzby objektu na okolie (S2) .....	11
5.3 Aktivácia objektu (S3).....	11
5.4 Ovplyvňovanie objektu (S4) .....	12
5.5 Odborové vlastnosti (S5).....	12
5.6 Prejavy objektu (S6).....	12
5.7 Dôsledky prejavov (S7).....	12
6 Rešeršné štúdie.....	13
6.1 Trapéziometakarpálny (TMC) kĺb.....	13
6.2 Rhizartróza .....	13
6.3 Klinika a liečba rhizartrózy .....	14
6.3.1 Konzervatívny spôsob liečby.....	14
6.3.2 Chirurgický spôsob liečby .....	14
6.3.2.1 Artrodéza.....	14
6.3.2.2 Trapézektómia.....	15
6.3.2.3. Protézy a implantáty.....	15
6.5 Duálna mobilita .....	17
6.6 Beznoska .....	18
6.7 Zavedenie totálnej náhrady TMC kĺbu.....	19
7 Prvky riešenej sústavy.....	21
7.1 Kost'.....	21
7.2 Lamelárne kostné tkanivo .....	21
7.2.1 Špongiózne kostné tkanivo .....	21
7.2.2 Kompaktné (kortikálne) kostné tkanivo .....	21
7.3 Totálna náhrada trapéziometakarpálneho kĺbu.....	22
7.4 Väzy v okolí TMC kĺbu.....	22
8 Výber metódy riešenia a použitá výpočtová technika .....	24
9 Výpočtový model.....	25
9.1 Model geometrie implantátov: .....	25
9.2 Model geometrie kostí.....	27
9.3 Model vzájomných väzieb.....	29



9.4 Model materiálov .....	31
9.5 Kontakty.....	32
9.5.1 Numerické riešiče kontaktných úloh.....	32
9.5.1.1 Penaltová metóda ( <i>Pure Penalty</i> ).....	32
9.5.1.2 Rozšírená Lagrangeova metóda ( <i>Augmented Lagrange Method</i> ) .....	33
9.5.1.3 MPC metóda ( <i>multipoint constraint</i> ).....	33
9.5.1.4 <i>Normal Lagrange</i> metóda.....	33
9.5.2 Typy kontaktov .....	33
9.5.2.1 <i>Bonded</i> .....	33
9.5.2.2 <i>No sepparation</i> .....	33
9.5.2.3 <i>Frictional, frictionless</i> .....	34
9.5.2.4 <i>Rough</i> .....	34
9.5.3 Nastavenie kontaktov .....	34
9.5.4 Ďalšie lokálne nastavenia kontaktov .....	36
9.6 Diskretizácia modelu .....	38
9.6.1 Metódy sieťovania pre 3D telesá .....	38
9.6.1.1 Automatic .....	38
9.6.1.2 Patch conforming method.....	38
9.6.1.3 Patch independant method.....	38
9.6.1.4 Hex dominant .....	38
9.6.2 Nastavenie diskretizácie modelu .....	38
9.7 Model väzieb objektu s okolím a aktivácia modelu.....	41
9.8 Nastavenie riešiča .....	42
10 Konvergencia v konečno prvkovej analýze.....	44
10.1 Ako začať riešiť problém s divergovaním.....	44
10.2 Divergencia výpočtu z dôvodu výskytu nelinearit v modely .....	45
10.3 Ako opraviť problém s konvergenciou, ak súvisí s kontaktami .....	45
10.4 Dôvody častých chýb v konvergencií .....	45
11 Prezentácia výsledkov .....	47
11.1 Porovnanie deformačných posuvov .....	47
11.2 Porovnanie prenosu síl .....	48
11.3 Porovnanie redukovaných pretvorení $\epsilon_{HMH}$ .....	49
11.4 Porovnanie kontaktných tlakov .....	53
12 Záver .....	59
ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV .....	59
ZOZNAM OBRÁZKOV.....	65
ZOZNAM TABULIEK.....	67

## 1. Úvod

Na úvod má význam spomenúť, že na Ústave mechaniky telies, mechatroniky a biomechaniky na Fakulte strojného inžinierstva Vysokého učenia technického v Brne vzniklo už niekoľko prác, ktoré sa zaoberali náhradami trapéziometakarpálneho kĺbu. Je to dôkaz toho, že sa jedná o zaujímavú, komplexnú a predovšetkým dôležitú tému v oblasti biomechaniky. Dôležitú, lebo veľké množstvo populácie skôr či neskôr vo svojom živote má problémy s pohybom palca v tomto kĺbe alebo zažíva v ňom bolesti. Disfunkcia a obmedzená pohyblivosť tohto kĺbu môžu človeku spôsobiť značné neprijemnosti v živote.

Palec vzhľadom na jeho polohu voči ostatným prstom má dominantné postavenie na ruke a v spolupráci s ďalšími prstami umožňuje človeku vykonávať rôzne úchopy predmetov, jemnú motoriku a iné pohyby charakteristické pre primáty. Okrem iných aj trapéziometakarpálny (TMC) kĺb sa pričinuje o pohyb palca na ruke a vytvára tak jedno z najdôležitejších kĺbových spojení ruky. Kĺb sa skladá z prvej metakarpálnej kosti a z kosti trapéziu. Tento kĺb môže byť postihnutý ochorením respektíve artrózou, ktorá sa nazýva rhizartróza. Jedná sa o druhú najbežnejšie sa vyskytujúcu artrózu ruky a toto ochorenie prevláda hlavne medzi ženami strednej vekovej kategórie a u žien po menopauze. Toto bolestivé ochorenie limituje rozsah pohybu a silu palca. [1] V súčasnosti jednou z preferovaných ciest ako kĺbu prinavrátiť správnu funkciu pohyblivosti je vykonanie chirurgického zákroku s aplikáciou totálnej náhrady kĺbu. Táto diplomová práca sa zaoberá porovnaním totálnych náhrad využívaných na liečbu vyššie spomenutého ochorenia. Pozornosť diplomovej práce sa orientuje predovšetkým na zistenie silového prenosu z hlavice protézy do kosti, v ktorej je uložená plášťová časť protézy.

## 2. Popis problémovej situácie

Rhizartróza je ochorenie trapéziometakarpálneho kĺbu ruky postihujúce množstvo prevažne starých ľudí. Existuje niekoľko možností liečby. Jednou z nich je aj chirurgický zákrok, pri ktorom sa nahradí choré trapéziometakarpálne skĺbenie totálnou náhradou. V Českej Republike sa najviac používa náhrada, ktorej plášť zasadá do jamky kosti trapézium, pričom táto jamka má hemisférický tvar. Vo svete sa však využíva aj kónický tvar jamky. Snahou tejto práce je porovnať tieto dva druhy jamiek u totálnej náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu a určiť, ktorý tvar jamky je pre pacienta vyhovujúcejší.

## 3. Formulácia problému

Na základe popisu problémovej situácie sa problém definuje nasledovne:

Porovnanie prenosu síl z hlavice endoprotézy do kosti u jamky s hemisférickým tvarom a u jamky s kónickým tvarom v trapéziometakarpálnom kĺbe.

## 4. Ciele práce

1. Rešerš týkajúca sa náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu.
2. Tvorba výpočtového modelu totálnej náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu s hemisférickou jamkou.
3. Tvorba výpočtového modelu totálnej náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu s kónickou jamkou.
4. Porovnanie prenosu síl z hlavice do kosti cez rôzny tvar jamky.

## 5. Systém podstatných veličín

### 5.1 Geometria a topológia (S1)

Geometria a topológia objektu záujmu riešenia je tvorená implantátom a kosťami ruky, ktoré majú dôležitú funkciu v oblasti trapéziometakarpálneho kĺbu. Firma Beznoska s.r.o poskytla modely geometrie implantátov patriacich do výrobného portfólia firmy. Model geometrie kostí ruky bol prevzatý z voľne dostupných zdrojov na internete.

### 5.2 Podstatné väzby objektu na okolie (S2)

Väzby v trapéziometakarpálnom kĺbe sú u človeka realizované pomocou väzov, šliach, ale i svalov. V prípade tejto práce pozostávajú väzby okolia hlavne zo zamedzenia posuvu kosti trapézium. Počas výkonu operácie dochádza k resekcii väzov a tým aj k strate ich pôvodnej funkcie. Vplyv väzov a šliach by sa tak mohol zanedbať, avšak pre potreby tejto úlohy bolo potrebné niektoré väzy rekonštruovať. Vzájomné interakcie implantátu a kostí medzi sebou sú vyhotovené pomocou kontaktov.

### 5.3 Aktivácia objektu (S3)

Aktivácia objektu je realizovaná formou vonkajšieho deformačného pôsobenia na vrchnú časť metakarpálnej kosti palca v rôznych smeroch.

#### 5.4 Ovpływňovanie objektu (S4)

Hlavnú úlohu v ovplyvnení objektu hrá tvar jamky, v ktorej je uložený plášť, vložka a hlavica implantátu. Ďalší faktor ovplyvňujúci objekt je aj tvar krčku v náhrade a teda či sa jedná o priamy krčok alebo valgózny. Ďalej sú podstatné aj veľkosť a smer zaťaženia či voľba koeficientu šmykového trenia materiálu, z ktorého sú vyrobené telesá objavujúce sa v kontaktných pároch.

#### 5.5 Odborové vlastnosti (S5)

Medzi podstatné vlastnosti prvkov štruktúry objektu v prípade tejto práce určite patrí tvorba geometrie implantátu, pretože motiváciou pre vznik tejto práce je zistiť rozdiel medzi hemisférickým a kónickým tvarom jamky. Podstatné je aj uloženie plášťa implantátu v kosti voči uloženiu drieku v protihľahlej kosti. V prípade, že tieto dva komponenty nie sú uložené paralelne voči sebe, môže nastať pod vplyvom vonkajších síl vytlačenie plášťa von z kosti. Modely materiálov všetkých prvkov boli použité lineárne, homogénne a izotropné, ktorých chovanie je možné popísať modulom pružnosti v ťahu a Poissonovým číslom.

#### 5.6 Prejavy objektu (S6)

Reakcie objektu na aktiváciu sú popísané tenzormi napätosti a deformácie, ktoré sa prejavujú pohybom objektu a prenosom síl cez objekt.

#### 5.7 Dôsledky prejavov (S7)

Dôsledky prejavov možno vypozerovať v oblasti kontaktných tlakov alebo pomocou prenosu síl v kontaktoch.

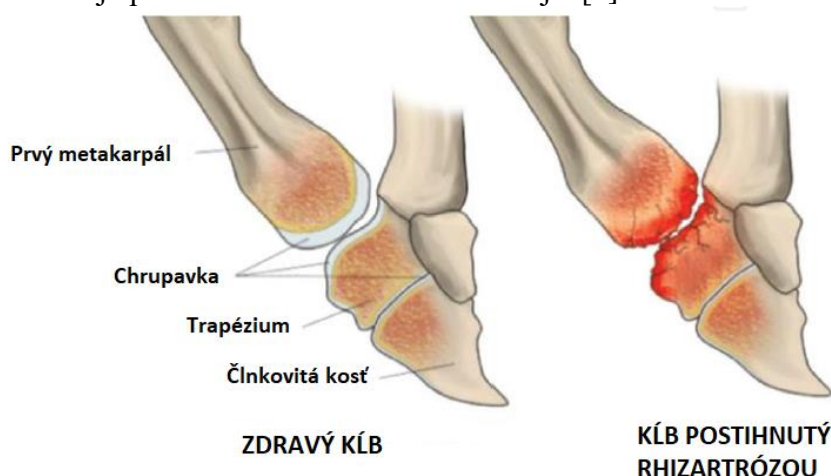
## 6 Rešeršné štúdie

### 6.1 Trapéziometakarpálny (TMC) kĺb

Tento kĺb sa nachádza medzi kosťou trapézium (T) a kosťou prvý metakarpál (1M). TMC kĺb je koreňový bikonkávno-konvexný sedlový kĺb, ktorého tvar umožňuje viacrovinný pohyb v zmysle flexia-extenzie, abdukcie-addukcie a axiálna rotácia. Vďaka takto voľnému pohybu je napríklad umožnená opozícia palca voči prstom. [2] Plocha bázy kosti 1M je väčšia než plocha kĺbu na kosti T a celkový nesúlad kĺbových plôch umožňuje palcu v tomto kĺbe veľký rozsah pohybu. [3] Takáto anatomická konštitúcia TMC kĺbu teda umožňuje značný rozsah hybnosti, čo je príčinou veľkého fyziologického zaťaženia koreňového kĺbu a tým častejšieho a skoršieho rozvoja artrózy.

### 6.2 Rhizartróza

Artróza prvého karpometakarpálneho (anatomicky trapéziometakarpálneho) kĺbu alebo rhizartróza je druhou najčastejšou lokalizáciou artrózy na ruke po artróze distálnych interfalangeálnych kĺbov. Veľmi často ide o idiopatickú formu ochorenia postihujúcu predovšetkým ženy po menopauze. Zhruba tretina žien vo veku 55 rokov a viac je teda zasiahnutá rhizartrózou. Formy postraumatické a reumatické sa vyskytujú podstatne menej. [4] Prevalu tohto ochorenia u žien možno pripísať rôznym faktorom: sedlový kĺb je menší a pľtší, väzy majú zvýšenú laxitu alebo dôvodom môže byť aj dedičný faktor. Tieto faktory napokon vedú k väčšiemu kontaktnému tlaku v kĺbe. [5] Toto bolestivé ochorenie tak limituje rozsah pohybu a silu palca. Nemusí sa vyskytovať len na chrupavke trapéziometakarpálneho kĺbu, ale môže zasiahnuť aj celý chrupavkový povrch kosti trapézia. [1] Počiatočné poškodenie, začínajúce ako poškodenie chrupavky, sa postupne vyvíja v komplexné artrotické postihnutie s typickými anatomickými a rádiologickými známkami. Dochádza k rastu osteofytov, teda kostných výrastkov, hlavne na vonkajšej strane a postupom času aj na vnútornej strane v intermetakarpálnom priestore. V mnoho prípadoch rozvoja rhizartrózy sa narastaním vnútorného osteofytu na 1M znižuje kĺbový priestor, dochádza k sublúxácii (neúplnému vyklbeniu) 1M a sekundárne k porušeniu intermetakarpálneho väzu, ktorého stabilizačná rola je porušená a sublúxácia sa zväčšuje. [4]



Obrázok 1: Porovnanie zdravého TMC kĺbu a kĺbu postihnutého rhizartrózou [1]

### 6.3 Klinika a liečba rhizartrózy

Bolesť lokalizovaná do oblasti 1M hlavne pri pohybe a záťaži je počiatočným znamením ochorenia. Medzi ďalšie typické klinické prejavy patrí opuch, obmedzenie pohybu či strata sily palca. [4] V nasledujúcich riadkoch je popísané, akým spôsobom sa ochorenie lieči, respektíve ako sa dá obnoviť pohyblivosť palca a ako môže dôjsť k úľave od bolesti.

#### 6.3.1 Konzervatívny spôsob liečby

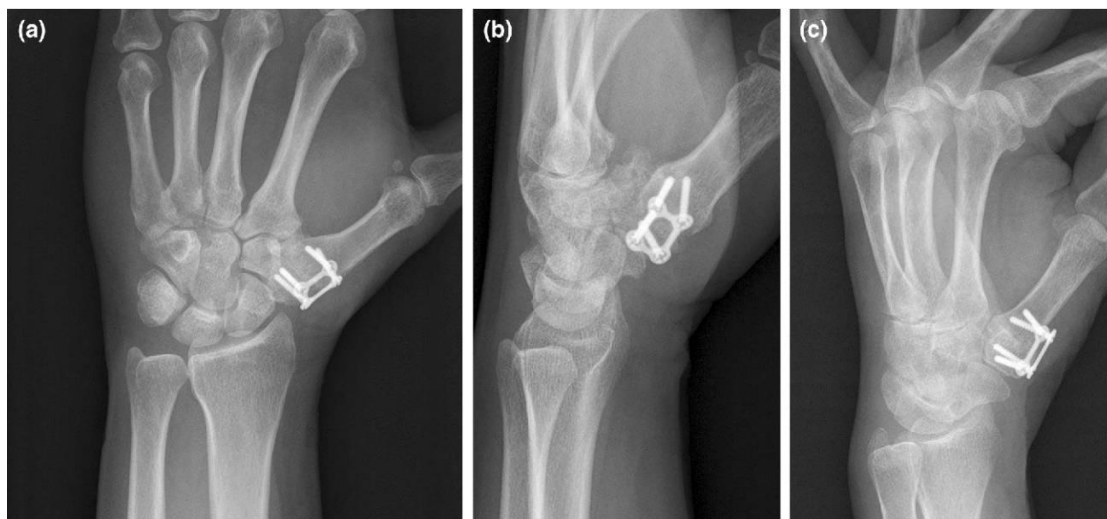
Základom konzervatívnej liečby, týkajúcej sa hlavne prvej fáze choroby, je zmena záťaže ruky, pracovných stereotypov alebo dokonca zamestnania. Liečba jednoducho vyžaduje, aby kĺb odpočíval čo najviac, no zároveň sa rehabilitoval. Ďalej je vhodné neustále precvičovanie prstov a ich prehrievanie napríklad použitím rukavíc v zime. Ku zmierneniu bolesti sú vhodné taktiež teplé obklady. Používajú sa aj dlahy a ortézy na odľahčenie a fixáciu postihnutého kĺbu. Do tohto štádia liečby môže patriť aj užívanie analgetík, nesteroidných protizápalových liekov či podávanie kortikoidov injekciou priamo do kĺbovej dutiny. Vo väčšine prípadov sa však touto liečbou len spomaľuje rozširovanie ochorenia a málokedy sa ho podarí zastaviť. [6] Neúčinnosť konzervatívnej terapie a pokročilé štádia ochorenia vedú k zváženiu chirurgickej intervencie. [2]

#### 6.3.2 Chirurgický spôsob liečby

Operačná liečba nasleduje ako alternatíva v pokročilých stavoch ochorenia. V minulosti sa v závislosti na rôznych štádiách ochorenia zvykli využívať určité chirurgické techniky. V prvom štádiu sa často používala iba väzivová rekonštrukcia či extenzívna osteotómia metakarpu. Až v ďalších štádiách mohlo dochádzať ku trapézektómii, artrodéze či k použitiu protéz. [5] Behom posledných rokov sa však liečba ustálila na troch základných vyššie spomenutých intervenčných výkonoch.

##### 6.3.2.1 Artrodéza

Artrodéza je chirurgická technika, ktorá sa v súčasnosti stále často používa. Zárok spočíva v odstránení chrupaviek kĺbu. Následne sa kosti 1M a T zafixujú pomocou Ki drôtu, šróbov alebo dlahy a neskôr zrastú dokopy. Ide avšak o zdanlivo nelogický výkon, pretože bráni opozícii palca a teda zaisťuje bezbolestnosť za cenu obmedzenia pohybu palca. Problém napríklad predstavuje dĺžka sadrovej fixácie trvajúca aj 3 mesiace. Je pritom potrebné aby okolité kĺby boli zdravé, pretože musia čiastočne kompenzovať pohyb TMC skĺbenia. V prípade poškodenia kostí dochádza k ich preťaženiu a bolestivosti. Táto technika má nezanedbateľné nevýhody, predovšetkým rukám chýba jemná motorika a ruka sa nedá položiť na stôl. [4] Ak však kosti držia pohromade, artrodéza zaisťuje obnovenie stability palca a uchopovacej sily, čím jednotlivcovi aspoň ponecháva možnosť vykonávať ťažkú prácu. [5]



Obrázok 2: RTG snímky vykonanej artrodézy za pomoci šróbov a platničky [7]

### 6.3.2.2 Trapézektómia

Chirurgická technika zvaná trapézektómia býva prostá alebo doplnená ligamentoplastikou. Tieto techniky sú v súčasnej dobe stále hojne používané a sú považované za zlatý štandard chirurgickej liečby rhizartrózy. V poslednej dobe má táto technika význam pri zlyhaní protéz. [4] Chirurgická technika spočíva v odstránení kosti trapézií a v ruke tak vzniká prázdny priestor. Trapézektómia síce prináša úľavu od bolesti, ale taktiež aj nedostatok sily v kĺbe počas pohybu. Tento spôsob liečenia nerešpektuje pôvodnú anatómiu kĺbu a modifikuje kinematiku TMC kĺbu. [1]

### 6.3.2.3 Protézy a implantáty

Čiastočné a totálne implantáty vytvárajú mobilný medzipriestor medzi kosťou a implantátom. Tento koncept liečby bol vynájdený Alfredom Swansonom už približne v 60. rokoch 20. storočia. Po úplných a čiastočných implantátoch existuje aj tretia dôležitá skupina a do nej patria trapéziometakarpálne protézy.

#### Čiastočné implantáty

Známe klasické čiastočné implantáty sú tie podľa Ashwortha-Blatta a Kesslerera a sú to disky vyrobené zo silikónu. V súčasnosti sa však často používajú náhrady, ktoré sú vyrobené z pyrokarbonu. Tento materiál má elasticke vlastnosti blízke vlastnostiam kortikálnej kosti a implantáty z neho vyrobené nahrádzajú bázu kosti prvého metakarpu. Medzi tieto náhrady patrí napríklad PyroDisk, NuGrip či Pyrocarbonový sedlový implantát. [8] [4]



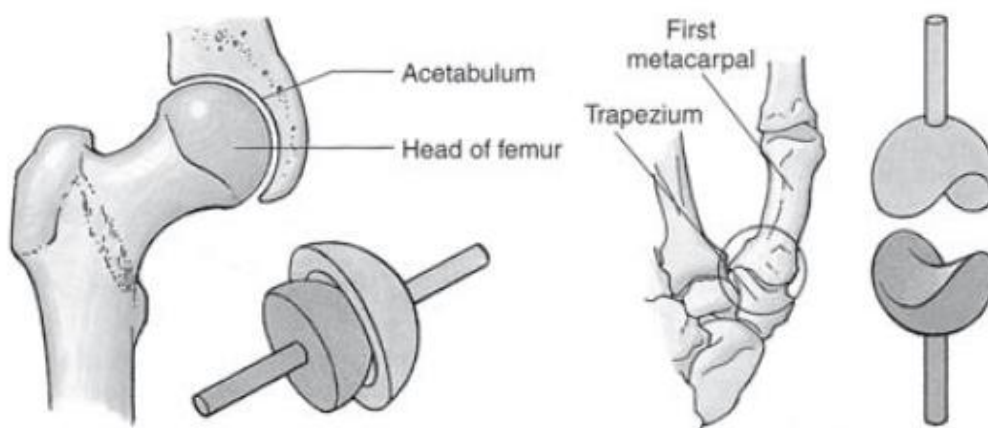
Obrázok 3: Príklady pyrokarbónových implantátov – NuGrip a PyroDisk [9], [10]

### Totálne implantáty

Medzi najznámejšie patrí silastikový implantát od Swansona. Neskôr bol silastikový implantát nahradený titánovým. Medzi výhody tohoto implantátu patrilo zachovanie výšky prvého stĺpca. Nevýhody však boli početnejšie a patrili medzi ne časté luxácie či dokonca zlomeniny drieku. [4]

### Totálne trapéziometakarpálne implantáty

Z názvu môže byť jasné, že tieto protézy pozostávajú z trapézialnej časti a metakarpálnej časti. V 70. rokoch boli prvýkrát predstavené vo Francúzsku a napriek tomu, že TMC kĺb je sedlového typu, protéza je charakteristická tzv. *ball and socket* dizajnom, ktorý sa napríklad využíva aj pri bedrovom kĺbe. Protézy sa vyznačujú dvomi stupňami voľnosti. Dôvody používania protéz sú, že zachovávajú kinematiku TMC kĺbu, dosahujú potrebnú mobilitu a dokážu prežiť dlhšie obdobie. Protézy majú navyše niekoľko ďalších výhod. Rešpektujú anatómiu a zachovávajú ligamentózne štruktúry v oblasti puzdra, pretože pri implantácii sa len minimálne resekuje kosť T a báza 1M.



Obrázok 4: Znáznornenie kĺbu typu ball-and-socket a sedlového kĺbu [11]

Prvé výsledky implantovania náhrad priniesli sklamanie. Vývoj protéz však napredoval ďalej a generácia necementovaných protéz, ako sú napríklad modely Elektra, Roseland, Maia, Ivory či Beznoska typ T, docielila zlepšenie výsledkov. Bolo to spôsobené tým, že v technickej rovine došlo ku kvalitatívnym zmenám na implantáte (povrchová úprava



materiálu, zlepšenie spôsobu kotvenia jamky) a paralelne s ňou došlo aj k vývoju chirurgickej techniky implantácie. [4]

Modely sa môžu líšiť tvarom jamky, ktorý je hemisférický, kónický, šróbovací alebo valcový. Primárna fixácia jamky sa môže uskutočniť metódou „*press-fit*“ či závitom. Fixácia jamky a drieku v kosti sa uskutočňuje biologickou integráciou hydroxyapatitu alebo vrastaním kosti do plazmového nástreku titánu. Niektoré protézy sú fixované aj cementom. Väčšina protéz má centrum rotácie v trapéziu, ale existuje aj možnosť inverzná (centrum rotácie je v báze kosti 1M).

