



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF ENGINEERING MECHANICS AND BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE KARPOMETAKARPÁLNÍHO (CMC) KLOUBU PALCE RUKY

BIOMECHANICAL STUDIES CARPOMETACARPAL (CMC) JOINT THUMB

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

BC. KAREL PODSEDNÍK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. ZDENĚK FLORIAN, CSC.

BRNO 2013

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Karel Podsedník

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

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:

Biomechanická studie karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky

v anglickém jazyce:

Biomechanical studies carpometacarpal (CMC) joint thumb

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z aktuálních klinických problémů v oblasti chirurgie ruky, je řešení nestability karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky. Palec ruky má zásadní význam z hlediska úchopových vlastností celé ruky. Diplomová práce se bude zabývat biomechanikou nestabilního CMC kloubu včetně chirurgického řešení této nestability.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Vytvoření modelu geometrie CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
3. Provedení rozboru zatěžovacích stavů CMC kloubu..
4. Vytvoření výpočtového CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
5. Provedení výpočtového řešení CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
6. Deformačně napěťová analýza řešení CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.

Seznam odborné literatury:

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Vytvoření modelu geometrie CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
3. Provedení rozboru zatěžovacích stavů CMC kloubu..
4. Vytvoření výpočtového CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
5. Provedení výpočtového řešení CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.
6. Deformačně napěťová analýza řešení CMC kloubu a CMC kloubu po chirurgickém zákroku.

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

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/2013.

V Brně, dne 6.11.2012

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá deformačně napět'ovou analýzou karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky. Jedná se o vstupní studii, kterou se dosud žádná práce na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky nezabývala. V práci je provedena srovnávací deformačně napět'ová analýza fyziologického stavu a po aplikaci totální endoprotézy CMC kloubu. Model geometrie byl vytvořen na základě CT snímků, s využitím softwarů Catia a Solidworks. Problém byl řešen MKP (metodou konečných prvků) ve výpočetním softwaru Ansys 13.0.

Klíčová slova:

Karpometakarpální kloub, CMC kloub, palec ruky, metoda konečných prvků, deformačně napět'ová analýza, totální endoprotéza

Abstract

This master thesis deals with stress-strain analysis of carpometacarpal (CMC) thumb joint. It is a preliminary study, which was not analysed on BUT Mechanical and biomechanical institute yet. There is a comparative stress-strain analysis of CMC with applied total endoprosthesis and physiological condition. The model of geometry was created based on CT images and processed with using software Catia and Solidworks. The problem was solved in numerical FEM (finite element method) in software Ansys 13.0

Key words:

Carpometacarpal joint, CMC joint, thumb, finite element method, stress-strain analysis, total endoprosthesis

Bibliografická citace

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.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci „Biomechanická studie karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky“ vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s využitím literatury a pramenů, jež jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Brně dne 22. května 2013

.....
Karel Podsedník

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za pomoc a odborné připomínky při vypracovávání diplomové práce. Dále bych rád poděkoval panu Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za pomoc při vytváření výpočtových modelů.

Obsah

| | | |
|--------|---|----|
| 1. | Úvod..... | 11 |
| 2. | Popis problémové situace..... | 12 |
| 3. | Formulace problému a cíl práce..... | 13 |
| 4. | Rešeršní studie..... | 14 |
| 4.1. | Anatomie..... | 14 |
| 4.2. | Onemocnění, konzervativní a chirurgická léčba ruky..... | 14 |
| 4.3. | Analýzy, 3D modely a biomechanika ruky..... | 16 |
| 4.4. | Články zabývající se náhradami kloubů ruky..... | 18 |
| 5. | Metoda řešení..... | 19 |
| 6. | Anatomie související s řešeným problémem..... | 20 |
| 6.1. | Označení rovin a směrů lidského těla..... | 20 |
| 6.1.1. | Označení rovin..... | 21 |
| 6.1.2. | Označení směrů..... | 21 |
| 6.1.3. | Směry na končetinách..... | 21 |
| 6.2. | Stavba kostí..... | 21 |
| 6.3. | Klouby..... | 23 |
| 7. | Anatomie CMC kloubu..... | 26 |
| 8. | Risartróza CMC kloubu..... | 28 |
| 9. | Současné možnosti léčení..... | 30 |
| 9.1. | Trapézektomie..... | 31 |
| 9.2. | Artrodéza..... | 31 |
| 9.3. | Implantáty a protézy..... | 32 |
| 9.3.1. | Implantáty částečné..... | 32 |
| 9.3.2. | Implantáty totální trapeziální..... | 34 |
| 9.3.3. | Totální protézy trapézometakarpální..... | 35 |
| 10. | Tvorba modelu geometrie..... | 37 |
| 11. | Model vazeb..... | 41 |
| 12. | Model zatížení..... | 44 |
| 13. | Modely materiálů..... | 46 |
| 14. | Diskretizace modelu..... | 48 |
| 14.1. | Diskretizace jamky..... | 48 |
| 14.2. | Diskretizace výměnné hlavice..... | 48 |
| 14.3. | Diskretizace dřívku..... | 49 |
| 14.4. | Diskretizace kostí..... | 49 |
| 15. | Prezentace výsledků..... | 51 |