Implantácia protéz so sebou však prináša aj komplikácie. Tie sa síce postupným vývojom protéz znižujú, no stále môžu nastať situácie ako napríklad vznik zlomeniny na trapéziu a 1M, uvoľnenie komponentov pri nevhodnom usadení v kosti či luxácia samotnej kosti 1M, opotrebovanie polyetylénu alebo alergia na kovy. V prípade neúspechu implantácie existujú spôsoby, ako zlyhanie možno vyriešiť. Vo väčšine prípadov sa vymení jamka alebo sa vykoná rekonštrukcia trapézia. Opätovné zlyhanie implantátu možno vyriešiť zmenou liečby, ktoré boli už vyššie spomenuté.[4]



Obrázok 5: Luxácia kosti 1M [1]



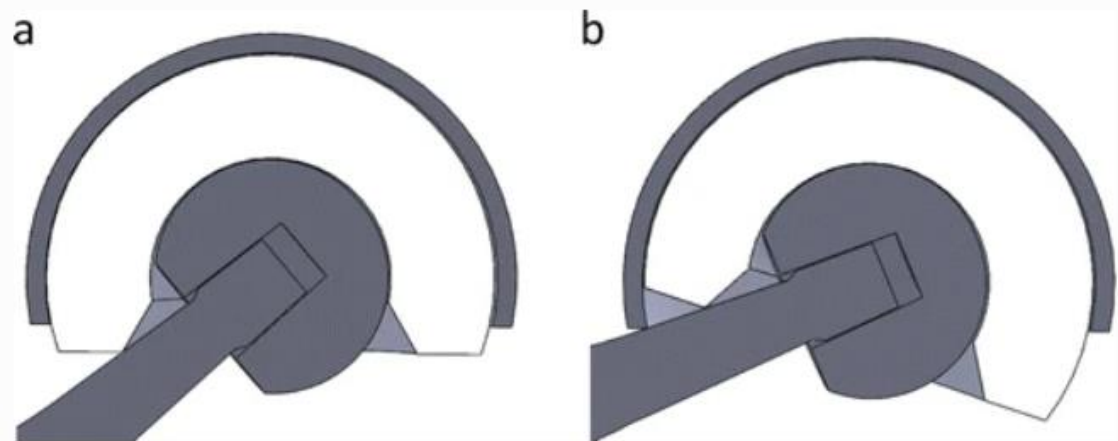
Obrázok 6: Uvoľnenie jamky z kosti trapézium [1]

V súčasnej dobe TMC protézy dosahujú podobné až lepšie výsledky v porovnaní s výsledkami trapézektómie, dokonca sú úspešnejšie v rámci zachovania kinematiky kĺbu, dĺžky rekonvalescencie, sily úchopu alebo rýchlosti dosiahnutia úľavy od bolesti. [1] Je to však aj ekonomicky náročnejší spôsob liečby ako trapézektómia či artrodéza.

## 6.5 Duálna mobilita

Jedným z riešení ako predísť vyššie spomenutým komplikáciám je aj použitie protézy s duálnou mobilitou v oblasti jamky. S vývojom tohto typu protéz prišla firma Kerimedical a ich model protézy sa nazýva *Touch*. [39] Jamky s duálnou mobilitou poskytujú zvýšený rozsah pohybu a môžu znižovať riziko dislokácie. [12] Pohyb hlavne nastáva medzi hlavnicou krčka a polyetylénovou vložkou, pri extrémnych natočeniach sa však pohybuje aj vložka vo vnútri plášťa. [12] Používanie tohto typu protézy naberá na popularite nielen kvôli väčšiemu

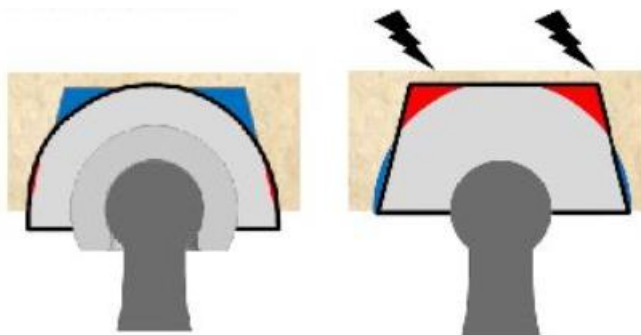
rozsahu pohybu či znižovaniu nestability kĺbu, ale aj kvôli znižovaniu napätia medzi jamkou a kosťou. Strihové napätia na rozhraní kosti a plášťa podieľajúce sa na uvoľňovaní jamky z kosti sú tak nižšie, ako by to bolo v prípade používania nepohyblivej vložky v jamke. Ďalšou výhodou tohoto typu protézy je aj menšie opotrebovanie vložky. [13]



Obrázok 7: Duálna mobilita [13]

Na obrázku vyššie je znázornené ako funguje pohyb v spomínanej jamke. Najprv nastáva rotácia hlavice vo vložke a po dosiahnutí jej maximálneho natočenia, hlavica zatlačí na vložku a vyvolá jej rotáciu vo vnútri plášťa. Predošlá generácia náhrad mala od výroby pevnú vložku s plášťom, a tak bol hlavici dovolený menší rozsah rotácie v jamke.

Spomínaná firma Kerimedical vyrába oba tvary jamiek, ktoré sú v tejto práci porovnávané. V jednej zo svojich publikácií však mierne uprednostňuje používanie hemisférického tvaru jamky. Odôvodňuje to tým, že počas záťaže na protézu s kónickou jamkou vznikajú na hranách jamky koncentrátoři napätia a zároveň po resekcii kosti trapéziom je vyrezaného viac kostného tkaniva ako by to bolo v prípade hemisférickej jamky. [38]



Obrázok 8: Porovnanie usadenia hemisférickej a kónickej jamky v kosti

## 6.6 Beznoska

Firma BEZNOSKA, s.r.o. je český rodinný podnik zaoberajúci sa výrobou implantátov, nástrojov a operačných pomôcok určených pre potreby ortopédie a traumatológie [14]. Pre tvorbu tejto diplomovej práce firma poskytla CAD modely komponentov, z ktorých sa skladajú protézy použité vo výpočtových modeloch.

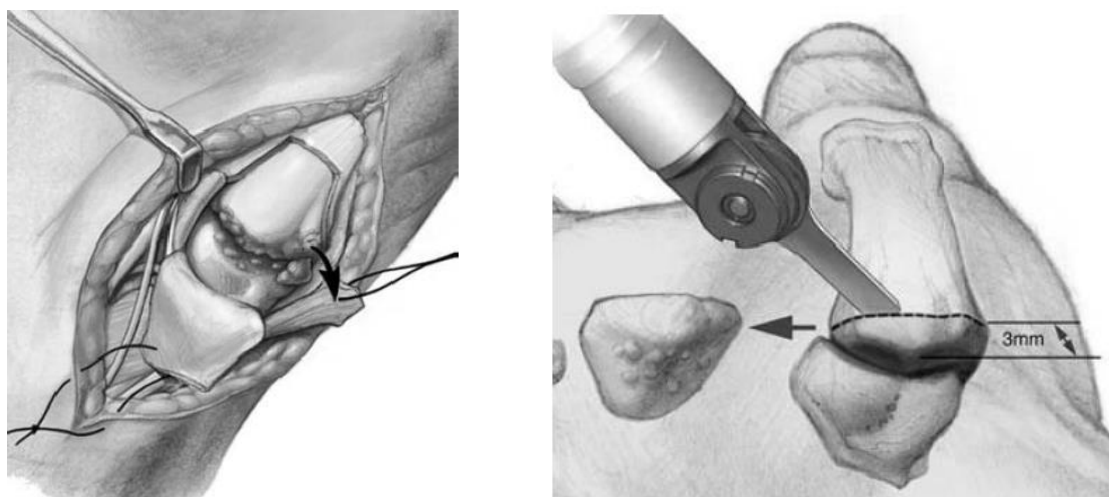


Obrázok 9: Protézy TMC kĺbu [15]

### 6.7 Zavedenie totálnej náhrady TMC kĺbu

V tomto odstavci je popísaný ideálny a zjednodušený postup nahradenia TMC kĺbu za protézu. Tento postup rozhodne neslúži ako manuál pre lekára, keďže sú vynechané niektoré dôležité kroky z medicínskeho hľadiska, ale slúži skôr ako ukážka pre čitateľov.

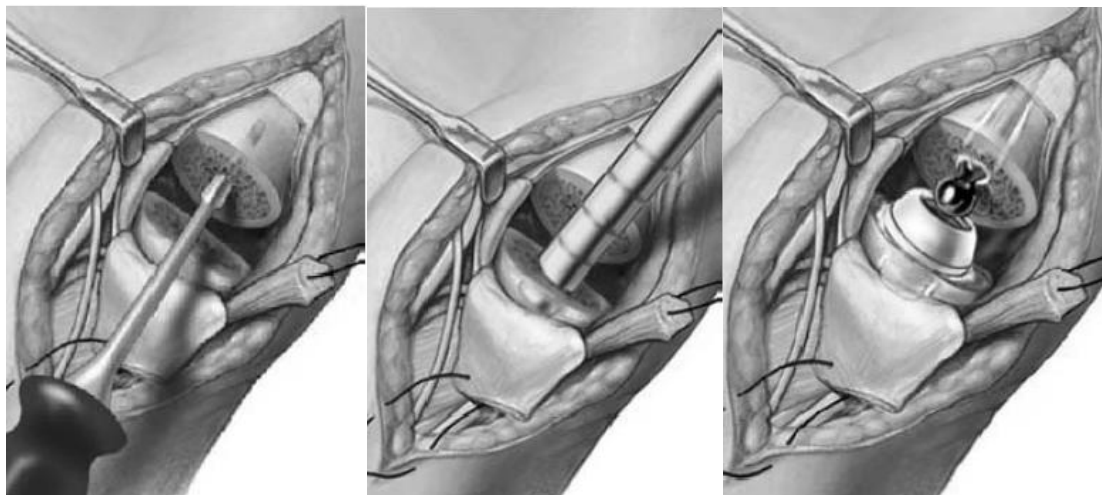
Štandardný operačný postup doporučuje začať s resekciou metakarpu. Najprv sa obnaží báza prvého metakarpu, potom sa báza luxuje a na miesto sa následne zavádza resekčný blok. Po nastavení úrovne resekcie sa resekčný blok zafixuje a pomocou oscilačnej pílkou dochádza k resekcii bázy. Vždy je snahou doktorov, aby bola veľkosť resekcie čo najmenšia [15].



Obrázok 10: Ilustrácie prvých krokov operačného postupu [17]

V druhom kroku sa pripraví lôžko pre zavedenie drieku do kosti 1M. Ak je dreňová dutina správne pripravená, je horná plocha zavedeného skúšobného drieku zároveň s rovinou resekcie. V treťom kroku sa čo najmenej resekujú trapézium tak, aby boli odstránené len zvyšky chrupavky a sklerotické kosti nezaistujúce kvalitnú oporu pre jamku. Rovina resekcie na trapézium by mala byť paralelná s základňou 1M. Ďalej sa na resekovanej ploche centruje šablóna s vodiacim puzdrom a do trapézia sa cez otvor v šablóne zavádza drôt. Tieto úkony slúžia na to, aby mala jamka v trapézium správnu polohu. V ďalšom kroku nastáva frézovanie

lôžka pre jamku. Po dokončení lôžka v 1M aj T sa môže vyskúšať postavenie komponent a funkcia kĺbu. Skúša sa stabilita hlavice a do určitej miery aj rozsah pohybu v kĺbe. Podľa výsledku sa môže meniť dĺžka krčku, ale aj sklon osi krčku. Ak stabilita a funkcia kĺbu pri skúšobnom sklbení vyhovuje, môže sa pristúpiť k poslednému kroku operácie a tým je zavedenie definitívnych implantátov [15].



Obrázok 11: Grafické znázornenie ďalších krokov v postupe nahradzovania kĺbu [17]

## 7 Prvky riešenej sústavy

### 7.1 Kost'

Kostné tkanivo predstavuje typ spojivového tkaniva, ktoré sa od väziva a chrupavky odlišuje najmä svojou tvrdosťou a pevnosťou. Kost' tvoria kostné bunky a mineralizovaná medzibunková hmota, ktorej hlavnými zložkami sú hydroxyapatitové kryštáliky, dodávajúce kosti tvrdosť a pevnosť a kolagénne fibrily, zabezpečujúce pružnosť kosti. Kombináciou vlastností oboch, anorganickej i organickej zložky kosti, vznikajú priaznivé mechanické vlastnosti, vďaka ktorým kost' tvorí tvrdé, veľmi odolné, ale zároveň tiež pružné podporné tkanivo. [18]

### 7.2 Lamelárne kostné tkanivo

Vláknitá kost' ranného vývojového štádia je zvyčajne nahradená viac organizovaným tkanivom, nazývaným lamelárne kostné tkanivo. Kolagénne vlákna sú pravidelne usporiadané v lamelách relatívne rovnomernej hrúbky (3-8  $\mu\text{m}$ ). V rovnakej lamele prebiehajú kolagénne vlákna paralelne a sú za svojho priebehu stmelené interfibrilárnou hmotou. Lamely sa ďalej buď radia k sebe a vytvárajú rôzne silné trámce alebo rôzne zložené systémy lamiel. [18],[19]

#### 7.2.1 Špongiózne kostné tkanivo

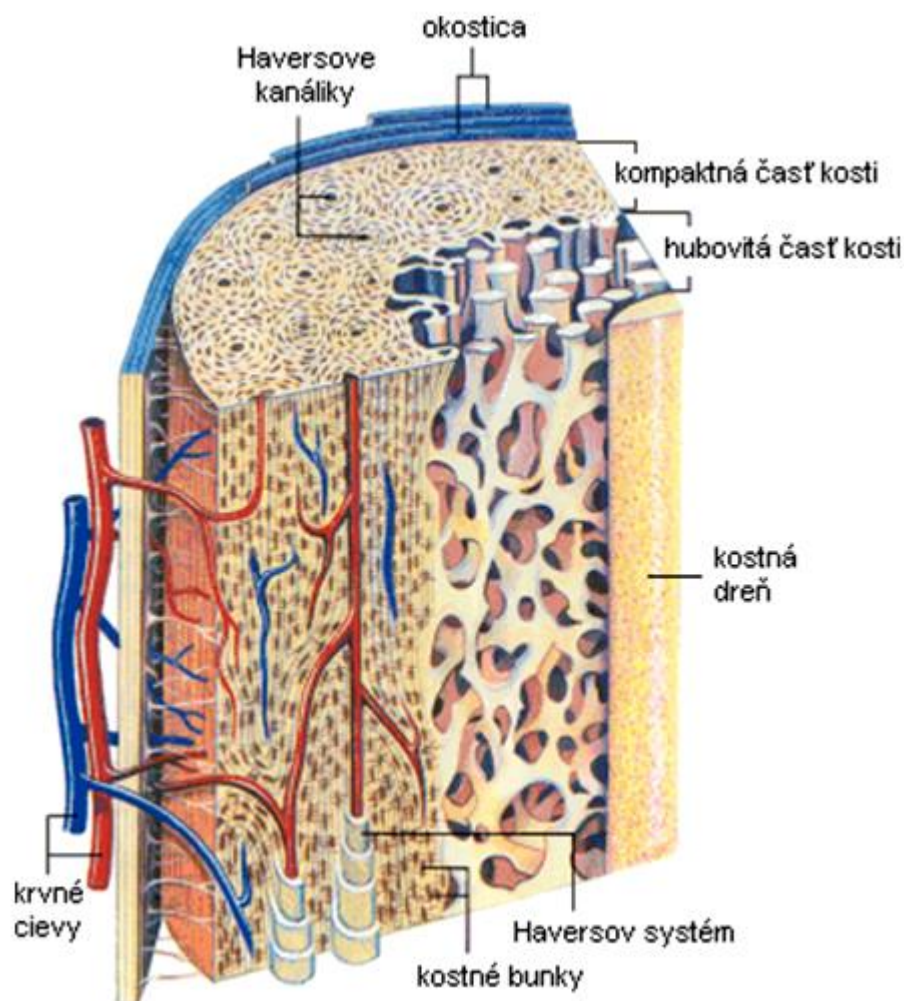
Špongiózne kostné tkanivo je zložené z trámecov a platničiek, ktorých priestorové usporiadanie je výsledkom pôsobenia rôznych mechanických síl na kost'. Smer priebehu a usporiadania kostných trabekúl odpovedá dráham spájajúcich miesta najväčšieho zaťaženia kosti. Každá kost' má charakteristickú a typickú architektoniku svojej špongiózy, teda usporiadanie priebehu trabekúl [20]. Špongiózne kostné tkanivo je porézne, dutinky medzi trámcami sú prepojené a vyplnené kostnou dreňou. [20],[21]

Špongióza sa v lamelárnej kosti nachádza tam, kde nie je vytvorená súvislá a jednotná dreňová dutina a pod plášťovou kortikálnou vrstvou. V dospelosti tvorí primárne konce dlhých kostí, ďalej vyplňa napr. telá stavcov, relatívne ploché kosti panvy či kosti krátkeho typu. [18],[20],[19] Preto aj malé zápästné kosti sú tvorené špongióznym tkanivom, ktorý je obklopený kortikálnou vrstvou a tieto časti kosti sú navzájom prepojené mnohými artikulačnými plochami. Toto prepojenie umožňuje väčšiu pohyblivosť a menšiu hmotnosť, pričom kost' ne stráca svoju pevnosť. [22]

#### 7.2.2 Kompaktné (kortikálne) kostné tkanivo

Je najpevnejšia zložka kostného tkaniva. Jedná sa o hrubý vonkajší povrch, ktorý sa nachádza priamo pod okosticou. Kortikálna vrstva zahŕňa približne 80% váhy ľudskej kostry. Funkciou kompaktného kostného tkaniva je podpora a ochrana voči napätiam vyvolaných pohybom a záťažou spôsobenou hmotnosťou [22]. Lamely v kompaktnom kostnom tkanive majú charakteristickú organizáciu tvorenú *Haversovým systémom* a vonkajšími a vnútornými plášťovými lamelami. [23] Princíp stavby Haversovho systému (*osteónu*) spočíva v tesnom priestorovom vzťahu medzi kostnými lamelami a cievami. Osteón predstavuje komplex kostných lamiel, koncentricky usporiadaných okolo Haversovho kanáliku. Ten je vystlaný endostom a obsahuje krvné a lymfatické cievy, nervové vlákna a riedke väzivo. [21] V priestoroch medzi lamelami a občas aj vnútri jednotlivých lamiel sa nachádzajú lakuny s osteocytmi. Ich bohato vetvené výbežky radiálne pretínajú steny

prilahlých lamiel. [23] Každý osteón je vytváraný postupným ukladaním lamiel smerom od periférie, takže lamela vytvorená najneskôr, je umiestnená najbližšie k Haversovmu kanáliku. [23],[21]



Obrázok 12: Prierez kosťou [24]

### 7.3 Totálna náhrada trapéziometakarpálneho kĺbu

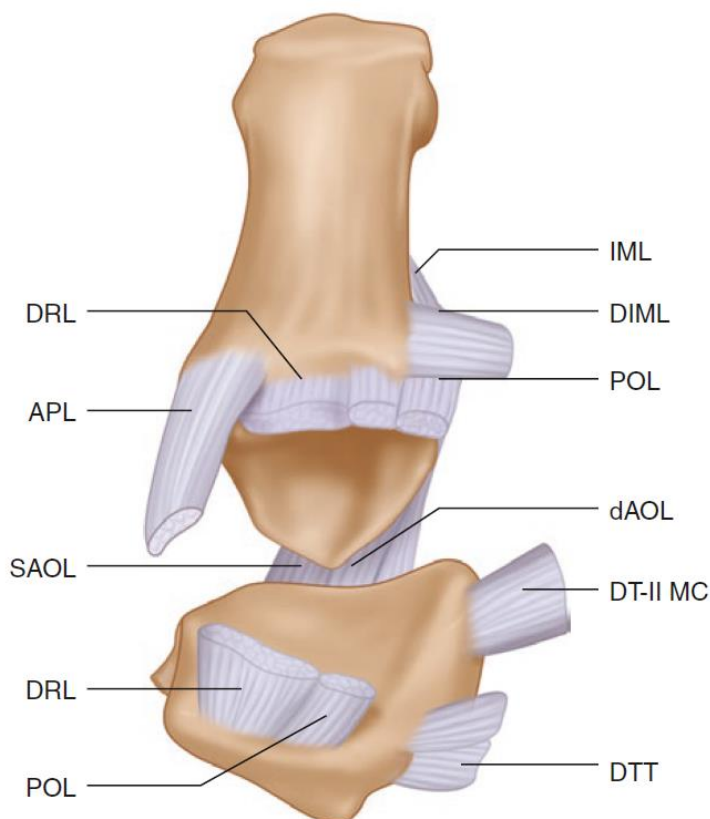
Totálna náhrada TMC kĺbu pozostáva z trapéziálnej a metakarpálnej časti náhrady. Konkrétnejšie je protéza zložená z drieku, krčku, vložky a plášťa. V práci sa vyskytujú 2 typy náhrad a rozdiel medzi nimi spočíva len v tvare plášťa resp. jamky protézy. Podrobnejšie sa bude pojednávať o týchto náhradách v kapitole 9.1, ktorá sa venuje modelu geometrie implantátov.

### 7.4 Väzy v okolí TMC kĺbu

Medzi podstatné prvky riešenej sústavy z hľadiska stabilizácie palcového stĺpca patria väzy v okolí TMC kĺbu. Tie okrem iného spevňujú samotné kĺbové puzdro a ovplyvňujú aj pohyby v kĺbe [25]. Z biologického hľadiska možno väz popísať ako tuhý pevný pruh bieleho väzivového tkaniva. Väz je súčasťou kĺbov, kde spojuje jednotlivé kosti a bráni ich nadmernému rozvoľňovaniu. Väzy sa obecné vyznačujú vysokým ťahovým napätím vďaka prítomnosti kolagénu. Nielen u väzov ale aj u šliach existuje odolnosť voči ťahovému napätiu avšak nie voči tlakovému napätiu. Dôležité zastúpenie vo väzoch má aj elastín, ktorý

zabezpečuje elasticitu, ktorá je u väzov dôležitejšia než u šliach [11].

V prípade TMC kĺbu sa stabilizačnej úlohy zhostuje dokopy 16 väzov. Medzi najvýznamnejšie väzy, ktoré priamo vytvárajú stabilitu kĺbu, patria: *dorsoradial ligament* (DRL), *posterior oblique ligament* (POL), *superficial anterior oblique ligament* (SAOL), *deep anterior oblique ligament* (dAOL), *ulnar collateral ligament* (UCL), *dorsal intermetacarpal ligament* (DIML) a *volar intermetacarpal ligament* (VIML). Okrem vypísaných väzov patrí medzi dôležité stabilizačné prvky aj jedna šľacha s názvom *abduktor pollicis longus* (APL) [3].



Obrázok 13: Väzy v okolí TMC kĺbu [3]

Neskôr vo výpočtovom modeli došlo k výberu a použitiu len niektorých podstatných väzov z hľadiska stabilizácie palca. V realite totiž dochádza počas operácie k resekcii niektorých väzov a po plnej rekonvalescencii sa tuhostné vlastnosti daných väzov menia a doposiaľ žiadna štúdia nezistovala a ani neodmerala tuhosti obnovených väzov. V podstate v okolí TMC kĺbu dôjde k vzrastaniu jednotlivých väzov do spoločného jednotného silent bloku. Aby však v tejto práci bol palec jednoznačne priestorovo vymedzený, bolo treba zahrnúť väzy do úlohy a ideálne tak, aby bola splnená stabilizácia palca. Platí totiž, že v závislosti na vykonanom operačnom prístupe dochádza k zachovaniu istých väzov. V konkrétnom prípade predného prístupu sa neporušujú dorzálne ligamentá a tak naďalej plnia funkciu dôležitých stabilizátorov kĺbu. [26] Pre dosiahnutie výsledku však nestačilo použiť len dorzálne väzy. Preto boli domodelované aj zvyšné najvýznamnejšie väzy v okolí TMC kĺbu, ktoré boli vyššie spomenuté.

## 8 Výber metódy riešenia a použitá výpočtová technika

Každý riešiteľ praktickej školskej práce sa musí rozhodnúť, akú metódu riešenia zvolí na základe formulovaného problému tak, aby výsledky práce boli čo najvierohodnejšie. Analytickú metódu je možné vylúčiť hneď na začiatku, pretože sa jedná o úlohu biomechaniky, v ktorej sa vyskytuje množstvo geometrických či kontaktných nelinearit. Úlohu tak nie je možné zjednodušiť na takú úroveň, aby mohla byť aplikovaná analytická metóda. Experimentálna metóda taktiež nevyhovuje z niekoľkých dôvodov: autor práce nemá prostriedky, kvalifikáciu a ani oprávnenie na to, aby nejakým spôsobom zasahoval do života ľudí s TMC protézami a v mieste výskytu protézy u pacienta vykonával rôzne merania. Navyše na experiment by boli potrební najmenej dvaja ľudia, každý s iným typom jamky, čo by bol teoreticky tiež problém, keďže by sa pravdepodobne nikde v geografickej blízkosti nenašiel pacient s kónickým tvarom jamky. Dá sa predpokladať, že by bol takýto experiment aj finančne nákladný atď..

Vzhľadom na vyššie spomenuté dôvody sa zdá použitie numerickej metódy ako najlepší spôsob riešenia problému v tejto diplomovej práci. Za pomoci softvéra, ktorý pracuje na princípe metódy konečných prvkov (MKP), sa pri jeho správnom používaní dá dopracovať k rozumným výsledkom. Na ústave mechaniky telies, mechatroniky a biomechaniky sa už dlhšie kladie dôraz na štúdium a následné používanie tejto metódy. Existuje niekoľko výpočtových softvérov, ktoré využívajú MKP. V škole sa konkrétne vyučuje v programe ANSYS a tak bolo pre autora práce celkom logické, že sa taktiež rozhodol pre používanie tohoto softvéra. Verzia softvéru ANSYS Workbench má používateľsky priateľnejšie rozhranie ako tzv. „klasická“ verzia ANSYSU a pre prácu so zložitou geometriou je jednoduchšie používať verziu Workbench. Síce má vyššie nároky na hardvér ako klasická verzia ANSYSU, avšak v súčasnosti to na základe dostupnej školskej techniky už nepredstavuje problém.

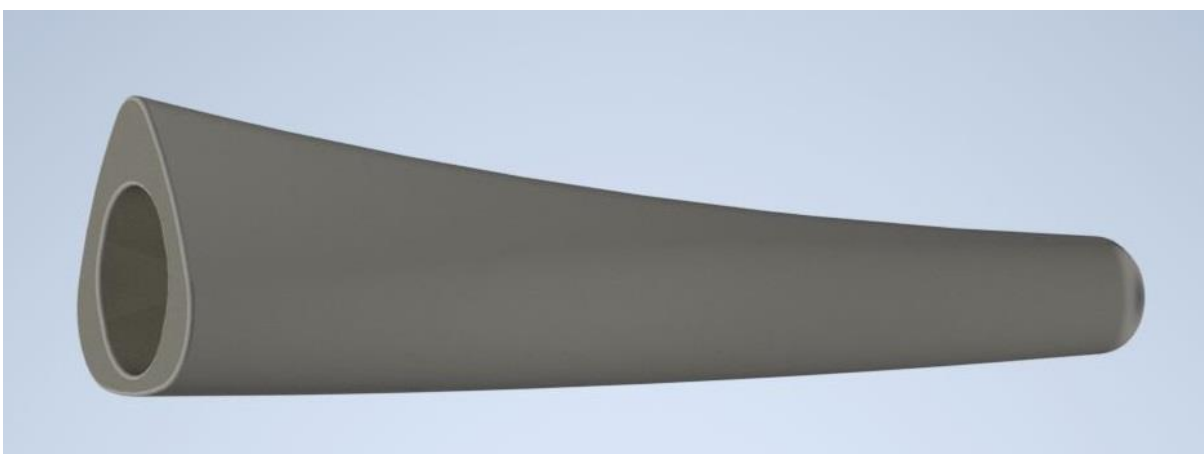


## 9 Výpočtový model

### 9.1 Model geometrie implantátov:

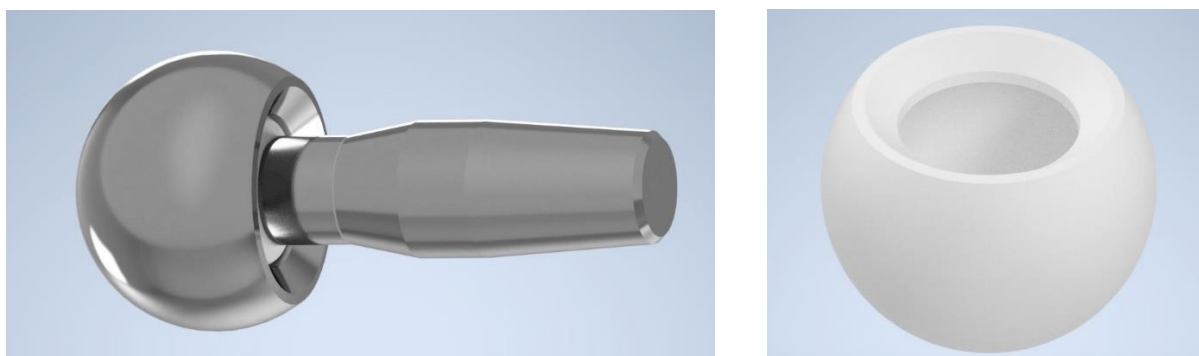
Firma BEZNOSKA s.r.o. prejavila veľkú ochotu a pomoc pri tvorbe tejto práce čoho dôsledkom bolo, že mi poskytli CAD modely protéz pre obe porovnávané situácie a taktiež sa podelili o ďalšie dôležité informácie súvisiace s vlastnosťami implantátov. CAD modely jednotlivých komponentov mi boli doručené vo formáte STEP. Medzi tieto súčiastky patria: driek, krčok, polyetylénová vložka do jamky a plášť hemisférického aj kónického typu. Jedná sa o protézy typu duálnej mobility a pre sústavu driek – krčok – vložka sú oba typy plášťov kompatibilné so sústavou. Väčšina údajov o materiáloch či podstatných rozmeroch jednotlivých komponentov bola získaná z voľne dostupného katalógu implantátov, zvyšné údaje (hlavne tie o plášťoch a vložke) boli sprostredkované firmou BEZNOSKA s.r.o v komunikácii s autorom tejto práce. Základné informácie o jednotlivých súčiastok sú nasledovné:

Driek použitý v tejto práci má dĺžku 26 mm a v najširšom mieste je jeho šírka 7 mm.



Obrázok 14: Driek

Podstatný rozmer uvádzaný u krčku je jeho vzdialenosť od konca tela krčku po stred hlavice krčku. Pri tvorení výpočtového modelu bola použitá „S-ková“ vzdialenosť krčku, teda najmenšia, a jedná sa o 12mm. Priemer hlavice je 5 mm. Vložka je súčasťou krčku už z výroby, jej vnútorný priemer je tiež 5 mm, vonkajší priemer vložky je 9 mm.



Obrázok 15: Krčok a vložka

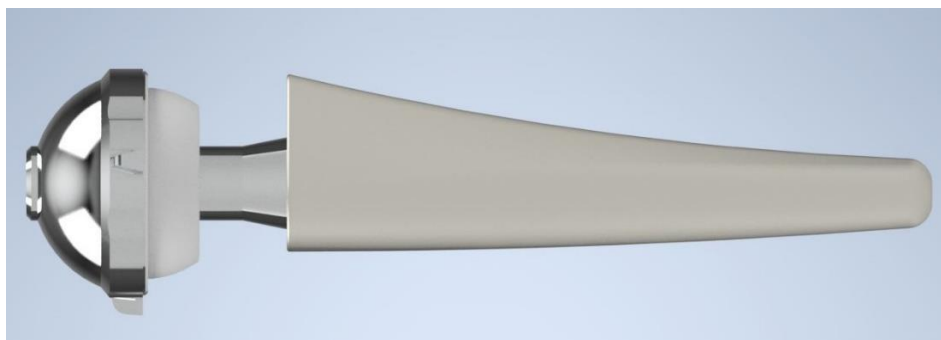
Oba typy plášťov majú vnútorný priemer 9 mm, aby opäť nastala kompatibilita medzi vložkou a plášťom.



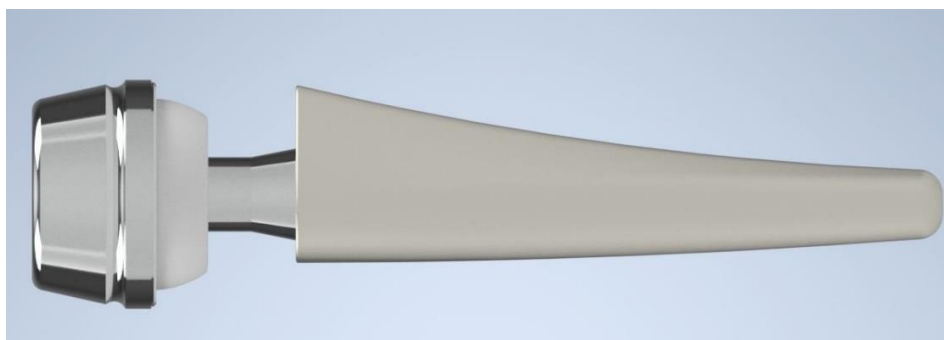
Obrázok 16: : Kónický plášť a hemisférický plášť

Takto zvolená konfigurácia komponentov je celkom bežná, avšak dĺžka drieku, ktorú pán doktor Trtík v operáciách zvykne aplikovať, je o 1 či 2 mm kratšia. V 95% prípadoch sa tak používa 27 mm či 29 mm dlhý driek. V prípade tejto práce to však nehraje až takú dôležitú rolu, keďže výsledky práce sa budú vyhodnocovať na trapeziálnej kosti a dĺžka drieku tak výrazne nevlýva na výsledky.

Jednotlivé komponenty boli neskôr importované do CAD softvéru Inventor Professional 2020 a za pomoci väzieb sa vytvorili 2 sústavy implantátov. V tejto fázy tvorby modelu geometrie bolo podstatné dbať dôraz na použité väzby medzi jednotlivými súčiastkami. V prípade, že by medzi dosadajúcimi telesami vznikli nejaké malé medzery medzi kontaktnými plochami, mohlo to mať negatívny dopad na konvergenciu výpočtu.



Obrázok 17: Kompletná náhrada s hemisférickým tvarom plášťa



Obrázok 18: Kompletná náhrada s kónickým tvarom plášťa

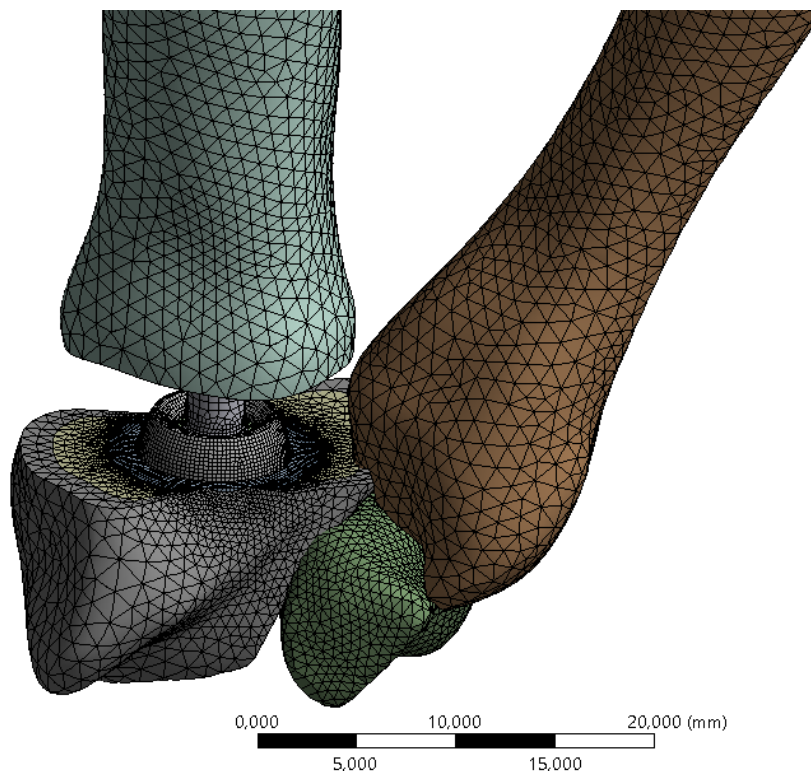
## 9.2 Model geometrie kostí

Na základe skúseností bývalých študentov VUT, ktorí sa zaoberali vypracovaním diplomovej práce na podobnú tému [27], [22], bolo usúdené, že modely kostí sa obdržia stiahnutím z voľne dostupného zdroja a tým bola webová stránka GrabCAD. [28] Jedná sa o službu, ktorá poskytuje voľné spravovanie, prezeranie a zdieľanie CAD súborov. Tento voľne prístupný geometrický model kostí ruky sa vyznačoval pomerne dobrou kvalitou kostí a tak sa pristúpilo k práci s týmto modelom. Dodatočne boli vyselektované všetky nepotrebné kosti ruky až napokon ostali len tie najhlavnejšie kosti pre riešenie danej úlohy a to: prvý metakarpál, trapézium, druhý metakarpál a trapezoidum.



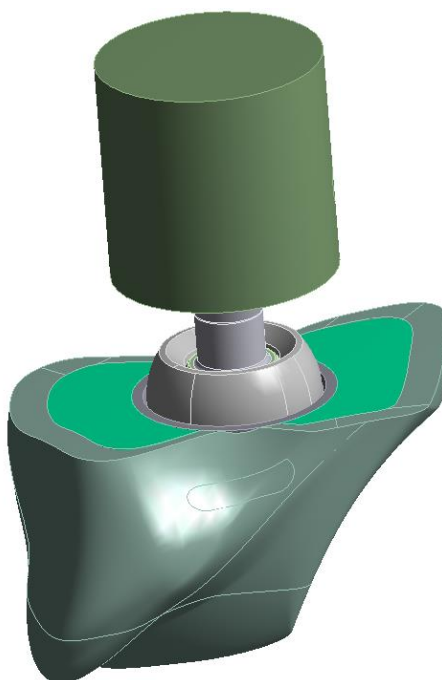
Obrázok 19: Kostí v okolí TMC kĺbu

Úloha bola spočiatku riešená so všetkými 4 kosťami zobrazenými na obrázku vyššie. V tejto práci bola geometria tvorená a modifikovaná v softvéri ANSYS Workbench a v jeho staršom prostredí zvanom *Design Modeler*. Na začiatku úpravy kostí sa vytvoril rez na spodnej časti kosti prvý metakarpál a taktiež sa zrezala vrchná časť kosti trapézium. Vo všetkých kostiach sa ďalej rozdelili objemy na povrchovú kortikálnu časť a vnútornú špongióznú časť. V mieste kde vznikali rezy sa následne prebytočné objemy vybrali a namiesto nich sa do vnútra kosti vložila celá sústava protézy. V tomto štádiu tvorby geometrie sa dbalo hlavne na to, aby nedochádzalo k prekryvaniu častí protéz a kostí v miestach ukotvenia. Objemy v kostiach, ktoré boli nahradené protézou, sa odčítali.



Obrázok 20: Pôvodná geometria kostí a protézy + diskretizácia

Neskôr v štádiu diskretizácie modelu však v dôsledku prílišného množstva uzlov a prvkov pre tento typ úlohy došlo k významnej úprave v geometrii, ktorá potom vyzerala nasledovne:



Obrázok 21: Upravená geometria kostí a protézy

Pôvodná kosť prvý metakarpál obsahovala po diskretizácii modelu príliš veľké množstvo uzlov a celá sústava po vytvorení siete obsahovala až cca 800000 uzlov.

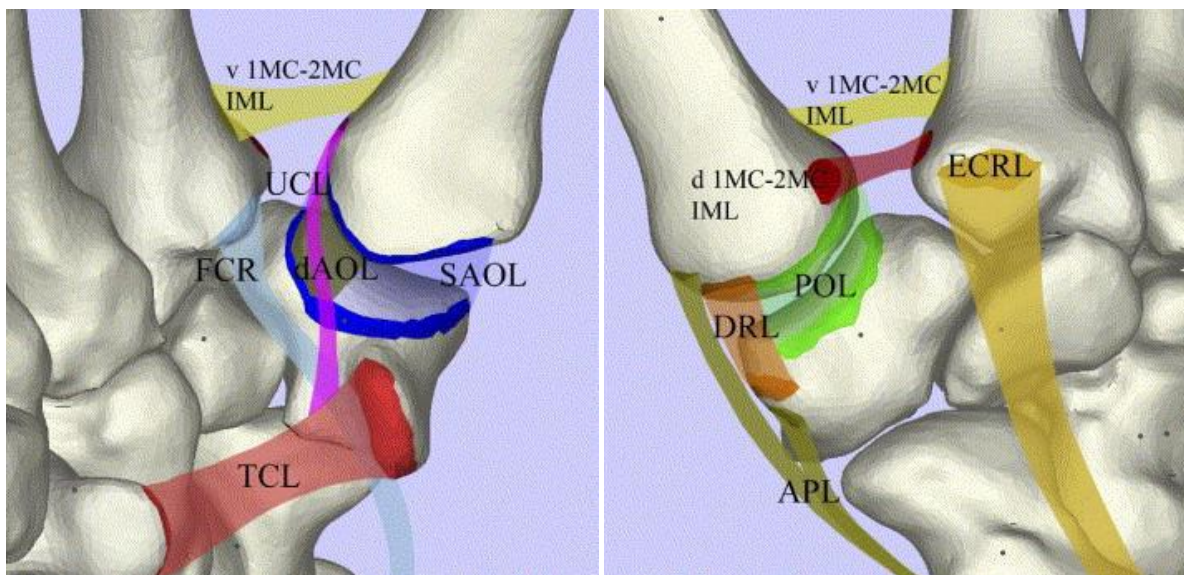
Limitovaný počet uzlov a prvkov bolo potrebné použiť hlavne na kontaktoch. Preto sa rozhodlo, že celá kosť bola nahradená idealizovanou formou kosti v tvare valca. Valec bol kratší a užší ako pôvodná kosť 1M, aby poslužil účelu uvoľnenia potrebného množstva prvkov a uzlov. Nový útvar bol rozdelený taktiež na kortikálnu a spongióznú časť, aby sa čo najviac priblížil vlastnostiam kosti. Kosti druhý metakarpál a trapezoid boli zo sústavy vyhodnené, pretože z dôvodu zaväzbenia sústavy a jej stabilizácie neboli až tak potrebné. Ako je možné vidieť na obrázku 21, valec nahradzujúci kosť bol výrazne kratší ako predošlá kosť prvý metakarpál a pre driek už neostalo v sústave miesto.

V štádiu tvorby modelu geometrie došlo aj k úprave samotných plášťov. V kónickom plášti bola dodaná výplň do drážky prechádzajúcej stredom plášťa a naopak z hemisférického plášťa boli odstránené výčnelky slúžiace na ukotvenie plášťa v jamke kosti. Tieto kroky viedli k zjednodušeniu geometrie oboch plášťov. V opačnom prípade by mohla prílišná členitosť povrchov viesť k divergovaniu výpočtov.

### 9.3 Model vzájomných väzieb

V realite sú vzájomné väzby medzi kosťami sprostredkované pomocou väzov, ale čiastočne aj pomocou svalov a šliach. Najdôležitejšie väzby v sústave kostí a protézy sú reprezentované väzmi, vplyv svalov a šliach je pre tento typ úlohy zanedbateľný. Hlavnou funkciou väzov je stabilizovať TMC kĺb. Bez nich by jediné väzby medzi kosťami boli kontakty medzi protézou a kosťami.

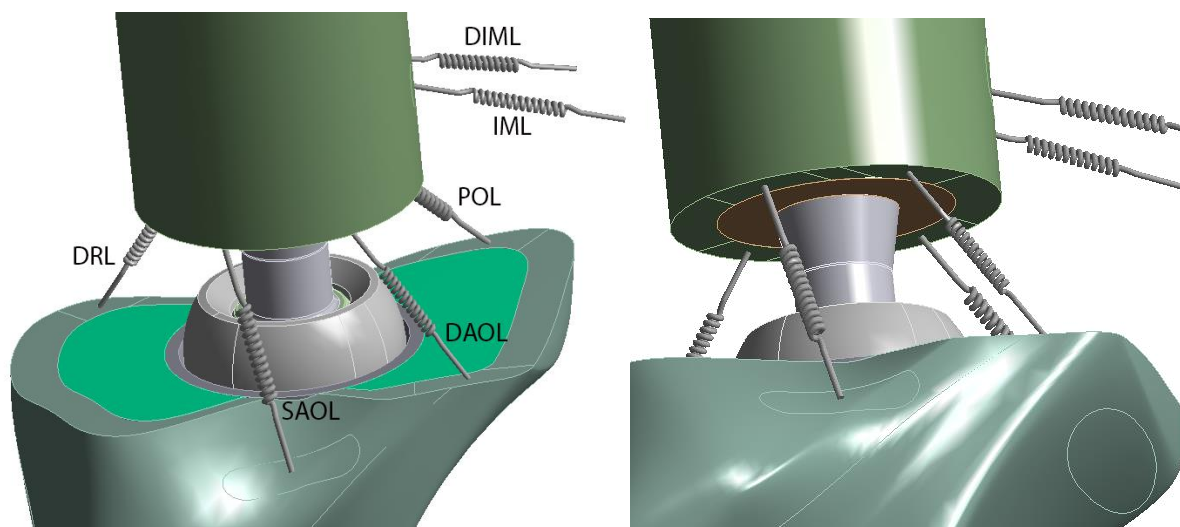
V tejto práci boli väzy modelované ako jednorozmerné pružinové prvky, čo predstavuje najjednoduchší prístup k vytvoreniu geometrie väzov. Väzy v realite prenášajú len ťahové napätie, preto sa pružinám nastavovali len hodnoty tuhosti a hodnoty tlmenia zostali nulové. Takto nastavené pružiny majú teda tiež schopnosť prenášať len ťahové napätie.



Obrázok 22: Dôležité väzy a šlachy v okolí TMC kĺbu, palmárny pohľad naľavo, dorzálny napravo [29]

Približné plochy kostí, kde boli uchopené väzy, boli odsledované z obrázka 22. Treba si však uvedomiť, že na obrázku sa nachádzajú miesta pripojenia väzov na kosti za prirodzených okolností, teda bez protézy. Po výraznej modifikácii geometrie sa taktiež muselo

mierne improvizovať s výberom plôch úchopu väzov na kosti 1M. Model s doplnenými väzmi napokon vyzeral takto:



Obrázok 23: Model s väzmi

Zisťovanie materiálových vlastností väzov stále predstavuje veľkú výzvu pre výskumníkov pri viackostnom modelovaní kĺbov, pretože väzy pôsobia iba v ťahu a vykazujú viskoelastické materiálové vlastnosti. V ťahu vykazuje väzivo nelineárnu charakteristiku v počiatočných fázach pôsobenia záťaže, ale po dosiahnutí istého predĺženia v prvotnej fáze, väzivo začne reagovať lineárne na zaťaženie. Dôvod nelinearít v oblasti špičky je spôsobený orientáciou vlákien vo väzoch. Kolagénové vlákna sú umiestnené vo väze v tvare vlniek, teda počiatočná záťaž aplikovaná na väz najprv vedie k narovnaniu vlákien a až potom sa väzy môžu lineárne roztiahnuť. Po lineárnej oblasti potom vo väzoch nastáva ďalšia fáza nelineárneho správania, kedy tuhosť klesá v dôsledku pretrhnutia vlákna až do úplného pretrhnutia. Ťahové skúšky na väzoch sa v praxi ťažko uskutočňujú. Obzvlášť zápästné väzy sú príliš krátke na to, aby sa dali testovať samy osebe, takže ku väzom sú pripnuté aj kosti a dokopy sú držané v pevnom stave v ťahovom stroji. V tejto práci sa používajú materiálové vlastnosti väzov, ktoré boli získané z vedeckého článku *Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: a finite element analysis* [30]. Hodnoty tuhostí, ktoré sa nastavili na pružinkách reprezentujúcich väzy, sú v nasledujúcej tabuľke:

Skratka väzov	Väzy	Spojenie	Tuhosť k [kg mm <sup>-1</sup> ]
SAOL	Superficial anterior oblique ligament	1M – trapézium	24
DAOL	Deep anterior oblique ligament	1M – trapézium	100
DRL	Dorsoradial ligament	1M – trapézium	78
IML	Intermetacarpal ligament	1M – 2M	100
DIML	Dorsal Intermetacarpal ligament	1M – 2M	100
POL	Posterior oblique ligament	1MC – trapézium	100

Tabuľka 1: Väzy a ich tuhosti [30]

#### 9.4 Model materiálů

Vo výpočtových modeloch je použitých niekoľko materiálov a všetky sú charakterizované ako lineárne elastické, homogénne a izotropné. Takto charakterizované modely materiálu je možné popísať dvomi veličinami: modulom pružnosti v ťahu E a Poissonovým číslom. Materiály náhrad a ich vlastnosti sú určené z katalógu výrobcu. [16] Materiálové vlastnosti kostí sú určené z odborného článku. [31]

Materiál	Youngov modul pružnosti v ťahu E [MPa]	Poissonove číslo [-]
<b>Kortikálne tkanivo</b>	18000	0,25
<b>Špongiózne tkanivo</b>	180	0,30
<b>CoCrMo</b>	210 000	0,30
<b>Ti6Al4V</b>	110 000	0,31
<b>UHMWPE</b>	700	0,4

Tabuľka 2: Materiály a ich základné mechanické vlastnosti

## 9.5 Kontakty

Kontakt znamená, že 2 oddelené povrchy súčastok na seba vzájomne fyzicky pôsobia. Povrchy v kontakte cez seba neprenikajú, môžu prenášať normálové aj dotyčnicové tlakové trecie sily, ale zvyčajne neprenášajú ťahové normálové sily (povrchy sa teda môžu voľne oddeliť a pohybovať sa smerom od seba). Tuhosť systému sa mení v závislosti na tom, či sa súčasti dotýkajú alebo nie. [32], [33]. Na povrchoch interagujúcich telies v mieste kontaktu sú zasadené špecifické typy prvkov. Na jednej súčastke sa tieto prvky nazývajú *CONTACT* elementy a na druhej časti sa nazývajú *TARGET* elementy. Červenou farbou sa vždy označuje geometria priradená na *CONTACT* strane a modrou farbou sa označuje *TARGET* strana.

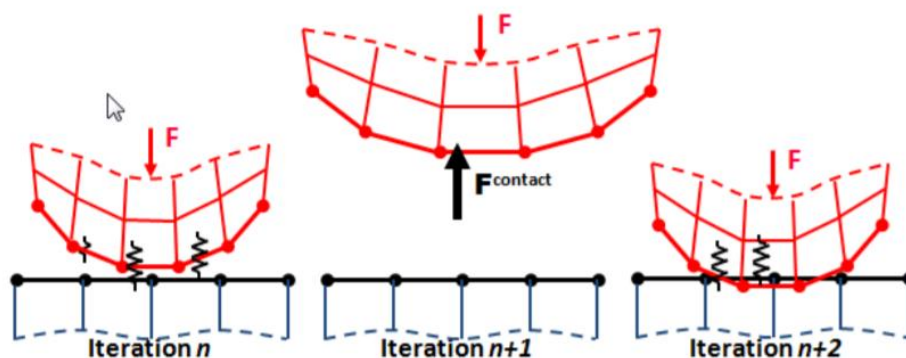
Kontakty je možné vytvoriť v prostredí ANSYS Workbench manuálne a to priamym nastavením kontaktu alebo automaticky. Ak sa po načítaní geometrie nechajú automaticky vytvoriť kontaktné páry, v skutočnosti len vzniknú zlepené siete pomocou tzv. *Bonded Contact* a preto je vzápätí potrebné prekontrolovať a opraviť všetky kontaktné páry.

### 9.5.1 Numerické riešiče kontaktných úloh

Aby medzi kontaktnými povrchmi nenastala penetrácia, program zavádza tzv. kompatibilitu kontaktov. Program ponúka niekoľko kontaktných formulácií na vynútenie tejto kompatibility na rozhraní kontaktných povrchov.[32] Medzi najdôležitejšie a najpoužívanejšie formulácie/metódy patria:

#### 9.5.1.1 Penaltová metóda (*Pure Penalty*)

Podstata tejto metódy spočíva v skokových zmenách kontaktných tuhostí kontaktných prvkov pri vzájomnej penetrácii povrchov v dôsledku kinematiky stykových povrchov. Pri kontakte by sa teleso nemalo zaboriť do druhého telesa o viac ako 1/10 dĺžky kontaktného prvku. Problémy tejto metódy sa môžu vyskytnúť napríklad pri kontakte poddajného materiálu (tkanivo) s oceľou. Mieru penetrácie vyjadruje veličina  $k_n$  – normálová kontaktná tuhosť. Kontaktná tuhosť je tuhosť pomyslených pružiniek, ktoré sú do výpočtu zahrnuté za účelom zníženia vnikania (penetrácie) telies do seba. Ak  $k_n$  je rovné nule, nedôjde k uzatvoreniu medzery medzi kontaktnými prvkami dvoch materiálov a to znamená, že v tomto otvorenom kontakte nenastáva žiadna silová interakcia. Ak sa hodnota  $k_n$  blíži k väčšiemu číslu, kontakt sa uzatvorí a penetrácia povrchov kontaktných materiálov je malá, ale môžu nastať problémy s konvergenciou. Ak sa hodnota  $k_n$  blíži k nízkemu číslu, taktiež sa jedná o uzatvorený kontakt, ale penetrácia povrchov je veľká a tým aj výsledok úlohy je nepresnejší. Zato však úloha rýchlejšie skonverguje. Optimálne je teda nastaviť čo najvyššiu hodnotu  $k_n$ , pri ktorej ešte výpočet konverguje v priateľnom čase.[34],[27],[35]



Obrázok 24: Grafické znázornenie penaltového prístupu [36]

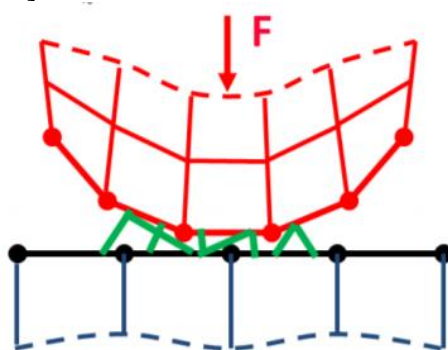


### 9.5.1.2 Rozšířená Lagrangeova metoda (*Augmented Lagrange Method*)

Jedná sa o cyklus pokutových prístupov, kedy konečná penetrácia musí byť menšia ako dovolená hodnota. V porovnaní s pokutovým prístupom vedie táto metóda k lepšej podmienenosti a menšej citlivosti na hodnotu kontaktnej tuhosti. Avšak v niektorých prípadoch, ako napr. pri nadmernej deformácii prvkov, môže metóda vyžadovať viac iterácií a spomalenie výpočtu [27]. Rozhodne však ju treba používať, ak v kontakte závisí na miere penetrácie. V softvéri ANSYS Workbench je táto formulácia aj štandardne predvolená.

### 9.5.1.3 MPC metóda (*multipoint constraint*)

Táto metóda spočíva v spojení kontaktných prvkov pomocou pomyslených tuhých nosníkov namiesto pružiniek. Používa sa pre kontakty typu *bonded* a *no separation*. Vzhľadom k lineárnemu zviazaniu posuvov kontaktných prvkov je táto metóda časovo znateľne menej náročná a môže mierne spevňovať povrchy. Metóda ďalej nepočíta s prienikom povrchov. [27],[36]



Obrázok 25: Grafické znázornenie MPC metódy [36]

### 9.5.1.4 Normal Lagrange metóda

Zakladá sa na presnom splnení podmienky neprenikania kontaktných povrchov a ďalšou výhodou je aj absencia kontaktných tuhostí, takže sa jedná o tuhé spojenia. Naproti tomu sa úloha zväčšuje, nemožno použiť iteračný riešič a nepríjemná je aj citlivosť na zmeny stavu v kontakte. Preto je metóda použiteľná predovšetkým pre malé úlohy. [27],[36]

## 9.5.2 Typy kontaktov

### 9.5.2.1 Bonded

*Bonded (always)* kontakt predstavuje dokonalé stále spojenie kontaktnej dvojice vo vnútri pinball regionu. *Bonded (initial contact)* znamená spojenie len tých častí povrchov, u ktorých je kontakt na počiatku uzatvorený (penetrácia je kladná). Tam, kde je kontakt otvorený (nedochádza k penetrácii), pevné spojenie nenastane. Nemôže nastať žiaden sklz ani oddelenie medzi kontaktnými plochami vo vnútri pinball regiónu. [27],[33],[36]

### 9.5.2.2 No separation

Podobný ako typ kontaktu *bonded*. Kontaktné prvky sú zviazané v normálovom smere, avšak bez obmedzení je umožnený sklz v dotyčnicovom smere. [33]

### 9.5.2.3 Frictional, frictionless

Ide o typ kontaktu, ktorý sa dá definovať voľbou koeficientu trenia. Typ kontaktu *frictional* znamená, že umožňuje oddelenie a sklz kontaktných plôch s nenulovým koeficientom trenia. Pre typ kontaktu *frictionless* platí to isté s rozdielom, že medzi kontaktnými plochami neexistuje žiadne trenie a teda koeficient trenia je nulový.

*Frictional* kontakt – ak výpočet nekonverguje a v modeli dochádza k veľkým sklzom, možno treba zvážiť použitie nesymetrického riešiča cez Newton-Raphsonovú metódu. Táto možnosť zlepšuje konvergenciu ale zvyšuje výpočtový čas. Inak sa stále odporúča možnosť *Program Controlled*. Pri voľbe koeficientu trenia treba zvážiť fakt, že čím vyššia hodnota tohto koeficientu je nastavená, pravdepodobne tým viac bude vyžadovaný nesymetrický riešiteľ(riešič) (*unsymmetric solver*) pre skonvergovanie. [27],[33],[36]

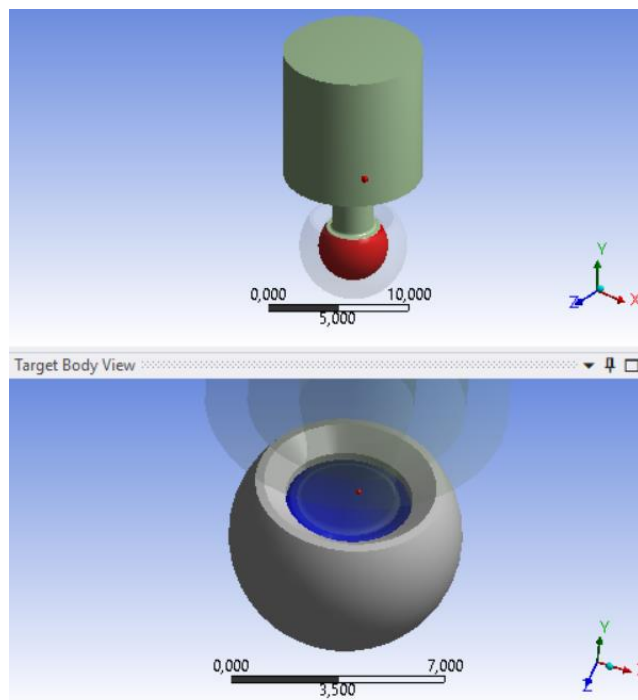
### 9.5.2.4 Rough

Jedná sa o hrubý typ kontaktu s nekonečne veľkým koeficientom trenia a taktiež nedochádza ku žiadnemu sklzu medzi plochami.[27],[33]

### 9.5.3 Nastavenie kontaktov

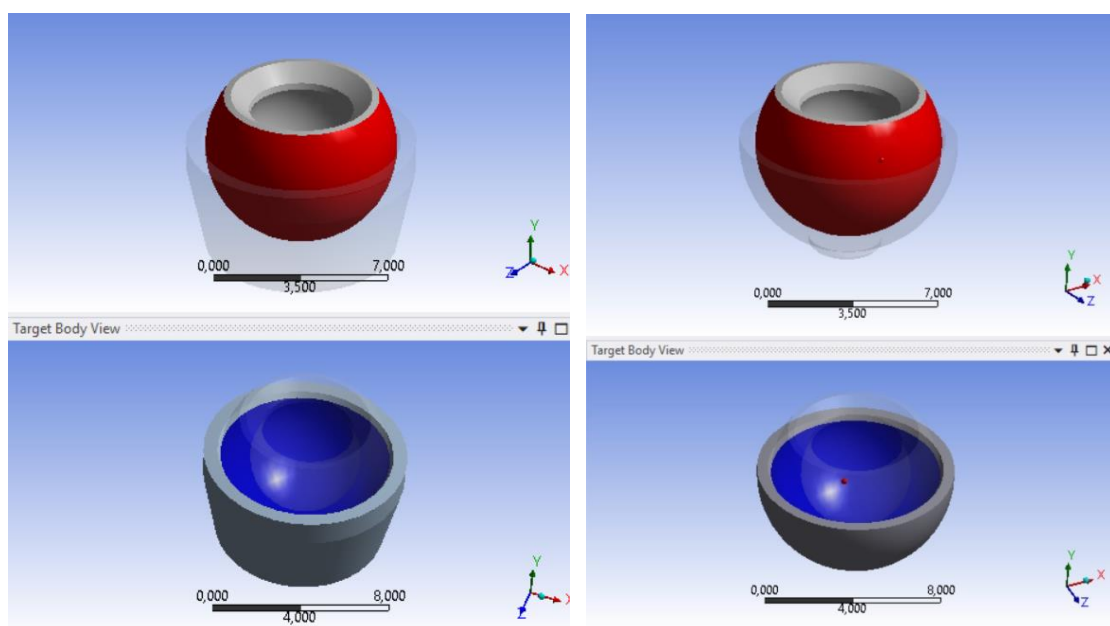
Už v pôvodnej geometrii za účasti pôvodných 4 kostí v sústave s protézou došlo ku zlučovaniu niektorých komponentov do tzv. *partov*, aby sa tak predišlo k nastavovaniu nepotrebných kontaktov v sústave. Spojenie viacerých komponentov do jednej časti, do jedného celku, výrazne uľahčuje aj problém s konvergenciou a znižuje počet kontaktov v úlohe. Keďže cieľom tejto práce je porovnať silový prenos z protézy do kosti trapezium pre 2 rôzne typy jamiek, kontakty v stykových plochách kostí trapezium – trapezoid či trapezium – druhý metakarpál by len zbytočne zaťažovali výpočet z časového hľadiska. V pôvodnej geometrii vznikli štyri hlavné časti z čoho bola jedna z častí tvorená kosťami trapezium – trapezoid – druhý metakarpál. Po modifikácii geometrie ostali všetky hlavné časti/party v rovnakom množstve, avšak tentokrát bola kosť trapezium osamostatnená. Druhá z častí bola tvorená kosťou prvý metakarpál a krčkom. Posledné dve časti (tretia a štvrtá) boli osamotené, jednalo sa o vložku a plášť v jamke. Až medzi týmito finálnymi štyrmi časťami sa vytvorili potrebné kontakty.

Prvý kontakt bol nastavený medzi vonkajším povrchom hlavice krčku a vnútorným povrchom vložky. Základným predpokladom bolo, že v tomto mieste dochádza ku pohybu, takže bolo v kontakte predpísané trenie. Hodnota koeficientu trenia bola 0,2.



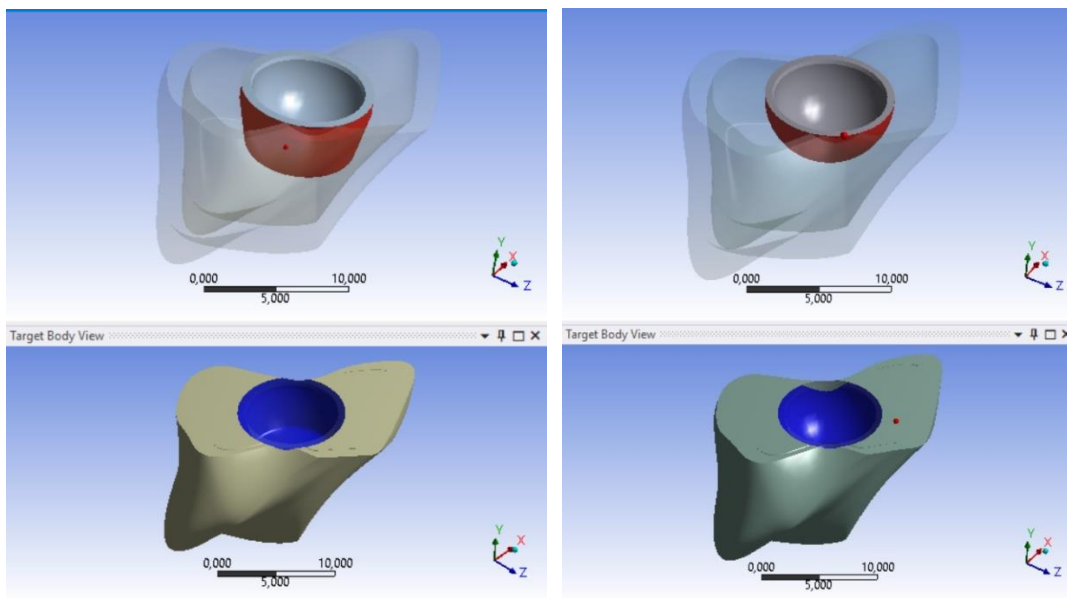
Obrázok 26: Kontakt medzi hlavice krčku a vložkou

Druhý kontakt bol nastavený medzi vonkajším povrchom vložky a vnútorným povrchom plášťa jamky. V kontakte sa opäť očakával pohyb medzi vybranými komponentami, takže bolo opäť predpísané trenie s rovnakým koeficientom trenia, ako v predošlom nastavení kontaktu.



Obrázok 27: Kontakt medzi vložkou a plášťom pre oba druhy jamiek

Tretí kontakt bol nastavený medzi vonkajším povrchom plášt'a jamky a vnútorným povrchom kosti trapézium. Z pohľadu kontroly výsledkov je tento kontakt najdôležitejší, pretože práve na tomto mieste je snahou získať silový prenos z protézy do kosti.

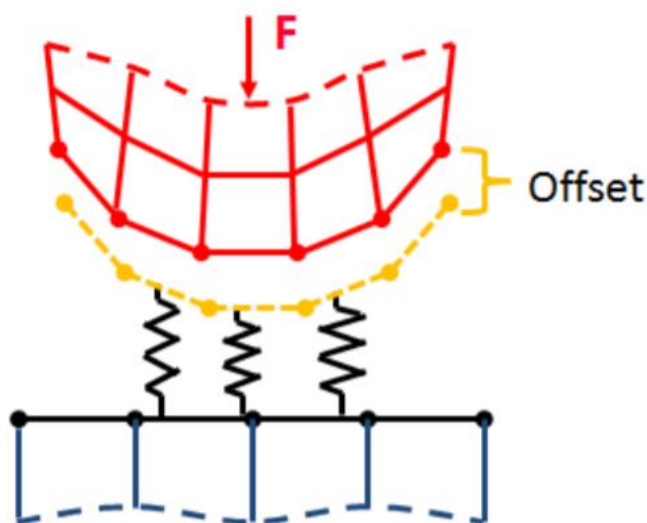


Obrázok 28: Kontakt medzi plášťom a kosťou pre oba druhy jamiek

#### 9.5.4 Ďalšie lokálne nastavenia kontaktov

Na numerické riešenie kontaktných úloh bola vybraná metóda *Augmented Lagrange*. Správanie bolo zvolené asymetrické, čo znamená, že kontaktný pár je definovaný len z jednej strany. Ďalej bolo treba nastaviť, aby sa tuhosť upravovala podľa potreby každú iteráciu.

Nelineárne typy kontaktov dovoľujú nastaviť možnosť „ošetrenie/úprava rozhrania“ (*interface treatment*). Problém môže nastať na začiatku statickej analýzy: ak je počiatočná medzera medzi kontaktnými povrchmi príliš veľká (tzv. *pinball* polomer (oblasť detekcie) je príliš malý), tak nasleduje pohyb tuhého telesa (*rigid body motion*) a výpočet je tak neúspešný. (Pri lineárnych typoch kontaktov je *pinball* polomer naopak dostatočne veľký na to, aby mohla byť počiatočná medzera medzi kontaktnými povrchmi ignorovaná). Na nápravu situácie, kedy existuje malá medzera medzi kontaktnými a *target* (cieľovými) povrchmi, sú v rámci úpravy rozhrania k dispozícii dve možnosti interného odsadenia (*offset*) kontaktných povrchov a teda uzavretie medzery (*Adjust to Touch* a *Add Offset*).



Obrázok 29: Adjust to touch [36]

U kontaktných prvkov sa teda nastaví matematický *offset* (odsadenie) o určitú vzdialenosť. Toto nastavenie účinne uzavrie medzeru. Jedná sa iba o matematické nastavenie vnútorných kontaktných prvkov. Sieť (uzly a prvky) a geometria sa nezmenia. Toto ošetrenie je užitočné napríklad pri modelovaní „*press fits*“ alebo na prekonanie nepresností v CAD modelovaní. Možnosťou *Adjust to Touch* program uzavrie každú medzeru či penetráciu, teda kontaktná plocha sa offsetne cez celú medzeru až ku stene s označením *target* a ponechá sa len pozícia v dotyku. [33] Možnosť *Adjust to Touch* bola nastavená medzi všetkými trecími kontaktami.

Jedno z posledných hlavných nastavení je úprava v *Normal Stiffness Factor*. Normálová kontaktná tuhosť zásadne ovplyvňuje konvergenciu a penetráciu. Ak je kontaktný pár príliš tuhý, tak to môže brániť v konvergencii. Zvyčajne sa faktor normálovej kontaktnej tuhosti volí v rozmedzí 0,001 až 100. Všeobecne platí zásada, že nižšia hodnota kontaktnej tuhosti spôsobuje lepšiu konvergenciu, ale menej presné výsledky. Naopak vyššia hodnota vedie k horšej konvergencii, zato k výsledkom bližším k tým očakávaným. V neskoršej snahe dosiahnuť konvergenciu bol preto tento faktor znížený na hodnotu 0,1 u všetkých trecích kontaktoch.[27], [32], [33]

## 9.6 Diskretizácia modelu

### 9.6.1 Metódy sieťovania pre 3D telesá

#### 9.6.1.1 Automatic

Ak to pripadá do úvahy, tak program volí ako prvú možnosť vykreslenia zatočenej siete (sweep). Ak sa táto možnosť nedá vykonať, na rad nasleduje použitie štvorstenov.

Metódy, pri ktorých je sieť tvorená len štvorstenmi (tetragonálnymi prvkami) sa nazývajú *Patch conforming* či *Patch independant*.

#### 9.6.1.2 Patch conforming method

Sieť je vytvorená kompletne zo štvorstenov. Prístup tvorenia siete je zdola nahor, respektíve proces sieťovania začína od okrajov ku povrchom a potom do vnútra telesa. Vhodné pre čisté CAD geometrie.

#### 9.6.1.3 Patch independant method

Prístup zhora nadol, teda sieť je tvorená v objeme telesa a pokračuje ku povrchu a okrajom telesa. Povrchy a hranice nemusia byť bezpodmienečne rešpektované ak spadajú pod špecifikovanú toleranciu, pokiaľ sa tam nevyskytuje väzba, zaťaženie či tzv. *named selection*.

#### 9.6.1.4 Hex dominant

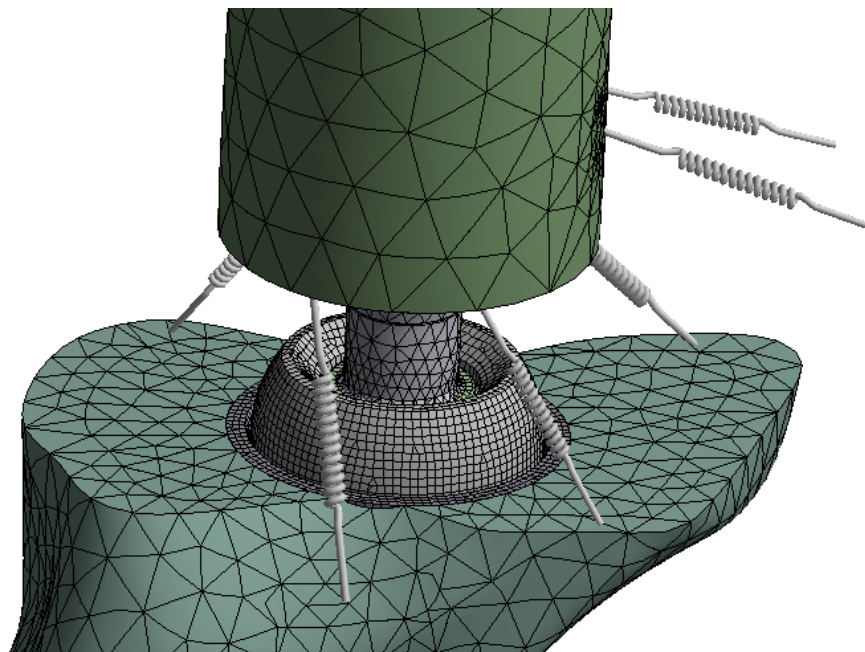
Vytvorí voľnú sieť zloženú prevažne zo šesťuholníkov. Odporúča sa na sieťovanie telies s veľkým vnútorným objemom, naopak neodporúča sa u tenkých či príliš komplexných tvaroch. Metóda je užitočná pri sieťovaní telies, na ktoré nemôže byť použitá metóda *Sweep*.

### 9.6.2 Nastavenie diskretizácie modelu

Úloha je počítaná v *Academic* licencií softvéru, ktorá nedovoľuje používať väčšie množstvo uzlov ako je 240 000. Cieľom bolo celú sústavu nasieťovať tak, aby bolo čo najväčšie množstvo uzlov a prvkov využitých. V štádiu prípravy modelu pred spustením výpočtu sa nastavovala sieť niekoľko krát tak, aby bolo využité čo najväčšie množstvo uzlov špeciálne v okolí kontaktov. Niekedy však program zhotovil sieť, ktorá presahovala tento limit obmedzeného počtu uzlov a prvkov. Nasledovala modifikácia siete a po následnej korekcii však aj tak nastávala chyba s prekročením limitu. Síce sieť bola zhotovená z takého počtu uzlov, že úloha spĺňala limit, avšak niektorým uzlom ostalo očíslovanie z predošlého nesprávneho sieťovania. V skutočnosti tak sieť už obsahovala optimálne množstvo uzlov, program však evidoval aj skôr vytvorené uzly, ktoré boli očíslované príliš veľkým číslom. Preto sa v globálnych nastaveniach sieťovania zapína funkcia s názvom *Mesh Numbering*. Tá ma za úlohu prečíslovať staré uzly. V nastaveniach tejto funkcie sa taktiež volí možnosť *Compress Node Numbers*, čo znamená, že sa prečísľujú aj také uzly, ktoré sa v bežnej štatistike siete nenachádzajú. Sú to napríklad uzly na mieste kontaktov, či vzdialené body (*Remote Points*).

Kvalita konečnoprvkovej siete je jedným z dôležitých faktorov, ktorý určuje ako presné sú výsledky na konci riešenia. Odvíja sa od nej taktiež čas výpočtu. Takmer celá sieť v modeli bola tvorená objemovými prvkami *SOLID186* a *SOLID187*. Povrchy, ktoré boli

určené ako kontaktné povrchy, boli diskretizované prvkami typu CONTA174 A TARGE170. Zoznam všetkých komponentov a ich parametre súvisiace so sieťovaním sa nachádzajú v tabuľkách č.3 a č.4.



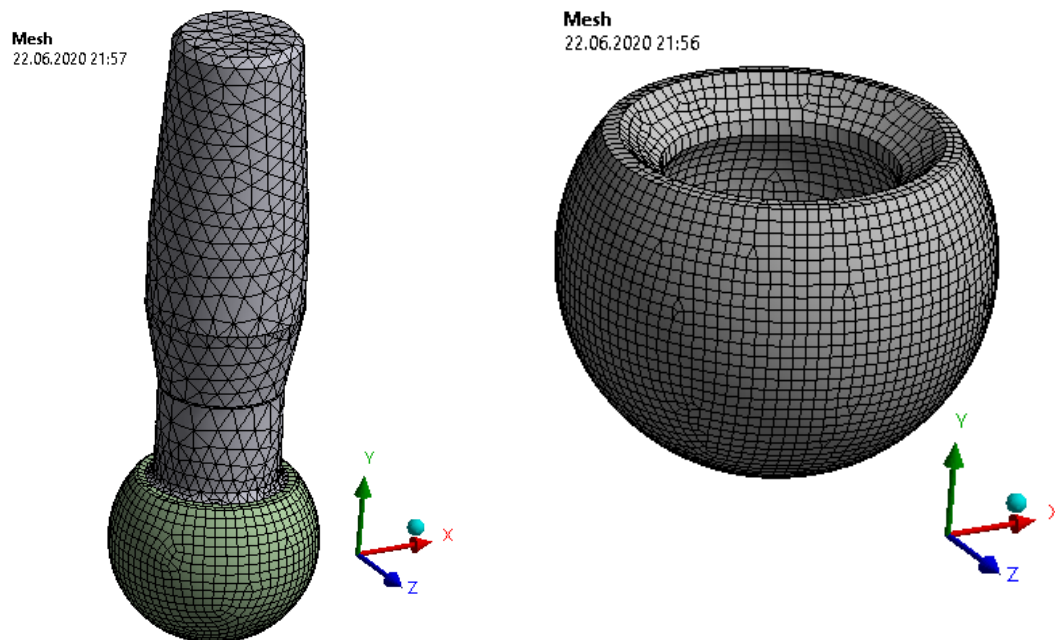
Obrázok 30: Celková sieť zostavy

Komponenta	Metóda sieťovania	Veľkosť prvku [mm]	Počet uzlov
<b>1M kortikálna časť</b>	Patch conforming	1,7	3613
<b>1M spongiózna časť</b>	Patch conforming	1,5	9805
<b>Hlavica krčku</b>	Hex dominant	0,22	45229
<b>Telo krčku</b>	Patch conforming	0,5	16023
<b>Trapézium kort. časť</b>	Patch conforming	1,6	8869
<b>Trapézium spon. časť</b>	Patch conforming	1	10930
<b>Hemisférický plášť</b>	Hex dominant	0,22	57648
<b>Vložka</b>	Hex dominant	0,22	77256
<b>Spolu</b>			223452

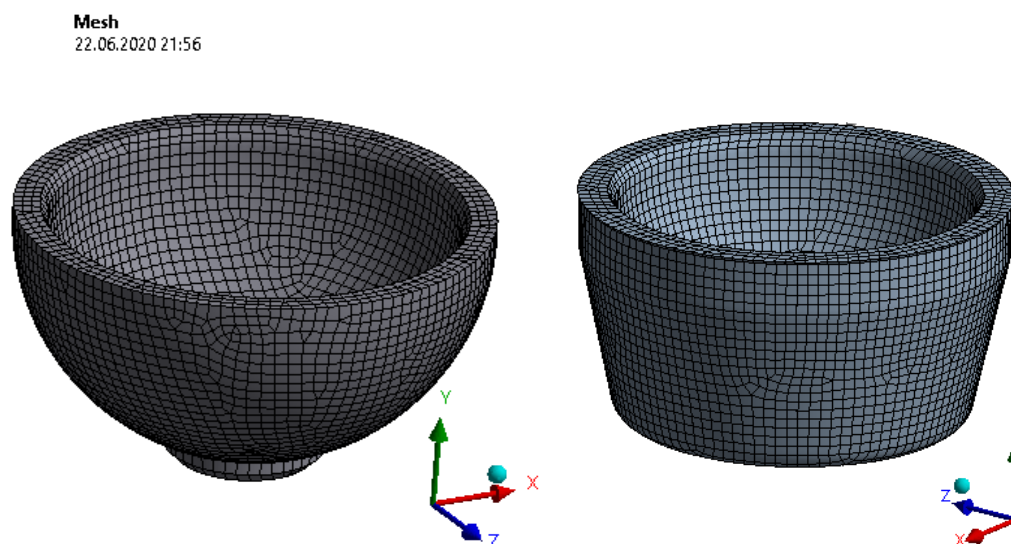
Tabuľka 3: Sieťovanie vo variante s hemisférickou jamkou

Komponenta	Metóda sieťovania	Veľkosť prvku [mm]	Počet uzlov
<b>1M kortikálna časť</b>	Patch conforming	1,8	1739
<b>1M spongiózna časť</b>	Patch conforming	1,6	8492
<b>Hlavica krčku</b>	Hex dominant	0,22	43770
<b>Telo krčku</b>	Patch conforming	0,55	13009
<b>Trapézium kort. časť</b>	Patch conforming	1,7	3862
<b>Trapézium spon. časť</b>	Patch conforming	1	4583
<b>Kónický plášť</b>	Hex dominant	0,22	89251
<b>Vložka</b>	Hex dominant	0,22	67095
<b>Spolu</b>			227639

Tabuľka 4: Sieťovanie vo variante s kónickou jamkou



Obrázok 31: Sieť vytvorená na krčku (vľavo) a na vložke (vpravo)

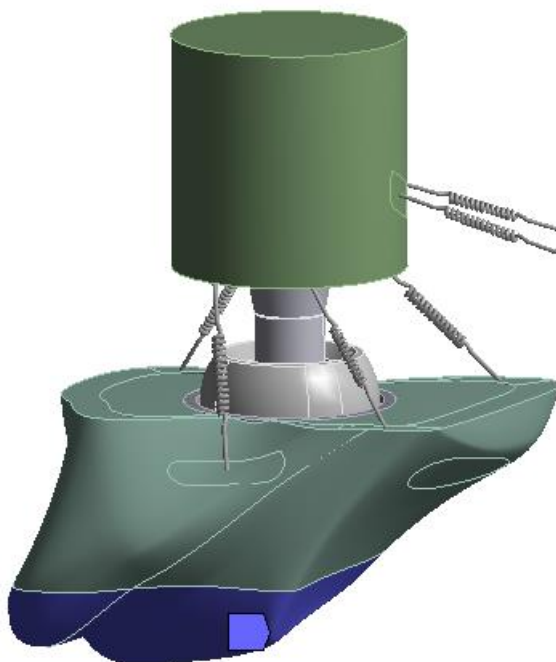


Obrázok 32: Sieť vytvorená na hemisférickom (vľavo) a kónickom (vpravo) plášti



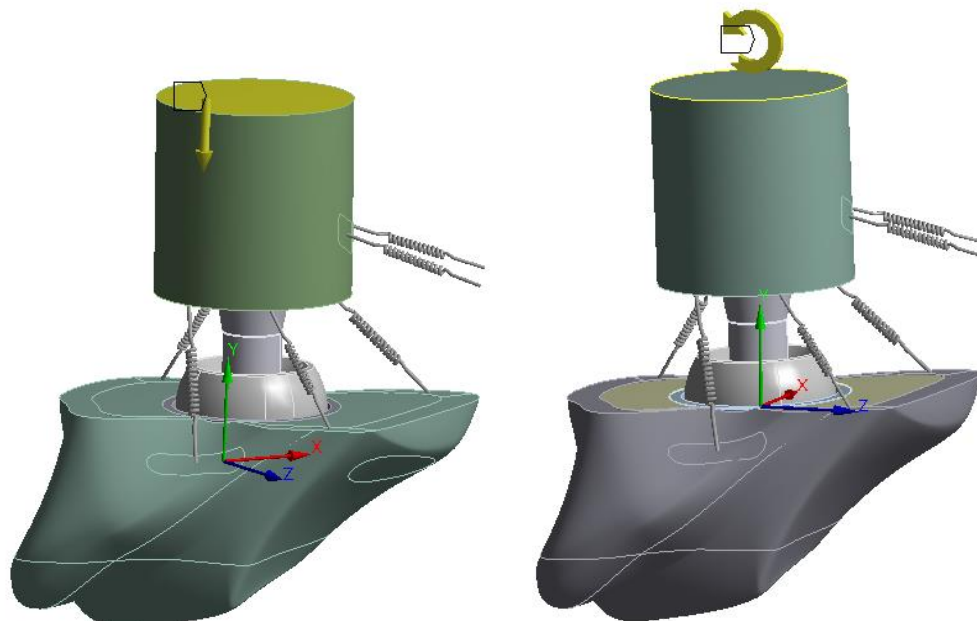
## 9.7 Model väzieb objektu s okolím a aktivácia modelu

Zadávanie okrajových podmienok (OP) bolo inšpirované zadanými OP v prácach [22][27], navyše absencia kostí 2M a trapezoid zredukovala počet väzieb objektu s okolím len na 1 väzbu. Jedná sa o zamedzenie posuvu vo všetkých smeroch proximálnemu koncu trapézia. V tomto mieste kosť interaguje s člnkovitou kosťou, takže sa nemá kam ďalej posunúť. Združenie kontaktných párov, jedinej okrajovej podmienky a pružín reprezentujúcich väzy tak jednoznačne vymedzujú v priestore túto sústavu telies.



Obrázok 33: Väzba objektu s okolím

Aktivácia modelu bola pôvodne inšpirovaná prácou [22], v ktorej bol použitý silový prístup a silou 100N bola zaťažovaná kosť 1M v rôznych smeroch. V prípade, že by došlo k dosiahnutiu výsledkov s rovnakým spôsobom zaťaženia, by sa tieto výsledky mohli porovnať s výsledkami druhej práce [22]. Na nešťastie nebolo možné dosiahnuť výsledky s týmto druhom aktivácie modelu. Za úplne rovnakých podmienok sa preto prešlo zo silového prístupu do deformačného a výpočet už dokázal skonvergovať. Z nastavenej hodnoty posuvu ťažko explicitne určiť, aká sila mohla tlačiť na kosť 1M. Úlohou práce je však porovnať silový prenos z protézy do kosti u dvoch rôzne tvarovaných jamiek. Autor práce sa domnieva, že ak je aktivácia rovnako nastavená v oboch modeloch, nezáleží tak veľmi na veľkosti pôsobiacej sily na kosť 1M. Pre prvý spôsob zaťaženia sa nastavila hodnota posuvu kosti 1M na 0,15 mm v zvislom smere nadol. Pre druhý spôsob zaťaženia sa vytvoril lokálny súradnicový systém v strede hlavice krčku, aby bola v ňom následne nastavená rotácia kosti 1M okolo osi x o  $10^\circ$  (obrázok 34).



Obrázok 34: Aktivácia modelu v smere osi y (vo zvislom smere) a aktivácia natočením o  $10^\circ$

## 9.8 Nastavenie riešiča

Nastavovanie riešiča úlohy je taktiež dôležitý krok z hľadiska dosiahnutia výsledkov. Zo začiatku je hlavné, aby sa aspoň podarili získať nejaké výsledky, teda aby úloha dokonvergovala. Potom sa upravuje model tak, aby boli výsledky čo najpresnejšie a samozrejme jedna z najzásadnejších požiadaviek je, aby bola úloha spočítaná v čo najkratšom čase. S výskytom trecích kontaktov či viaceru materiálov sa úloha stáva nelineárna a v takomto prípade sa žiada úlohu riešiť iteratívne. Preto sa kladie dôraz aj na to, aby bola záťaž rozdelená do malých krokov. Tieto a ďalšie iné nastavenia sa vykonávajú v module zvanom *Analysis Settings*.

Na začiatku sa zmení dĺžka časového kroku z manuálnej na automatickú a ďalej je definovaná pomocou substepov. Potom sa programu nastaví, v akom rozpätí substepov by mala úloha dokonvergovať, teda sa definujú hraničné hodnoty substepov. Minimálny počet substepov je nastavený na číslo 5 a ich maximálny počet končí na čísle 100. Dôležité je aj nastavenie počiatočného počtu substepov, ktoré je v tomto prípade na čísle 80. Čím vyššie číslo, tým menší časový krok na začiatku. Toto nastavenie môže dopomôcť kontaktom lepšie uchytíť sa. Preto sa napríklad mohlo upustiť od použitia dvoch záťažových krokov. V kontaktných úlohách sa často nastavuje viac ako 1 záťažový krok, ak sa medzi kontaktnými plochami nachádza významne veľká medzera. Prvým záťažovým krokom by sa dosiahlo uchytienie kontaktov s použitím veľmi malej sily alebo posuvu predstavujúceho veľkosť medzery. Druhý záťažový krok by už bol definovaný podľa potreby užívateľa. V tejto konkrétnej úlohe je však medzera medzi hlavicou protézy a vložkou rádo vo desiatistisícinách mm. Preto nie je potrebné použiť zvlášť záťažový krok na uchopenie kontaktov, pretože sa tak deje hneď na začiatku jediného použitého záťažového kroku. Ďalej sa v programe nemôže zabudnúť na nastavenie veľkých deformácií a podstatné je aj nastavenie dĺžky simulácie v riadku zvanom *Step End Time*.

Ak chce užívateľ ešte viac zasahovať do riešiča, používa príkazové riadky v príkazovom okne APDL. V úlohe je použitý tento príkaz:

NEQIT,50

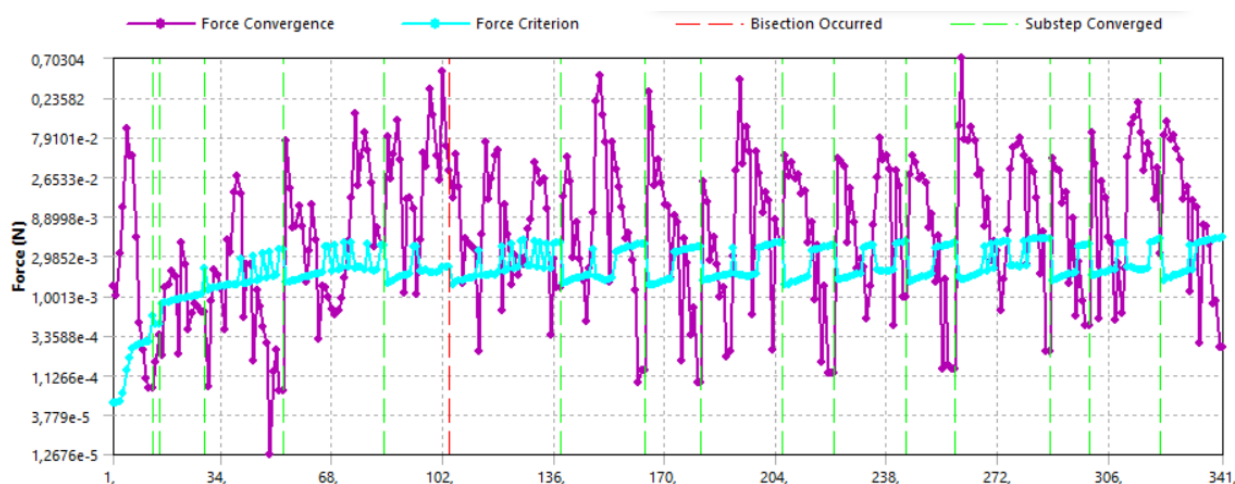
Tento príkaz zasahuje do zmeny konvergenčných kritérií. V programe je prednastavené, že bisekcia nastáva po 26 iteráciách. Keď je však potrebné, aby riešič iteroval ďalej, hore zmienený príkaz prepíše pôvodný počet iterácií na väčšie množstvo iterácií, napríklad 50. Bisekcia znamená, že ak riešenie nedokverguje v určenom počte iterácií, riešič sa pokúsi rozdeliť zaťaženie/čas na polovicu a potom sa pokúsi dosiahnuť konvergenciu v tom konkrétnom substepe. V nasledujúcej tabuľke sa nachádzajú zhrnuté všetky podstatné nastavenia v riešiči.

Typ úlohy	Statická štruktúralna
Automatická dĺžka zmeny kroku	Áno
Minimálny počet substepov	5
Maximálny počet substepov	100
Počiatkový počet substepov	80
Typ riešiča	PCG - iteračný
Veľké deformácie	Áno
Zapisovanie síl v uzloch	Áno

Tabuľka 5: Nastavenie riešiča

## 10 Konvergenca v konečno prvkovej analýze

Konvergenca je univerzálny koncept v konečno prvkovej analýze. Ak výpočtový model obsahuje nelinearity, nie je možné ho vyriešiť priamou metódou, ale iteračne. Aj keď takýmto spôsobom sa nedostane exaktné riešenie, výsledný riešenie je blízke tomu presnému. Energia, ktorá je aplikovaná prostredníctvom záťaže, sa približne rovná energetickému výstupu modelu prostredníctvom reakcií. Konvergenčné kritérium definuje, do akej miery je riešenie prijateľné pre túto rovnováhu. [40] Chyba v konvergencii nastáva, ak je v systéme príliš veľká nerovnováha. Vypočítané reakčné sily neodpovedajú použitým zaťaženiám a hoci sa program usilovne snaží vykonať zmeny na prekonanie nerovnováh, keď tak naďalej nedokáže robiť, zastaví sa. V ANSYS pod sekciou informácie o riešení (*Solution information*) sa dá v zložke *Force Convergence* vidieť graf, v ktorom sa krivka *Force Convergence* v tomto prípade nevie dostať pod krivku *Force Criterium* a výpočet zastaví. Počas výpočtu sa v grafe niekedy ukáže aj tzv. bisekcia. Bisekcia znamená, že ak riešenie nedokonverguje v určenom počte iterácií, riešiteľ sa pokúsi rozdeliť zaťaženie/ čas na polovicu a potom sa pokúsi dosiahnuť konvergenciu v tom konkrétnom substepe [xx]. Ak sa chce užívateľ vyhnúť bisekcii, je potrebné v riešiči nastaviť 2x väčší počet substepov.



Obrázok 35: Force convergence

### 10.1 Ako začať riešiť problém s divergovaním

Cieľom je nájsť lokáciu nestability. Medzi základné metódy hľadania chýb patrí vytvorenie zjednodušeného modelu s potrebou jeho postupného vyladenia. Predovšetkým však treba sledovať výstup riešiča a preskúmať hlásenia z posledného neskonvergovaného substepu. Ak výpočtár tuší, že výpočet na prvých pokusoch neskonverguje, prezieravo sa nastaví zapisovanie tzv. *Newton-Raphson Residuals*. Výstupom tohto zapisovania sú grafy, ktoré tiež pomôžu určiť problematické prvky či uzly v úlohe, resp. nájsť lokalitu silovej nerovnováhy. (Tieto grafy sa dajú vidieť, len ak sa ich zapisovanie povolí pred začiatkom výpočtu.) Vo výstupe sa dá vidieť, ktoré prvky majú problém pri konvergovaní, a dajú sa tak podniknúť nejaké nápravné kroky, napríklad vyladenie siete v okolí daných prvkov. Nastavenie zapisovania týchto reziduálov je výhodné aj za cenu pomalšieho výpočtu. [41]

## 10.2 Divergencia výpočtu z důvodu výskytu nelinearit v modely

Táto úloha biomechaniky je rozhodne nelineárna a nie kvôli materiálovým nelinearitám (s plasticitou či tečením sa neuvažuje vôbec), ale skôr kvôli geometrickým nelinearitám (treba očakávať väčšie deformácie) a predovšetkým hlavne kvôli zastúpeným kontaktom. Ak dôjde ku kontaktu 2 telies, nastáva výrazná zmena tuhosti – aktivuje sa pridaná tuhosť, celková tuhosť v kontakte je príliš vysoká a to môže spôsobovať seriózne problémy v konvergovaní. ANSYS Workbench využíva Newton-Raphsonov algoritmus na získanie skonvergovaného riešenia.

## 10.3 Ako opraviť problém s konvergenciou, ak súvisí s kontaktami

Ak sa jedná o lineárne kontakty (hlavne zlepený), treba sa uistiť, či sa medzi kontaktnými povrchmi telies nenachádza medzera alebo výrazná penetrácia. Ak sa tam medzera či prienik povrchov nachádza, treba manuálne nastaviť *pinball* polomer väčší, ako je medzera/penetrácia. Sieť v oblasti kontaktov by mala byť čo najkvalitnejšia a najhustejšia.

Ak sa jedná o nelineárne kontakty (s trením), dá sa postupovať nasledovne; Zmenou typu kontaktu na zlepený kontakt sa dá zistiť, či vôbec tkvie problém v kontaktoch. Ak výpočet prebehne úspešne, tak to znamená, že s nastavením lineárnych kontaktov si úloha vie poradiť a tak sa môže začať s ladením nelineárneho kontaktu. Ak je medzera medzi kontaktnými plochami zanedbateľne malá, dá sa zvážiť použitie funkcie *Interface treatment*, a v nej sa nastaví možnosť *Adjust to touch*, teda doslova kontaktné plochy sa prispôbia dotyku. Medzera sa tak uzavrie pomocou matematických rovníc, opticky však nie. Ďalej sa treba skúsiť vyhnúť príliš malým treniam medzi kontaktnými plochami, aby tak nedošlo k sklznutiu telies v procese záťaž. Ak problémy pretrvávajú, definuje sa tlmenie kontaktov v lokálnych nastaveniach kontaktov. Ak je medzera príliš veľká a v nastaveniach geometrie sa už nedajú kontaktné telesá nijakým spôsobom priblížiť, použijú sa aspoň 2 záťažové kroky (*loadsteps*). Prvý je krátky s nízkou hodnotou sily, hlavne preto, aby teleso prekonalo medzeru. Ak sa to teleso následne dotkne cieľového telesa, prvky sa snažia uchytiť. V ďalšom záťažovom kroku sa už nastaví požadovaná záťaž.

## 10.4 Dôvody častých chýb vedúcich k divergovaniu výpočtu

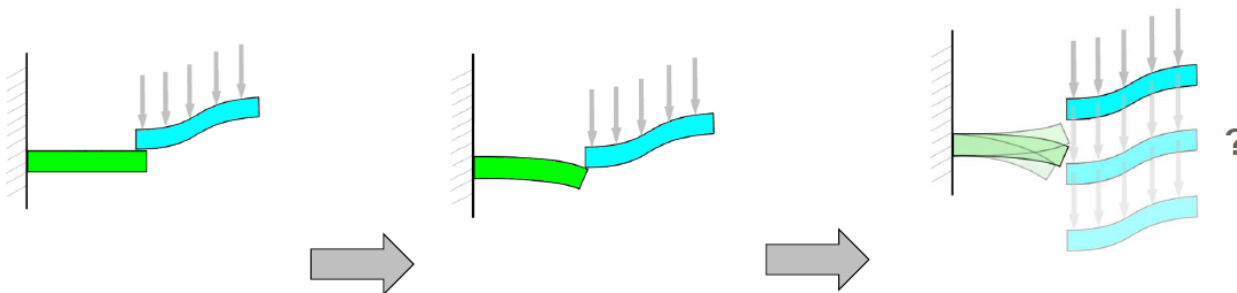
**DOF Exceeded at 1st substep.** Takto zapísaná chyba vo výstupe riešiča vyplýva z numerickej nestability, ktorá je spôsobená singulárnou maticou. To značí, že sa zabudlo na niečo podstatné z hľadiska zaväzbenia. V takom prípade treba skontrolovať všetky okrajové podmienky či zaťaženia. Prípadne sa model zjednoduší v zmysle, že sa používajú len lineárne materiály a všetky typy kontaktov sa zmenia na zlepené. [40] Pri riešení tejto práce sa takáto chyba vyskytla, keď sa prvotne uvažovalo s menším počtom väzov na stabilizáciu kosti.

**Chyba v prvých časových krokoch.** Môže byť spôsobená nadmerným počiatočným zaťažením. Ak substep neskonverguje v čase 0,05s, už takmer určite výpočet nebude ďalej konvergovať. Vtedy je potrebné znížiť zaťaženie a opakovať výpočet, až kým je chybová krivka (*error norm*) menšia než kritériová (*criterion norm*). [40]

**Chyba v stave kontaktu (*Contact status*)** – v takomto prípade dochádza k neustálej zmene stavu kontaktu, čo znamená, že sa strieda otvorený kontakt so zatvoreným kontaktom a teda sa kontakt nevie uchytiť. Na kontaktných pružinách sa tak neustále opakuje ich aktivácia a deaktivácia. Algoritmus kontaktov v tomto softvéri navyše nevie rozpoznať toto opakovanie, takže výpočet tak trvá dlhšie, ako by bolo treba. [40]

***Element shape distortion*** – pri veľkej deformácii sa polohy uzlov aktualizujú do nových polôh, avšak s istými odchýlkami. Tvary prvkov sa podľa toho prispôbia až sa úloha dostane do takej fázy deformácie, kedy nový tvar prvku nie je prijateľný. V mieste tohto problému sa radí skvalitniť sieť a kvalitu prvkov. [40]

***DOF Exceeded at nth substep.*** Kontroluje sa okolie kontaktných plôch. V postupe riešenia chyby sa môže zväčšiť *pinball region* (polomer). Ďalej sa namiesto silového prístupu radí použiť deformačný záťažový prístup. Pri riešení tejto práce sa takáto chyba vyskytla a opakovala niekoľko krát a zrejme v dôsledku menej hustej siete v oblasti kontaktov, preto sa napokon rozhodlo použiť deformačný záťažový prístup. Problém môže tkvieť aj napríklad v rozostavení kontaktných telies, ako vidieť dole na obrázku.



Obrázok 36: Problémové rozostavenie kontaktných telies z hľadiska konvergenie [40]

Rovnakým princípom môže dôjsť aj ku takejto chybe z príčiny pretrhnutia telesa.

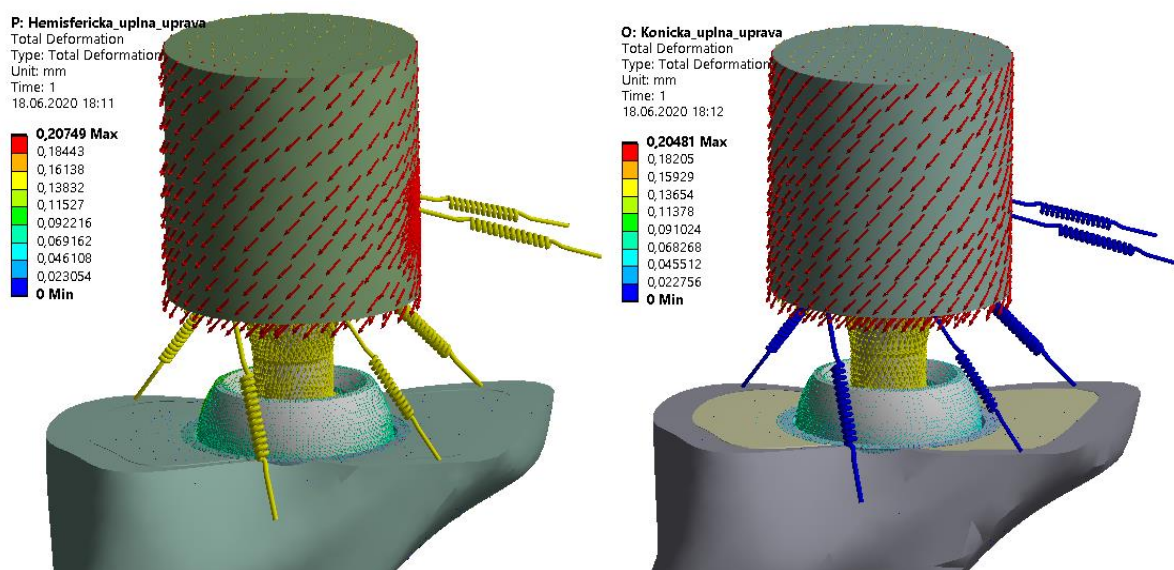
***Too high residuals.*** Cez tzv. *Normal Stiffness factor* sa zníži kontaktná tuhosť z prednastavenej hodnoty 1 na číslo napríklad 0,01. Znížením tuhosti sa lepšie uchytia kontakty, treba však aj kontrolovať mieru penetrácie (ktorá sa tým pádom zvýši), či je pre dané materiály akceptovateľná. Pomáha aj nastaviť menšie časové kroky. Ďalej treba skúsiť použiť menšie trenie medzi kontaktnými plochami tak, aby

***An internal solution magnitude limit was exceeded.*** Toto hlásenie v podstate znamená, že je sústava nedostatočne zaväzbená. Potvrdiť to môže modálna analýza na zostave, aby sa zistilo, či existujú nulové módy. Ak sú takéto módy identifikované, vykreslia sa modálne tvary a teleso, ktoré v rámci zostavy ostane voľné, vykonáva teda pohyb tuhého telesa a je tak nedostatočne zaväzbené.

## 11 Prezentácia výsledkov

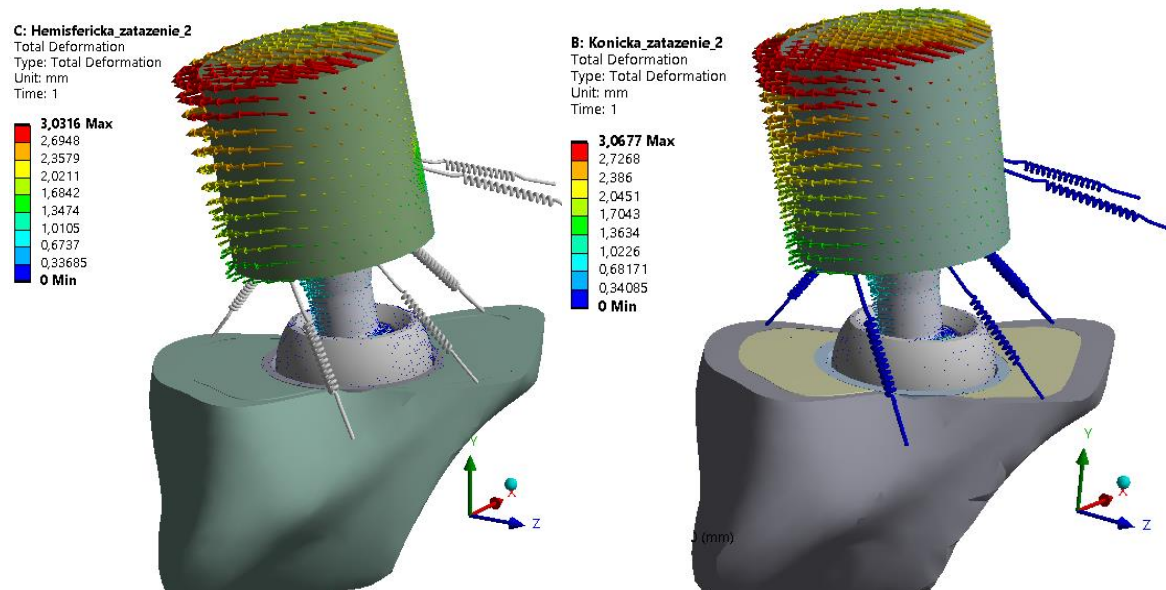
### 11.1 Porovnanie deformačných posuvov

Deformačné posuvy slúžia na kontrolu, či sa oba modely správajú podobne z hľadiska deformácie. V oboch prípadoch protéz sa jedná o typ duálnej mobility, takže posuvy kosti 1M spolu s protézou v by sa nemali líšiť. Keďže zaťaženie v kolmom smere na jamku je v oboch modeloch rovnaké, výsledky deformačných posuvov by mali byť takmer zhodné. Ako ukazuje obrázok 33, predpoklady sa naplnili.



Obrázok 37: Deformačný posuv náhrady s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení nadol

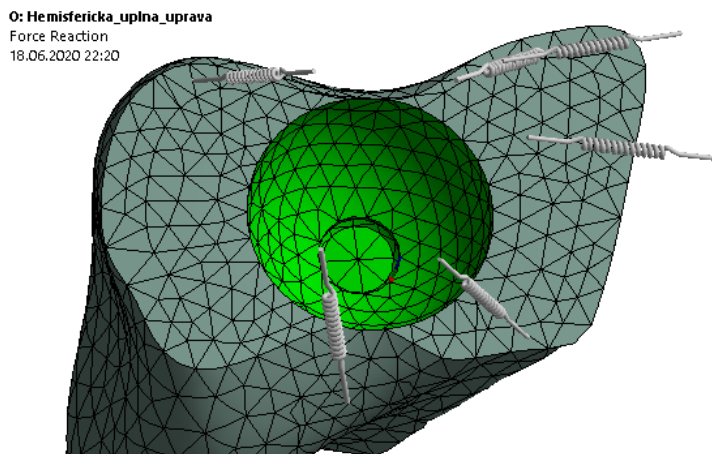
V druhom spôsobe zaťaženia po natočení prvého metakarpálu bola v oboch prípadoch dosiahnutá maximálna výchylka zhruba 3mm. Modely sa správali podľa očakávania.



Obrázok 38: Deformačný posuv náhrady s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri rotácii kosti 1M

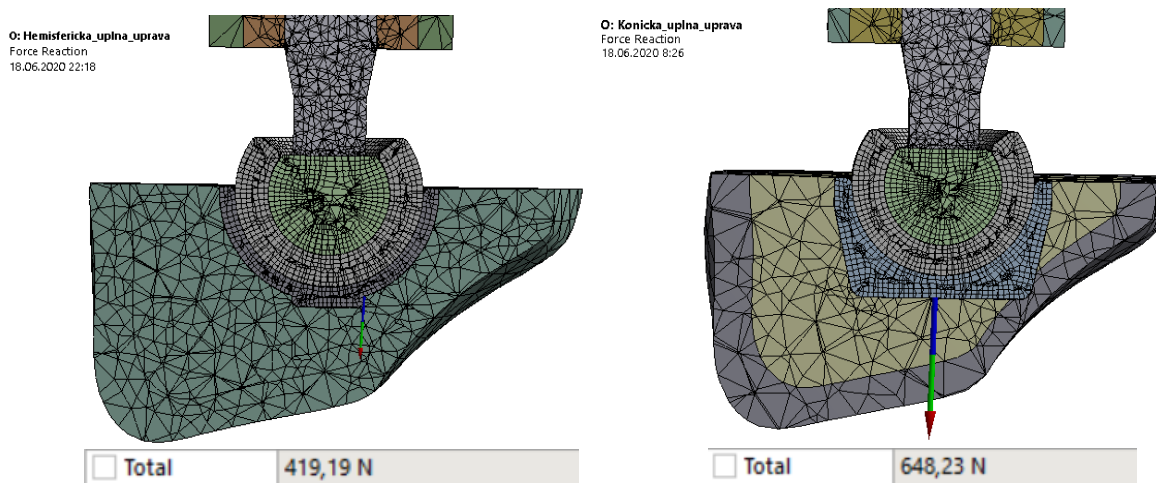
## 11.2 Porovnanie prenosu síl

Jedným z cieľov tejto diplomovej práce bolo zistiť, aký je silový prenos z náhrady do kosti po zaťažení. ANSYS Workbench v sekcii Riešenie ponúka príkaz s názvom *Force Reaction*, ktorý zistí maximálnu, minimálnu a celkovú pôsobiacu silu na vybranú plochu. Príkaz *Force Reaction* bol napokon aplikovaný na oblasť kontaktu kde sa spája plášť jamky s kosťou.



Obrázok 39: Oblasť zisťovania veľkosti sily prenášanej do kosti

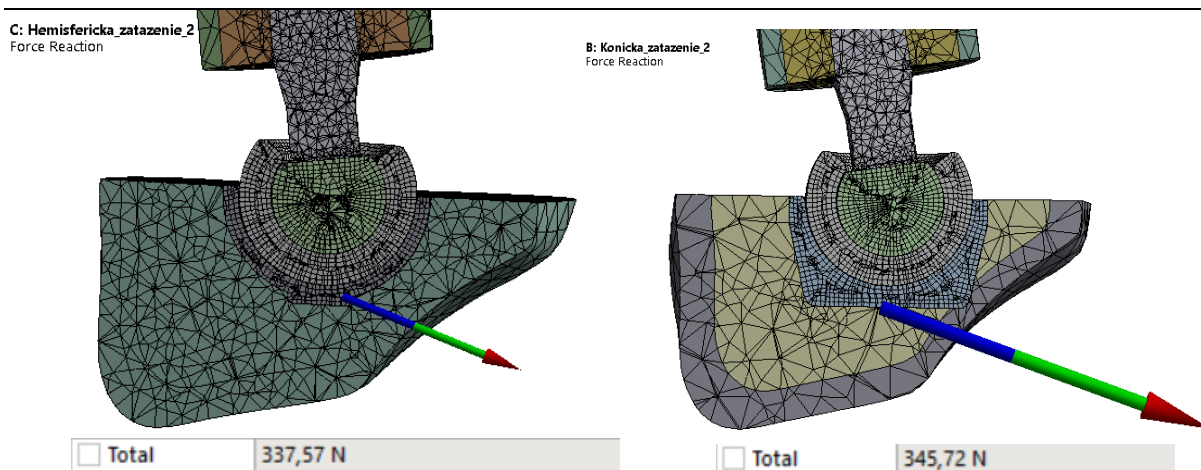
Prvé porovnávanie sa vykonávalo u modelov so zvislým zaťažením. Ako ukazuje obrázok 40, maximálna sila prenášaná do kosti cez kónickú jamku je až 648 N, zatiaľ čo maximálna sila prenesená do kosti cez hemisférický tvar jamky je okolo 419 N. Zo získaných výsledkov je možné usúdiť, že za rovnakých podmienok zvislého posuvu je o 35% väčšia sila prenášaná cez jamku kónického tvaru.



Obrázok 40: Sily získané pri kolmom zaťažení náhrady nadol

V druhom porovnávaní výsledky počítania už nehovorili tak jednoznačne v prospech hemisférickej jamky, avšak celková prenášaná sila cez túto jamku bola stále o čosi menšia ako u kónickej jamky. Hodnota sily prenesenej cez hemisférickú jamku bola 337,57 N a cez kónickú jamku 345,72 N.

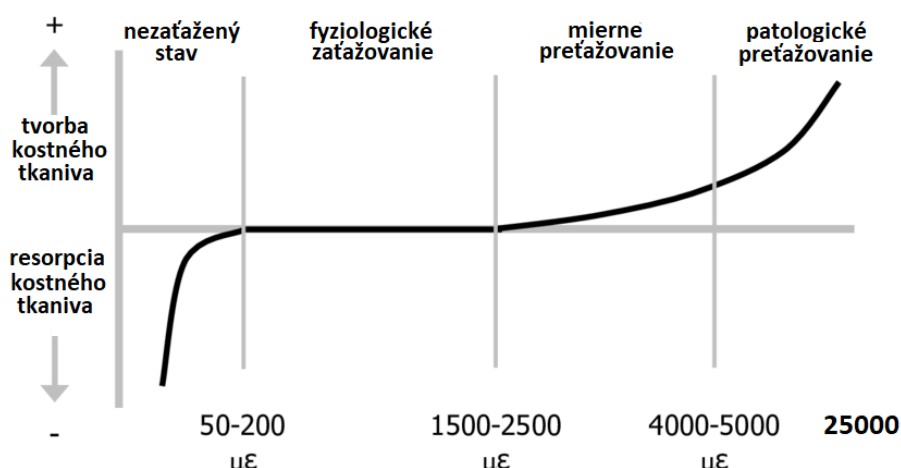




Obrázok 41: Sily získané po natočení krčku vo vložke o  $10^\circ$

### 11.3 Porovnanie redukovaných pretvorení $\epsilon_{HMH}$

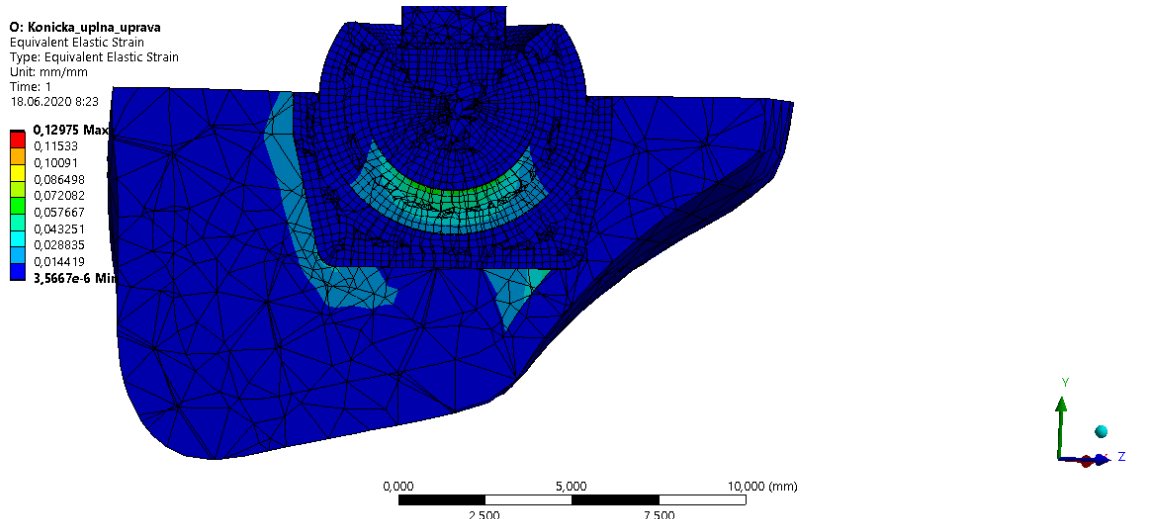
Jeden z najdôležitejších spôsobov ohodnotenia výsledkov je porovnanie výsledkov redukovaných pretvorení kostného tkaniva u oboch výpočtových modeloch. Frostova teória hovorí, že nad medznou hodnotou  $\epsilon_{HMH} = 0,025$  dochádza k porušeniu kostného tkaniva. Preto sa žiada, aby výsledky redukovaného pretvorenia boli porovnávané s touto medznou hodnotou.



Obrázok 42: Frostová teória: medzné hodnoty pretvoreni pre posudzovanie kostí [42]

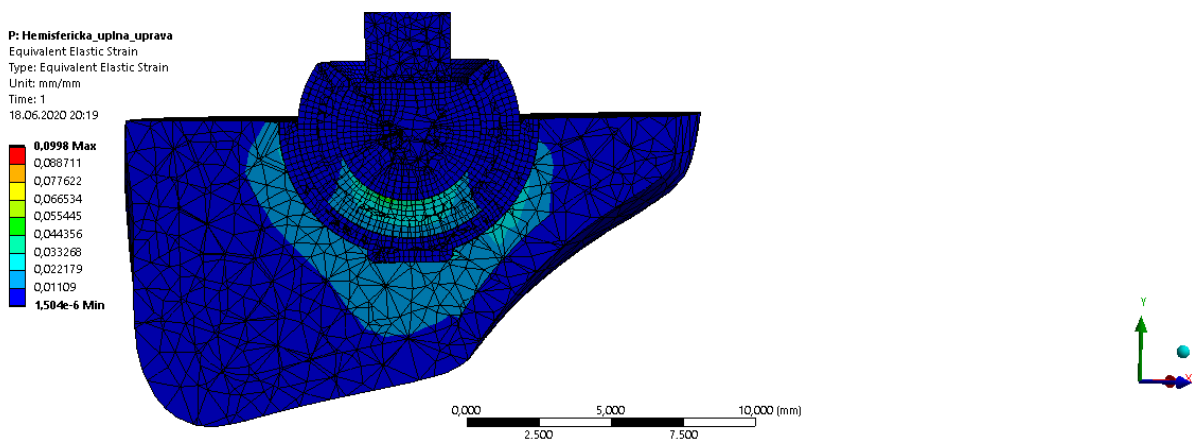
Keďže výsledky prenosu síl ukázali, že pri zvislom zaťažení sa maximálne hodnoty sily pohybujú na úrovni 419N u protézy s hemisférickou jamkou a 648N u protézy s kónickou jamkou, s veľkou pravdepodobnosťou sa očakávalo, že medzná hodnota redukovaného pretvorenia bude prekonalá. To by však nemalo vadiť, pretože cieľom práce je porovnať výsledky za akýchkoľvek podmienok a teda aj pri takejto extrémnej záťaži.

Pri zaťažení vo zvislom smere, teda v smere osi y, skutočne došlo k výraznému prekročeniu medznej hodnoty  $\epsilon_{HMH}$ . Dôležité však je, že hodnoty pretvorenia sú v modeli s hemisférickou jamkou menšie. Ako ukazuje obrázok 43, v danom reze sa hodnoty pretvorenia pohybujú v rozmedzí 0,014 až 0,043 a maximálna hodnota sa vyšplhala na číslo 0,129.



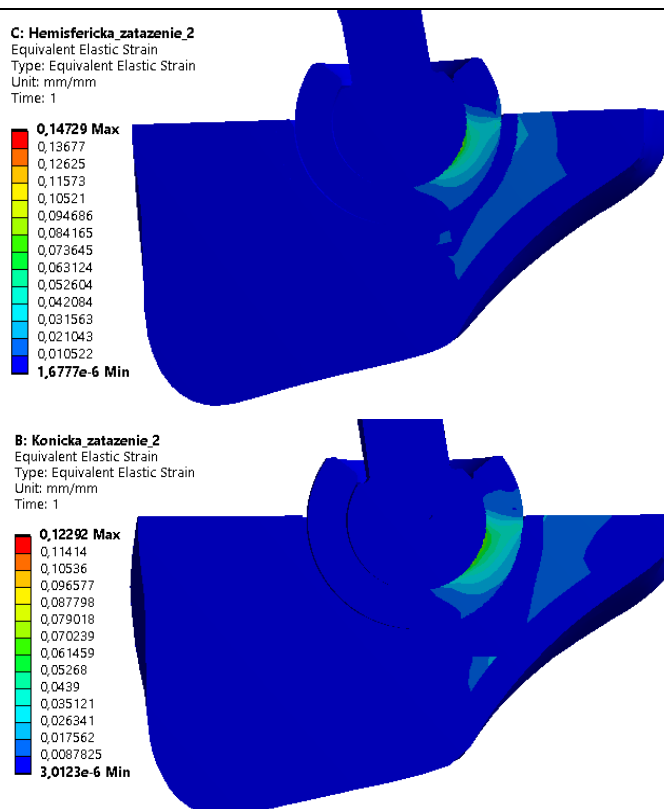
Obrázok 43: Pretvorenie pri zaťažení v kolmom smere nadol, náhrada s kónickou jamkou

Na obrázku 44 zas možno vidieť, že sa hodnoty pretvorenia pohybujú v rozmedzí 0,011 až 0,033 a maximálna hodnota sa vyšplhala na číslo 0,100. V oboch porovnaných prípadoch vzniká pomerne veľké pretvorenie aj v mieste kontaktu krčku a vložky.



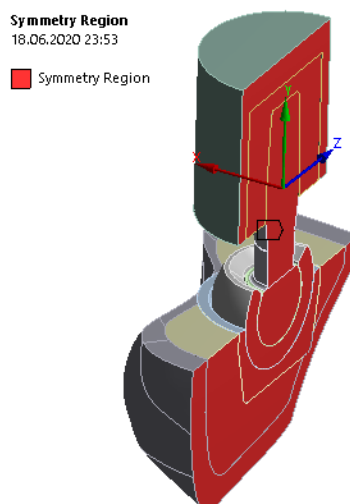
Obrázok 44: Pretvorenie pri zaťažení v kolmom smere nadol, náhrada s hemisférickou jamkou

V druhej porovnávanej dvojici vzniká pretvorenie najmä na pravej strane od jamiiek, teda tam kde krčok tlačí do vložky a jamky. Hodnoty pretvorenia sa v modely s hemisférickou jamkou pohybujú v rozmedzí zhruba od 0,010 do 0,031. Hodnoty pretvorenia sa v modely s kónickou jamkou pohybujú v rozmedzí zhruba od 0,008 do 0,035. Rozdiely v pretvoreniach sú medzi týmito dvoma modelmi vcelku malé a teda z tejto konfigurácie zaťaženia sa na základe tohto ukazovateľa nedá veľmi presvedčivo usúdiť, že ktorý plášť je vhodnejší.



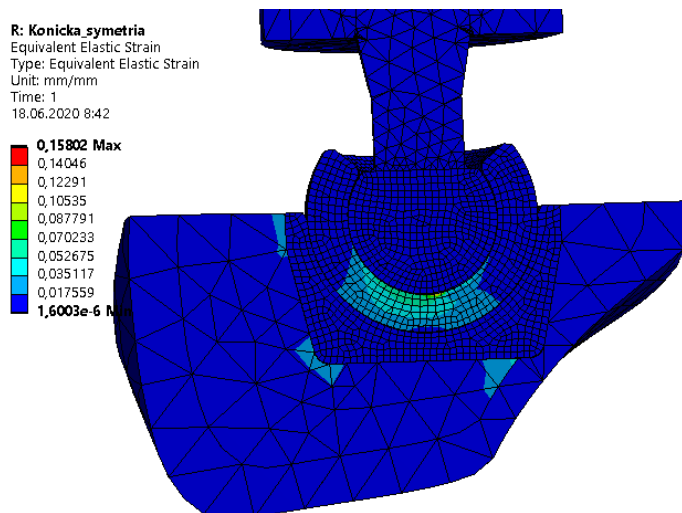
Obrázok 45: Pretvorenie vzniknuté po natočení hlavice krčku u náhrady s hemisférickou jamkou (hore) a u náhrady s kónickou jamkou (dole)

Z dôvodu riedkej siete na kostiach v okolí oboch jamiek sa usúdilo, že je vhodné výsledky prekontrolovať. Aby sa nejakým spôsobom uvoľnil väčší počet prvkov a uzlov a zároveň bol dostupný na ďalšie sieťovanie, vytvoril sa zrezaný polovičný model a zaviedla sa k nemu symetria.



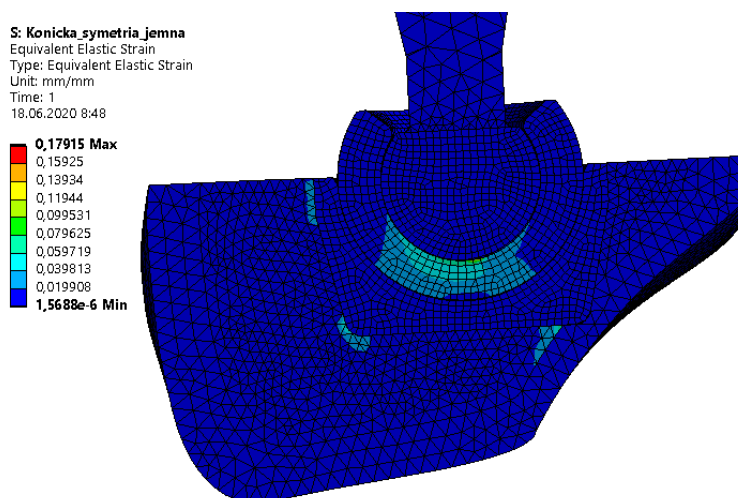
Obrázok 46: Polovičný model s aplikovanou symetriou

Keďže valec predstavuje zjednodušenú kosť 1M vo všetkých predošlých modeloch, tak problém nesymetrie sa dotkne len kosti trapézium. Z tohto dôvodu sa predpokladajú odchýlky vo výsledkoch. Polovičný model geometrie s kónickou jamkou vznikol po zrezaní pôvodného modelu presne v strede hlavice a vložky (obrázok 46).



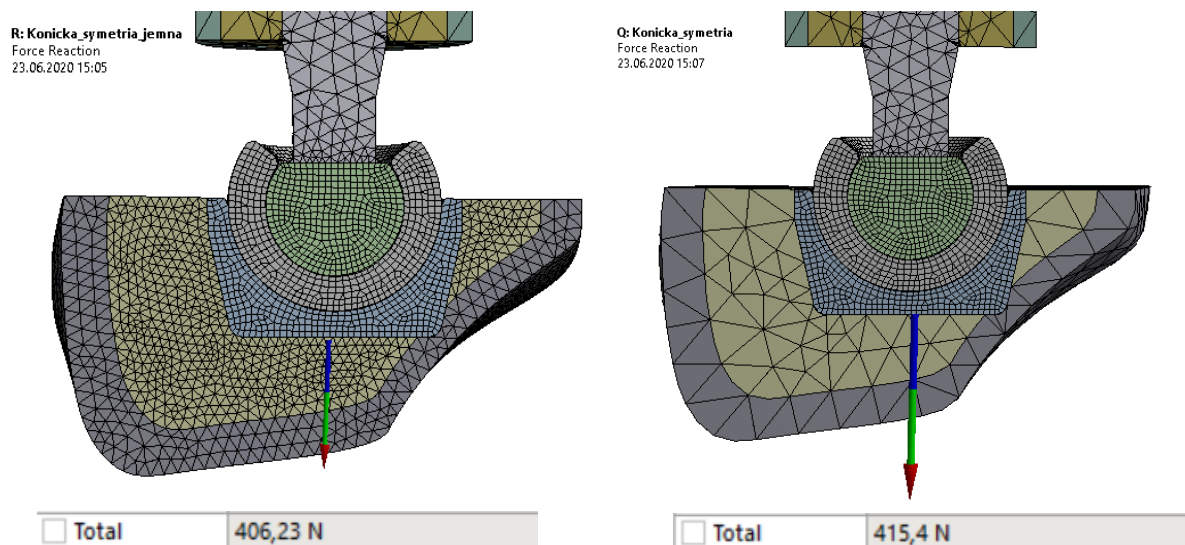
Obrázok 47: Pretvorenie v polovičnom modely s hrubou sieťou v kosti trapézium

Všetky nastavenia sa ponechali pôvodné a dokonca ostali aj pôvodné nastavenia veľkosti siete v kosti trapézium. V polovičnom modely bol použitý len prvý spôsob zaťaženia, pretože pri zvislom zaťažení nebolo potrebné mať zapnutú funkciu väzov. V druhej konfigurácii zaťaženia by už bolo potrebné mať zapnutú funkciu väzov, pretože by inak počas rotácie neboli krčok a kosť 1M jednoznačne v priestore určené. Zapnutie funkcie väzov by však predstavoval problém, pretože rozloženie väzov v okolí náhrady je nesymetrické. Výsledky pretvorenia rádovo vychádzali rovnako ako v plnom modely, avšak číselne sa mierne líšili. Tentokrát sa hodnoty pretvorenia pohybujú v rozmedzí 0,017 až 0,052. To mohlo byť samozrejme spôsobené už avizovanou modifikovanou geometriou. Ďalší podstatný krok v overovaní výsledkov bol, že model geometrie so symetriou sa naduplikoval a na kosti trapézium sa vytvorila oveľa hustejšia a kvalitnejšia sieť.



Obrázok 48: Pretvorenie v polovičnom modely s hustou sieťou v kosti trapézium

Po dosiahnutí riešenia boli badať rozdiely s výsledkami, ktoré boli dosiahnuté v modely s riedkou sieťou. Pretvorenie opäť narástlo a tentokrát sa pohybovalo v hodnotách v rozmedzí od 0,02 do 0,059. S kvalitnejšou sieťou sa hodnoty pretvorenia u polovičného modelu navýšili zhruba o 13,5%. Naopak hodnota sily prenesenej do kosti bola o vyše 35% menšia než u plného modelu s riedkou sieťou. Rozdiel medzi silou prenesenej do kvalitnejšej siete v kosti a riedkej siete v kosti bol len približne 2,2%.

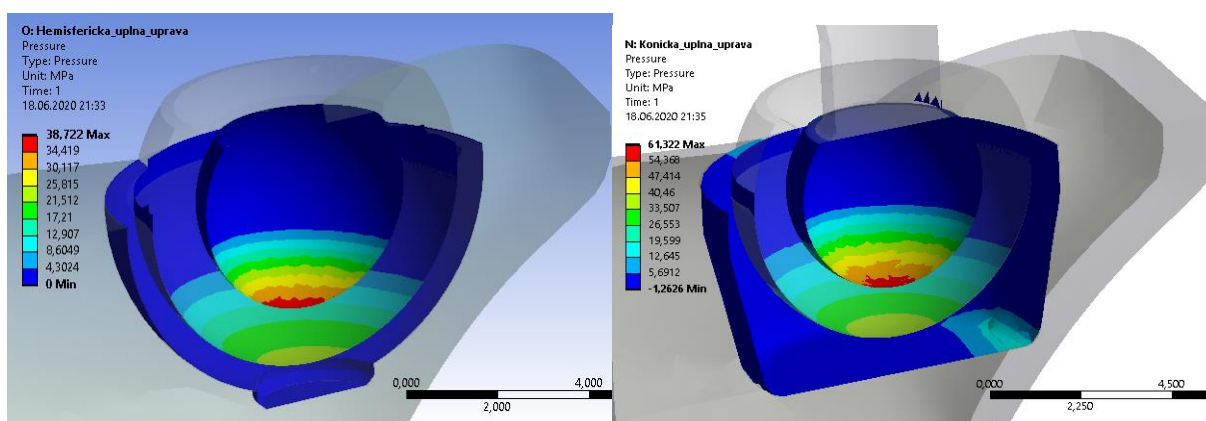


Obrázok 49: Prenos sily cez kónickú jamku do hustej siete (vľavo) a do riedkej siete (vpravo)

Dalo by sa teda zhrnúť, že ak by aj plný model s kónickou jamkou obsahoval kvalitnú sieť na kosti trapéziom a hlavne v okolí jamky, tak by sa výsledky nemuseli natoľko líšiť oproti pôvodným výsledkom. Navyše polovičný model sa dopracoval k riešeniu podstatne rýchlejšie ako to bolo v prípade plného modelu.

#### 11.4 Porovnanie kontaktných tlakov

Iný spôsob porovnania náhrad je pomocou porovnania kontaktných tlakov. Tlak bol vypočítaný primárne na rozhraní povrchov hlavice krčku a vložky. Výsledky však zahŕňajú aj tlak v oblasti, kde sa stýka polyetylénová vložka s plášťom. Pri zvislom zaťažení je vidno (obrázok 50), že maximálne hodnoty tlakov pre obe náhrady sa v celku líšia. Pri hemisférickom tvare jamky dosahujú tlaky maximálnu hodnotu 38,72 MPa a pri kónickom tvare jamky 61,32 MPa. Tieto hodnoty však celkom súvisia s už prezentovanými hodnotami prenášaných síl do kosti trapéziom.

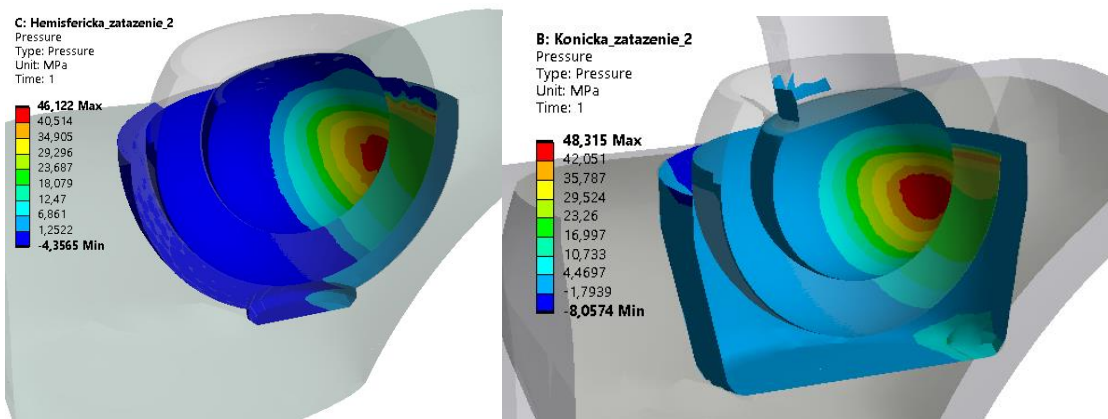


Obrázok 50: Kontaktné tlaky v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení

O viac ako tretinu väčší maximálny tlak u náhrady s kónickou jamkou súvisí s veľkosťou samotného kónického plášťa. Plášť v pravom dolnom rohu vybieha zo spongiózneho tkaniva kosti a opiera sa už o kortiku, ktorá je mnohonásobne pevnejšia. Pri zvolenom zaťažení

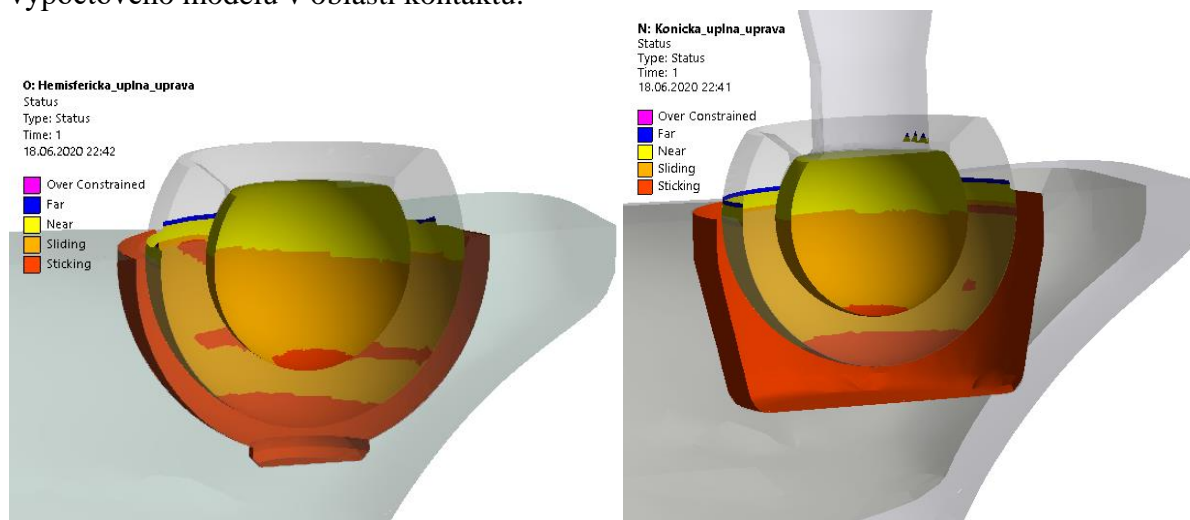
vznikajú v kónickej jamke väčšie tlaky, zatiaľ čo v hemisférickej jamke je plášťu naďalej dovolená mierna penetrácia do spongiózneho kosti.

V druhej konfigurácii zaťaženia hlavica krčku aj vložka tlačia do jednej strany plášt'a približne rovnako, maximálny vyvinutý tlak v hemisférickej jamke bol 46,1 MPa. Maximálny tlak v kónickej jamke bol o niečo väčší a dostal sa na hodnotu 48,3 MPa.



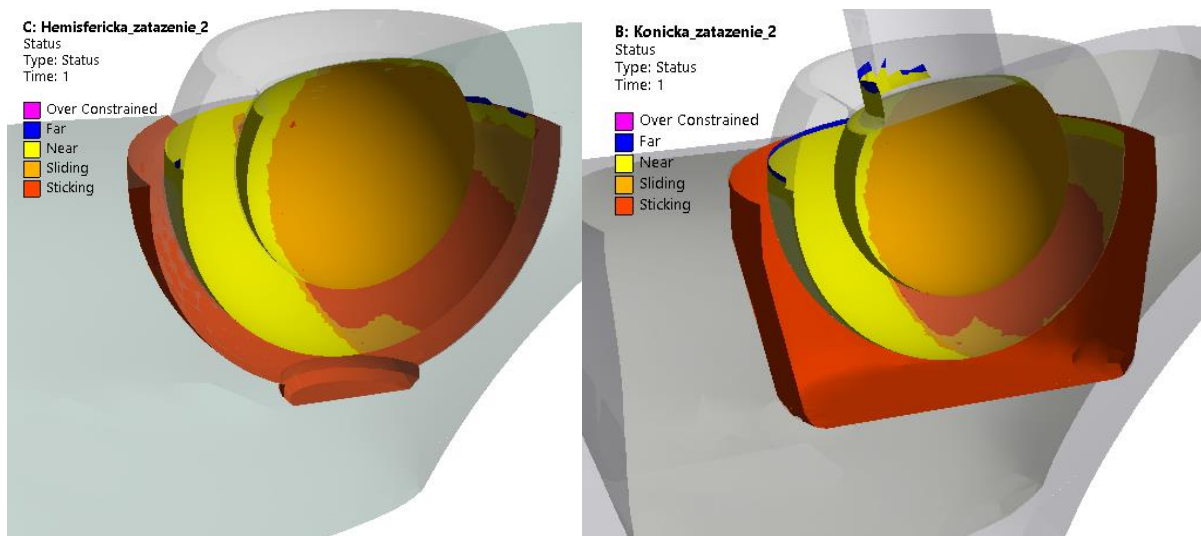
Obrázok 51: Kontaktné tlaky v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) po rotácii hlavice krčku v jamke

Medzi výsledkami súvisiacimi s kontaktmi sa okrem tlaku nachádza napríklad aj stav alebo charakter kontaktu. Jedná sa o celkom názorný spôsob, ako overiť správne chovanie výpočtového modelu v oblasti kontaktu.



Obrázok 52: Stav kontaktu v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a s kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení

Slabo oranžová farba znázorňuje kľavý charakter a ten sa vo veľkej miere aj preukazuje na povrchoch pohyblivých komponentov. Silne oranžová farba znázorňuje charakter príľnutia, čo znamená že sa objavuje hlavne na povrchu kde pôsobí zlepený kontakt. Menšie príľnutie možno sledovať aj na pohyblivých častiach náhrady (obrázok 52), čo je vzhľadom na extrémne zaťaženie pochopiteľné.

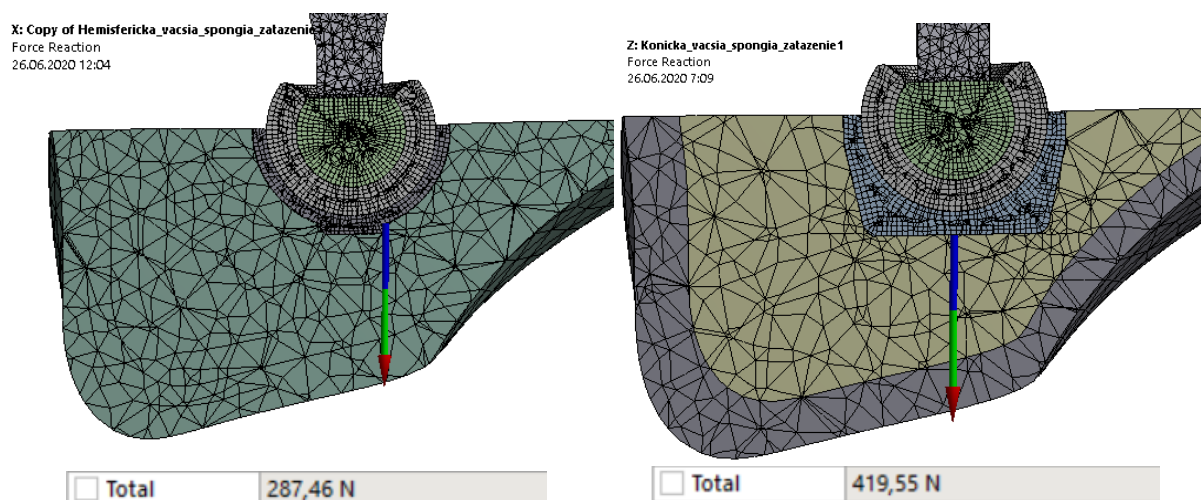


Obrázok 53: Stav kontaktu v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a s kónickou jamkou (vpravo) po rotácii hlavice krčku v jamke

V druhej porovnáwanej dvojici je stav kontaktu podobný. Hlavný rozdiel je v tom, že hlavica krčku je v tomto prípade kompletne pohyblivá, zatiaľ čo medzi vložkou a plášťom je v oblasti tlačenia príľnutie. Tento stav len potvrdzuje funkciu duálnej mobility, že najprv sa pohybuje krčok vo vložke a až po extrémnom natočení sa začne pohybovať vo väčšej miere aj vložka.

### 11.5 Vplyv zväčšenej kosti trapéziium na výsledky

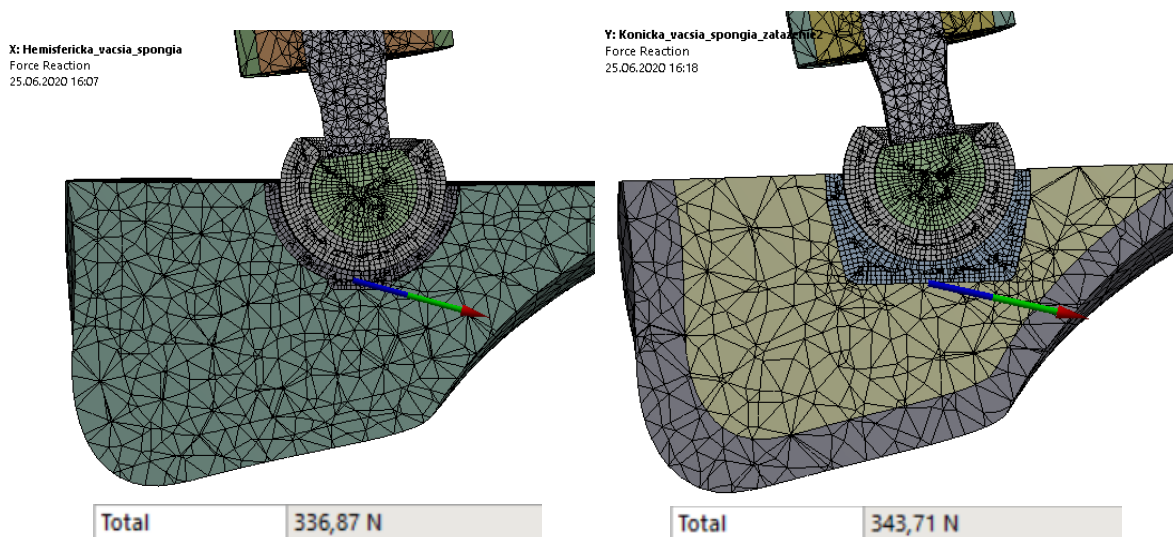
Počas analýzy výsledkov sa zistilo, že vplyv na ne môže mať aj kontakt plášt'a s kortikálnou časťou kosti. Ponúkalo sa tak vykonať ešte ďalšie výpočty, ktoré by tento stav prešetrili. U oboch modeloch sa zväčšila kosť trapéziium o 30%. Pre túto veľkosť kosti už nenastával žiaden kontakt medzi plášťom náhrady a kortikálnym kostným tkanivom. Po vypočítaní vznikli zaujímavé výsledky.



Obrázok 54: Sila prenášaná do zväčšenej kosti pri kolmom zaťažení nadol

Tentokrát boli vypočítané prenášané sily pri zvislom posuve (zaťažovanie č.1) menšie. Cez hemisférickú jamku bola celková reakčná sila 287,46 N a pre prípad kónickej jamky bola sila 419,55 N.

V porovnaní s pôvodnou bežnou veľkosťou trapézialnej kosti sa sila u hemisférickej jamky znížila o 31% a u kónickej jamky o 35 %. Naďalej tak pretrval veľký rozdiel medzi oboma silami a cez hemisférickú jamku bola menšia sila prenesená.



Obrázok 55: Sila prenášaná do zväčšenej kosti pri natočení hlavice krčku v jamke o  $10^\circ$

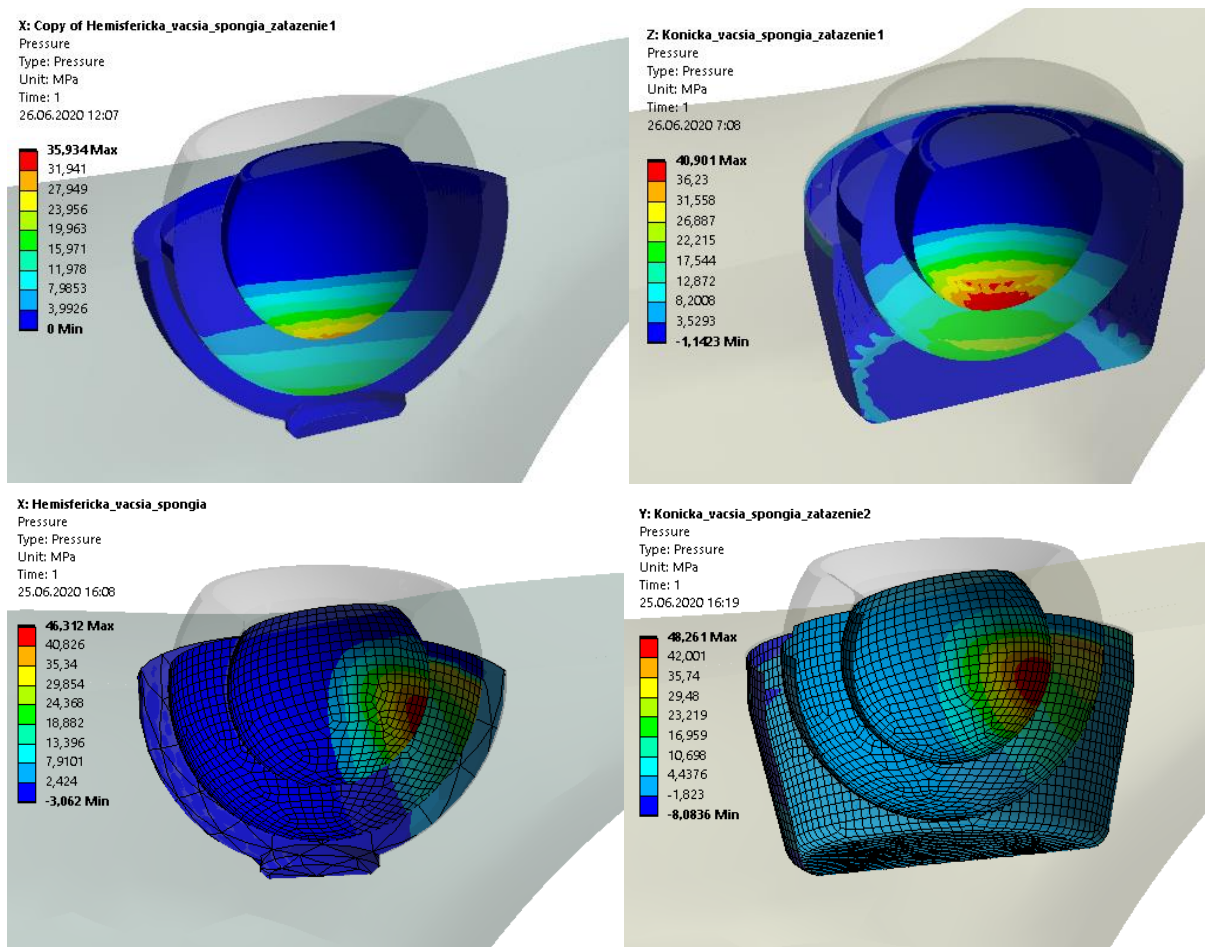
V druhom záťažovom stave vyšli hodnoty síl takmer identické so silami vzniknutými u pôvodne veľkej trapézialnej kosti. Sila cez hemisférickú jamku vyšla 336,87 N a cez kónickú jamku 343,71 N. Je možné vyhlásiť, že veľkosť kosti trapéziom alebo kontakt plášťa s kortikálnym tkanivom kosti pri tomto type zaťažovania výrazne nevlýva na celkovú veľkosť prenášanej sily do kosti.

Výsledky prenášaných síl		Kolmý posuv náhrady nadol	Natočenie náhrady v jamke
<b>Hemisférická jamka</b>	Pôvodná veľkosť kosti T	419,19 N	337,57 N
	Zväčšená kosť T	287,46 N	345,72 N
<b>Kónická jamka</b>	Pôvodná veľkosť kosti T	648,23 N	336,57 N
	Zväčšená kosť T	419,55 N	343,71 N

Tabuľka 6: Výsledky prenášaných síl



Vo výsledných tlakoch možno spozorovať, že pri zaťažovaní č.1 malo zväčšenie kosti taktiež výrazný vplyv na výsledky. Maximálny tlak v hemisférickej jamke bol 35,9 MPa, teda o 7,2% menej ako u pôvodnej veľkosti kosti trapézium. Maximálny tlak v kónickej jamke bol 40,9 MPa, teda o 33,3% menej ako u pôvodnej kosti. Výsledkom eliminácie kontaktu plášt'a s kortikálnym tkanivom kosti bol oveľa nižší tlak v kónickej jamke, no ten bol stále väčší ako u hemisférickej jamky. V pravom hornom rohu na obrázku 56 navyše vidno, že tlak sa zväčšoval po celom obvode spodnej hrany jamky, zatiaľ čo u hemisférickej jamky tlak zostal na nízkych číslach. Po zaťažovaní č.2 sa vo výsledných tlakoch opäť takmer nič nezmenilo.

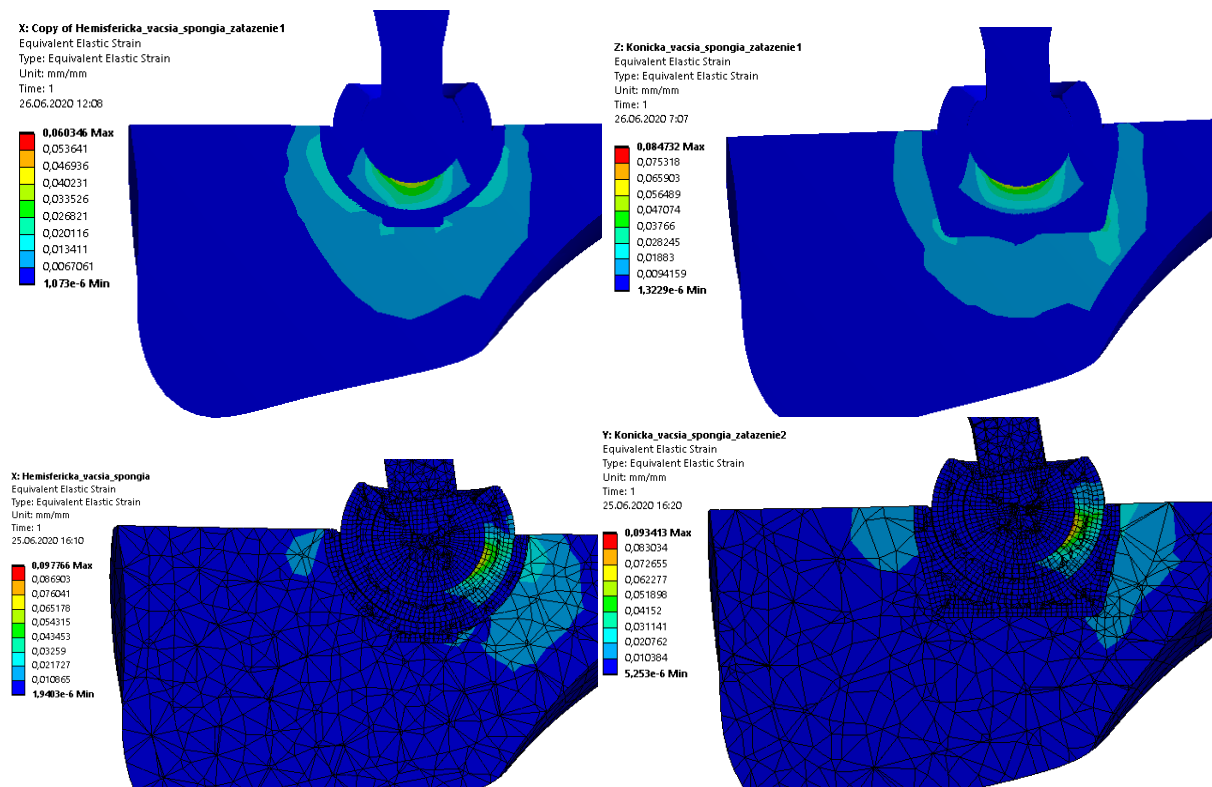


Obrázok 56: Všetky vypočítané tlaky u zväčšenej kosti

Výsledky tlakov		Kolmý posuv náhrady nadol	Natočenie náhrady v jamke
<b>Hemisférická jamka</b>	Pôvodná veľkosť kosti T	38,7 MPa	46,1 MPa
	Zväčšená kosť T	35,9 MPa	46,3 MPa
<b>Kónická jamka</b>	Pôvodná veľkosť kosti T	61,3 MPa	48,3 MPa
	Zväčšená kosť T	40,9 MPa	48,3 MPa

Tabuľka 7: Výsledky tlakov

Na záver sa porovnávali výsledné hodnoty redukovaných pretvorení. Po zaťažovaní č.1 nastáva zmena oproti modelom s pôvodnou veľkosťou kosti trapéziom. Hodnoty pretvorení v modeli s hemisférickou jamkou sa znížili až tak, že sa nedostávajú cez kritickú hodnotu pretvorenia 0,025. Ako vidno v ľavom hornom rohu na obrázku 57, pretvorenie sa zhruba rovnomerne rozložilo okolo plášťa. V modeli s kónickou jamkou sa však hodnoty pretvorenia vyšplhali cez kritické pretvorenie a lokalizovali sa hlavne pod hranami plášťa. Po zaťažovaní č.2 boli výsledky u oboch modeloch opäť podobné.



Obrázok 57: Všetky vypočítané redukované pretvorenia u zväčšenej kosti

## 12 Závěr

Hlavným cieľom tejto diplomovej práce bolo vytvoriť výpočtové modely totálnej náhrady trapéziometakarpálneho kĺbu s hemisférickým a kónickým tvarom jamky v kosti trapézium. V oboch prípadoch sa jednalo o typ náhrady s názvom duálna mobilita. Následne sa tieto dva modely porovnávali z hľadiska prenosu síl z náhrady do kosti trapézium.

Jedným z ukazovateľov, na základe ktorého sa modely porovnávali, bola sila prenášaná z náhrady do kostného tkaniva. Ďalej sa náhrady porovnávali na základe kontaktných tlakov medzi jednotlivými komponentami v náhrade, redukovanom pretvorení v kostnom tkanive a schopnosti pohybu krčku a vložky v jamke. Následne boli modely upravované aj tak, aby sa sledované veličiny porovnali v závislosti na hustote siete vytvorenej v kostnom tkanive v okolí jamiek. Nakoniec sa aj zisťovalo, ako ovplyvňuje výsledky veľkosť kosti trapézium. Všetky porovnávaná sa vykonali pre 2 rôzne záťažové charakterity.

Na základe použitého deformačného prístupu v oboch záťažovaniach bolo očakávané, že oba modely s rozdielnym tvarom jamky sa z hľadiska deformačného posuvu a pohybového stavu kontaktu budú správať rovnako a predpoklady sa naplnili.

V prvom prípade deformačného posuvu, kedy kosti 1M a náhrada v zvislom smere nadol tlačili na jamku, vyšli výsledky pozitívne v prospech hemisférického tvaru plášťa. Celkové reakčné sily prenášané do kostného tkaniva cez hemisférickú jamku boli menšie ako v druhom modeli (o cca 35%) a aj kontaktné tlaky medzi krčkom, vložkou a plášťom mali zhruba o 37% nižšiu hodnotu.

V druhom prípade bolo v oboch modeloch zavedené natočenie kosti a krčku v jamke o 10°. Vo výsledkoch sa však ukázalo, že výsledné hodnoty sledovaných veličín boli v oboch porovnávaných modeloch veľmi podobné a nevznikali také veľké rozdiely ako pri kolmom tlačení na jamku. Napriek tomu za rovnakých podmienok boli opäť vypočítané o niečo väčšie hodnoty tlakov a celkovej sily pre model s kónickou jamkou. Tlaky v kontaktoch v kónickej jamke boli len o 4,5% väčšie a celková prenesená sila cez kónickú jamku bola len o 2,4% väčšia ako sila cez hemisférickú jamku.

Z dôvodu nepoužitelnosti silového prístupu v oboch modeloch nastala situácia, že náhrada a kosti boli vystavené kritickým až extrémnym silám počas záťažovania. Na niektorých miestach pod jamkami tak dochádzalo ku prekonaniu kritického redukovaného pretvorenia kostného tkaniva. Čím väčšia záťaž pôsobila na model, tým väčšie rozdiely v silách, tlakoch a pretvoreniach vznikali medzi oboma jamkami.

Počas analýzy výsledkov padla aj otázka, ako veľmi môže ovplyvňovať výsledky sieť vytvorená v kosti trapézium. Tá pôvodná bola riedka, preto sa vytvoril ďalší model, ktorý mal zahustenú sieť prvkov v kosti trapézium. Polovičný model s využitím symetrie má jeden problém, na základe ktorého nové výsledky nemôžu byť totožné s predošlými. Kost trapézium totiž nie je symetrická podľa žiadnej osi a ani rozloženie väzov v okolí kĺbu nie je symetrické. Výsledky tak ukázali, že v modeli polovičnej geometrie s kónickou jamkou je celková prenášaná sila asi o 35% menšia ako v plnom modeli. Ak sa však tento model porovnával s tým istým modelom s hustejšou sieťou prvkov v kosti pod jamkou, sila prenesená do kosti s hustejšou sieťou bola len o 2,2 % menšia. Dá sa teda predpokladať, že ak by bola sieť kvalitnejšia a hustejšia v pôvodnom plnom modeli, výsledky by sa líšili minimálne.

Vplyv na výsledky mal určite aj kontakt časti spodnej hrany plášťa s kortikálnym kostným tkanivom. Stalo sa tak v modely s kónickou jamkou. Tento kontakt mohol skreslovať výsledky hlavne počas zvislého zaťažovania na jamku. Navyše aj časť hemisférického plášťa sa dotýkala kortikálneho tkaniva, ale len vo vrchnej časti kosti. Preto sa vytvorili ďalšie modely, ktoré mali zväčšenú kosť trapézium o 30% oproti pôvodnej kosti. Takto zväčšenú kosť pravdepodobne nemá žiaden človek, model však umožnil ukázať do akej miery kontakt plášťa s kortikou ovplyvňoval výsledky. Dokázalo sa, že u všetkých pozorovaných veličinách sa po zaťažení č.1 zmenšili výsledné hodnoty u oboch tvaroch jamiek. Tvrdenie, že cez hemisférickú jamku sa preniesla menšia sila, však zostalo rovnaké. Taktiež naďalej platilo, že aj tlak v hemisférickej jamke bol menší, tentokrát o 12%. V kónickej jamke bolo badať, že tlak sa zväčšoval aj v okolí spodnej hrany plášťa, zatiaľ čo tlak v okolí hemisférického plášťa sa držal na nízkych hodnotách. Po zaťažení č.2 boli výsledky takmer zhodné s výsledkami z modelov s pôvodnou veľkosťou kosti. Z týchto výsledkov vyplýva, že veľkosť kosti trapézium ovplyvňuje výstupy hlavne pri zvislom tlačení kosti 1M a krčku do jamky.

Využitie kónickej jamky môže mať svoje opodstatnenie z dôvodu, že sa nepredpokladá luxácia takéhoto tvaru jamky von z kosti. Avšak takáto jamka je väčšia ako hemisférická a teda sa musí odstrániť viac kostného tkaniva na jej aplikáciu. Dokonca môže nastať stav ako vo výpočtových modeloch, že sa plášť môže opierať o kortikálne tkanivo kosti. Ak by sa aj kónický plášť nedotýkal kortikálneho tkaniva, na základe výpočtov v tejto práci by za istej záťaže stále nebolo vhodné použiť kónický plášť. Ak je teda kosť trapézium veľmi malá, je určite vhodnejšie použiť hemisférickú jamku.

## ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

- [1] SPARTACUS, Victoria, 2019. Trapeziometacarpal Joint: A Mechanical Explanation of Total Prosthesis Failures. *Biomechanics* [online]. IntechOpen, 2019-1-30 [cit. 2020-03-2]. DOI: 10.5772/intechopen.81318. ISBN 978-1-78985-121-2. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/biomechanics/trapeziometacarpal-joint-a-mechanical-explanation-of-total-prosthesis-failures>
- [2] JURČA, J., NĚMEJC, M. AND HAVLAS, V. Srovnání výsledků operační léčby rhizartrózy metodou interpoziční astroplastiky dle Burtona-Pellegriniho a implantací trapeziometakarpální endoprotézy. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2016/02/01 2016, vol.83, no. 1, p. 27-31
- [3] ODELLA, Simona, 2018. Trapeziometacarpal Joint Osteoarthritis. Milan: Springer. ISBN 978-3-319-44336-2
- [4] TRTÍK, Lubomír. Rhizartróza, současné možnosti léčení. *Ortopedie*. 2011, 5(1), 30-35. ISSN 1802-1727.
- [5] Taccardo G, DE Vitis R, Parrone G, Milano G, Fanfani F. Surgical treatment of trapeziometacarpal joint osteoarthritis. *Joints*. 2014 Jan 8;1(3):138-44. PubMed PMID: 25606524. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4295705/>
- [6] RHIZARTRÓZA – ARTRÓZA PALCE U RUKY, 2019. *FYZIOKLINIKA* [online]. Praha [cit. 2020-03-04]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/rhizartróza-artroza-palce-u-ruky>
- [7] Jiménez-Díaz, V., Cecilia-López, D., Porrás-Moreno, M.Á. *et al.* Arthrodesis of the thumb carpometacarpal joint using a quadrangular plate: surgical technique and long-term results of 70 patients. *Eur J Orthop Surg Traumatol* **27**, 909–915 (2017). Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00590-017-1973-1>
- [8] PODSEDNÍK, K. Biomechanická studie karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 68 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [9] NuGrip CMC Implant, 2017. INTEGRA [online]. Saint Priest [cit. 2020-04-12]. Dostupné z: <https://www.integralife.eu/products/recon/orthopedics/upper/hand-wrist/hand/nugrip-cmc-implant/>
- [10] PyroDisk Interpositional CMC Implant, 2017. INTEGRA [online]. Saint Priest [cit. 2020-04-12]. Dostupné z: <https://www.integralife.eu/products/recon/orthopedics/upper/hand-wrist/hand/pyrodisk-interpositional-cmc-implant/>
- [11] HERMAN, Irving P., 2007. *Physics of the human body*. New York: Springer. ISBN 978-3-540-29603-4.

- [12] Ko LM, Hozack WJ. The dual mobility cup: what problems does it solve?. *Bone Joint J.* 2016;98-B(1 Suppl A):60-63. doi:10.1302/0301-620X.98B1.36332. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26733643/>
- [13] Laura, A.D., Hothi, H., Battisti, C. *et al.* Wear of dual-mobility cups: a review article. *International Orthopaedics (SICOT)* **41**, 625–633 (2017). Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00264-016-3326-9>
- [14] O firmě, 2020. *Beznoska s.r.o.* [online]. Kladno [cit. 2020-04-15]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/o-firme/>
- [15] Totální náhrada trapeziometakarpálního kloubu – typ T, 2013. *Beznoska s.r.o.* [online]. Kladno, 21. 3. 2017 [cit. 2020-04-15]. Dostupné z: [http://www.beznoska.cz/wp-content/uploads/2013/11/Manual\\_TMCJ\\_ELiS\\_CZ\\_posledni\\_2017.03.21-1.pdf](http://www.beznoska.cz/wp-content/uploads/2013/11/Manual_TMCJ_ELiS_CZ_posledni_2017.03.21-1.pdf)
- [16] Primoimplantáty, *Beznoska s.r.o.* [online]. Kladno [cit. 2020-04-15]. Dostupné z: [http://www.beznoska.cz/wp-content/uploads/2013/11/katalog\\_Primoimplantaty\\_CZ\\_posledni\\_2017.03.15.pdf](http://www.beznoska.cz/wp-content/uploads/2013/11/katalog_Primoimplantaty_CZ_posledni_2017.03.15.pdf)
- [17] HUNT III, Thomas R. a Sam W. WIESEL. *Operative techniques in hand, wrist and forearm surgery*. Philadelphia: LWW, 2010. ISBN 978-1-4511-0255-0.
- [18] ČECH, Svatopluk a Drahomír HORKÝ. *Přehled obecné histologie*. 1. vydání. Brno: Vydavatelství MU, Brno - Kraví Hora, 2005. 140 s. ISBN 80-210-3854-3.
- [19] ORTNER, D.J. *Identification of pathological conditions in human skeletal remains*. San Diego, CA: Academic Press, 2003. ISBN 978-0-12528-628-2.
- [20] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [21] LULLMANN-RAUCH, R. *Histologie*. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-3729-4.
- [22] 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, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. 70 s. Vedoucí práce doc. Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.
- [23] Junqueira, L. C.; Carneiro, J.; O. Kelley, R. *Základy histologie*. Jinočany : H & H, 1997. ISBN 80-85787-37-7.
- [24] Oporná soustava, 1000. *Biopedia* [online]. [cit. 2020-04-17]. Dostupné z: <https://biopedia.sk/clovek/oporna-sustava>
- [25] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1987.

- [26] TRTÍK, Lubomír. Implantáty a trapeziometakarpální protézy. *Příloha Medicína & Umění*. 2017, str. 7-11.
- [27] SVOJANOVSKÝ, T. Deformačně napjatostní analýza prvků totální náhrady trapéziometakarpálního kloubu, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 88 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Vladimír Fuis, PhD.
- [28] Left arm, 2012. *GrabCAD* [online]. August 31st, 2012 [cit. 2020-01-22]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library/left-arm>
- [29] NANNO, Mitsuhiko, William L. BUFORD, Rita M. PATTERSON, Clark R. ANDERSEN a Steven F. VIEGAS. Three-Dimensional Analysis of the Ligamentous Attachments of the First Carpometacarpal Joint. *The Journal of Hand Surgery*. 2006, 65 roč. 31, č. 7, s. 1160-1170. ISSN 03635023. DOI: 10.1016/j.jhsa.2006.05.007. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502306006216>
- [30] BAJURI, M. N., Mohammed Rafiq ABDUL KADIR, Malliga Raman MURALI a T. KAMARUL, 2013. : *a finite element analysis*[online]. Roč. 51(1-2), 175-186 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1007/s11517-012-0982-9. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-012-0982-9>
- [31] GISLASON, M K, D H NASH, A NICOL, A KANELLOPOULOS, M BRANSBYZACHARY, T HEMS, B CONDON a B STANSFIELD. A three-dimensional finite element model of maximal grip loading in the human wrist. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2009-10-1, vol. 223, issue 7, s. 849-861. DOI: 10.1243/09544119JEIM527. Dostupné z: <http://pih.sagepub.com/lookup/doi/10.1243/09544119JEIM527>
- [32] ANSYS Contact Technology Guide [online]. 2004. Dostupné z: [https://www.cae.tntech.edu/~chriswilson/FEA/ANSYS/g\\_ctec90.pdf](https://www.cae.tntech.edu/~chriswilson/FEA/ANSYS/g_ctec90.pdf)
- [33] Modeling Contact in Ansys Workbench [online]. 2014 [cit. 2020-02-24]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=3X1halxjV-c>
- [34] ANSYS. *Workbench 2019 R3. Workbench User's Guide*. 2020. Dostupné z: [https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v195/wb2\\_help/wb2\\_help.html%23wb2\\_help](https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v195/wb2_help/wb2_help.html%23wb2_help)
- [35] EPSILON FEA. *Contact Analysis: ANSYS*. 2013. Dostupné z: [https://www.epsilonfea.com/wp-content/uploads/2015/05/Contact\\_Update.pdf](https://www.epsilonfea.com/wp-content/uploads/2015/05/Contact_Update.pdf)
- [36] ANSYS. *ANSYS Training Manual: Bonded Contact*. 2001. Dostupné z: [http://www2.kuas.edu.tw/prof/me06/part-2/2\\_09-contact.ppt](http://www2.kuas.edu.tw/prof/me06/part-2/2_09-contact.ppt).
- [37] WANG, Erke. ANSYS Contact: Penalty vs. Lagrange. 2004. Dostupné z: <https://www.scribd.com/doc/36284870/Erke-Wang-Ansys-Contact>
- [38] Touch, 2015. *KeriMedical* [online]. Geneva, 2020 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://www.kerimedical.com/en/portail-kerimedical-en/home-professional/publications->

[touch/](#)

[39] Touch – dual mobility trapeziometacarpal prosthesis, 2015. *KeriMedical* [online]. Geneva, 2020 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://www.kerimedical.com/en/portail-kerimedical-en/home-professional/touch-product-2/>

[40] Nonlinear Convergence, 2010. *Epsilon FEA*. Dostupné z: [https://www.epsilonfea.com/wp-content/uploads/2015/05/epsilon\\_convergence.pdf](https://www.epsilonfea.com/wp-content/uploads/2015/05/epsilon_convergence.pdf)

[41] Overcoming Convergence Difficulties in ANSYS Workbench Mechanical, 2012. *PADT, Inc.- The Blog*[online]. 2020 [cit. 2020-06-02]. Dostupné z: <http://www.padtinc.com/blog/overcoming-convergence-difficulties-in-ansys-workbench-mechanical-part-i-using-newton-raphson-residual-information/>

[42] Frost's Mechanostat Theory. Adaptation of bone to mechanical stimuli. *ResearchGate* [online]. [cit. 2020-06-17]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/Frosts-Mechanostat-Theory-Adaptation-of-bone-to-mechanical-stimuli\\_fig1\\_27529980](https://www.researchgate.net/figure/Frosts-Mechanostat-Theory-Adaptation-of-bone-to-mechanical-stimuli_fig1_27529980)



## ZOZNAM OBRÁZKOV

Obrázok 1: Porovnanie zdravého TMC kĺbu a kĺbu postihnutého rhizartrózou [1].....	13
Obrázok 2: RTG snímky vykonanej artrodézy za pomoci šróbov a platničky [7].....	15
Obrázok 3: Príklady pyrokarbónových implantátov – NuGrip a PyroDisk [9], [10].....	16
Obrázok 4: Znárodnenie kĺbu typu ball-and-socket a sedlového kĺbu [11].....	16
Obrázok 5: Luxácia kosti 1M [1] .....	17
Obrázok 6: Uvoľnenie jamky z kosti trapéziium [1].....	17
Obrázok 7: Duálna mobilita [13].....	18
Obrázok 8: Porovnanie usadenia hemisférickej a kónickej jamky v kosti.....	18
Obrázok 9: Protézy TMC kĺbu [15].....	19
Obrázok 10: Ilustrácie prvých krokov operačného postupu [17] .....	19
Obrázok 11: Grafické znázornenie ďalších krokov v postupe nahradzovania kĺbu [17] .....	20
Obrázok 12: Prierez kosťou [24] .....	22
Obrázok 13: Väzy v okolí TMC kĺbu [3] .....	23
Obrázok 14: Driek .....	25
Obrázok 15: Krčok a vložka.....	25
Obrázok 16: : Kónický plášť a hemisférický plášť .....	26
Obrázok 17: Kompletná náhrada s hemisférickým tvarom plášťa .....	26
Obrázok 18: Kompletná náhrada s kónickým tvarom plášťa .....	26
Obrázok 19: Kostí v okolí TMC kĺbu.....	27
Obrázok 20: Pôvodná geometria kostí a protézy.....	28
Obrázok 21: Upravená geometria kostí a protézy .....	28
Obrázok 22: Dôležité väzy a šlachy v okolí TMC kĺbu, palmárny pohľad naľavo, dorzálny napravo [29].....	29
Obrázok 23: Model s väzmi .....	30
Obrázok 24: Grafické znázornenie penaltového prístupu [36].....	32
Obrázok 25: Grafické znázornenie MPC metódy [36].....	33
Obrázok 26: Kontakt medzi hlavnicou krčku a vložkou .....	35
Obrázok 27: Kontakt medzi vložkou a plášťom pre oba druhy jamiek.....	35
Obrázok 28: Kontakt medzi plášťom a kosťou pre oba druhy jamiek .....	36
Obrázok 29: Adjust to touch [36].....	37
Obrázok 30: Celková sieť zostavy.....	39
Obrázok 31: Sieť vytvorená na krčku (vľavo) a na vložke (vpravo).....	40
Obrázok 32: Sieť vytvorená na hemisférickom (vľavo) a kónickom (vpravo) plášti .....	40
Obrázok 33: Väzba objektu s okolím .....	41
Obrázok 34: Aktivácia modelu v smere osi y (vo zvislom smere) a aktivácia natočením o 10° .....	42
Obrázok 35: Force convergence .....	44
Obrázok 36: Problémové rozostavenie kontaktných telies z hľadiska konverencie [40].....	46
Obrázok 37: Deformačný posuv náhrady s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení nadol.....	47
Obrázok 38: Deformačný posuv náhrady s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri rotácii kosti 1M .....	47
Obrázok 39: Oblasť zisťovania veľkosti sily prenášanej do kosti.....	48
Obrázok 40: Sily získané pri kolmom zaťažení náhrady nadol.....	48
Obrázok 41: Sily získané po natočení krčku vo vložke o 10° .....	49
Obrázok 42: Frostová teória: medzné hodnoty pretvoreni pre posudzovanie kostí [42].....	49

---

Obrázok 43: Pretvorenie pri zaťažení v kolmom smere nadol, náhrada s kónickou jamkou ..	50
Obrázok 44: Pretvorenie pri zaťažení v kolmom smere nadol, náhrada s hemisférickou jamkou.....	50
Obrázok 45: Pretvorenie vzniknuté po natočení hlavice krčku u náhrady s hemisférickou jamkou (hore) a u náhrady s kónickou jamkou (dole) .....	51
Obrázok 46: Polovičný model s aplikovanou symetriou .....	51
Obrázok 47: Pretvorenie v polovičnom modeli s hrubou sieťou v kosti trapézium .....	52
Obrázok 48: Pretvorenie v polovičnom modeli s hustou sieťou v kosti trapézium .....	52
Obrázok 49: Prenos sily cez kónickú jamku do hustej siete (vľavo) a do riedkej siete (vpravo) .....	53
Obrázok 50: Kontaktné tlaky v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení .....	53
Obrázok 51: Kontaktné tlaky v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a kónickou jamkou (vpravo) po rotácii hlavice krčku v jamke .....	54
Obrázok 52: Stav kontaktu v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a s kónickou jamkou (vpravo) pri zvislom zaťažení .....	54
Obrázok 53: Stav kontaktu v náhradách s hemisférickou jamkou (vľavo) a s kónickou jamkou (vpravo) po rotácii hlavice krčku v jamke .....	55
Obrázok 54: Sila prenášaná do zväčšenej kosti pri kolmom zaťažení nadol.....	55
Obrázok 55: Sila prenášaná do zväčšenej kosti pri natočení hlavice krčku v jamke o 10° .....	56
Obrázok 56: Všetky vypočítané tlaky u zväčšenej kosti.....	57
Obrázok 57: Všetky vypočítané redukované pretvorenia u zväčšenej kosti.....	58

## **ZOZNAM TABULIEK**

Tabuľka 1: Väzy a ich tuhosti [30].....	30
Tabuľka 2: Materiály a ich základné mechanické vlastnosti.....	31
Tabuľka 3: Siet'ovanie vo variante s hemisférickou jamkou.....	39
Tabuľka 4: Siet'ovanie vo variante s kónickou jamkou.....	39
Tabuľka 5: Nastavenie riešiča .....	43
Tabuľka 6: Výsledky prenášaných síl .....	56
Tabuľka 7: Výsledky tlakov .....	57