| | | |
|---------|---|----|
| 15.1. | Použitý hardware a software | 51 |
| 15.2. | Stav s aplikovanou totální endoprotézou | 51 |
| 15.2.1. | Polyetylenová jamka..... | 51 |
| 15.2.2. | Hlavice..... | 55 |
| 15.2.3. | Dřík..... | 57 |
| 15.2.4. | Posouzení kostní tkáně dle Frosta | 58 |
| 15.3. | Fyziologický stav | 61 |
| 16. | Závěr..... | 63 |
| 17. | Použitá literatura | 64 |

1. Úvod

Ruka, latinsky manus, hraje v lidském vývoji velice důležitou roli. Její hlavní funkcí byl odpradáva úchop a manipulace s předměty díky postavení palce v opozici k ostatním prstům. Tento anatomický znak je jedinečný a můžeme ho najít pouze u primátů a u člověka. S tímto novým uspořádáním prstů nabyla ruka zcela nových možností.

Dalším vývojem mozku bylo umožněno používat a rozvíjet nástroje a tím si osvojovat jemnou motoriku. Jako každý párový orgán, například nohy a oči, jsou i ruce dominantně ovládané opačnou částí mozkové hemisféry. Levá mozková hemisféra, která zajišťuje abstraktní a matematické myšlení a je centrem řeči, ovládá pravou ruku. Pravá hemisféra, která obstarává pojem o prostoru, vizuální dojmy a také umožňuje vnímání hudby, ovládá levou ruku. Činnost obou hemisfér se začíná vyvíjet ještě před narozením člověka. Vzájemné vztahy a dominance jedné hemisféry se projevuje od útlého dětství upřednostňováním jedné strany, což způsobuje, že jedna ruka je dominantní, obratnější a častěji využívána k motoricky náročnějším činnostem, například k psaní. Druhá ruka je spíše pomocná.

Ruka má svůj význam i jako neverbální prvek komunikace díky gestikulaci a později společně s verbální komunikací umožnila člověku vytvořit lepší systém dorozumívání.

Jedním z pěti lidských smyslů je hmat, který skrze receptory v kůži poskytuje vnímání tlaku, bolesti, teploty, atd. Je to právě ruka a hlavně konečky prstů, přes které vnímáme nejvíce hmatových vjemů. Vznikl nový pojem haptika, což je bezprostřední kontakt pomocí dotyku - podání ruky, pohlazení, poplácání nebo pohlavek. Na sociální rovině může být haptický kontakt jako projev náklonnosti nebo naopak nepřátelství.

Význam rukou si uvědomovali lidé již několik desítek tisíc let, kdy vyobrazovali ruce na stěnách jeskyní. Tyto jeskynní malby se považují za první výtvarné umění v historii člověka a dnes mají vysokou historickou hodnotu.

Ruka se významným způsobem podílí na práci člověka a tím i na kvalitě jeho života. Její funkčnost je pro plnohodnotný život nezbytná. Zdravý člověk si ani neuvědomuje, při jakých činnostech ruce každodenně používá. Z anatomického hlediska je kostra ruky velmi složitá. Je složena z 27 drobných kostí. Osm jich tvoří zápěstí, na ně navazuje pět kostí zápěstních a 14 článků jednotlivých prstů. Kostí jsou vzájemně propojeny klouby a řadou vazů a svalů, které se připojují šlachami ke kostem. Ruka je protkaná množstvím nervů, cév a dohromady tvoří nejdokonalejší nástroj člověka. Mít obě ruce v pořádku nám připadá přirozené, ale existuje nepřeberné množství vrozených vad, úrazů i degenerativních onemocnění, které částečně omezí nebo úplně znemožní funkci ruky jako celku.

I když má člověk 5 prstů tak dominantním, jak bylo dříve uvedeno, je palec. Je to způsobeno jeho polohou vzhledem k ostatním prstům ruky.

2. Popis problémové situace

Jedním z aktuálních klinických problémů v oblasti chirurgie ruky je řešení nestability karpometakarpálního (CMC) kloubu palce ruky. Palec má zásadní význam z hlediska úchopových vlastností celé ruky. Nestabilita tohoto kloubu způsobuje bolestivá degenerativní poškození na kloubní chrupavce a pro pacienta znamená vážný problém.

Nejčastějším degenerativním onemocněním kloubů je osteoartróza, zvaná též jako artróza nebo osteoartritida. Pro oblast karpometakarpálního kloubu palce ruky se artrotickému poškození kloubu říká risartróza.

Risartróza je degenerativním onemocněním, které postihuje chrupavku sedlového kloubu palce, a trpí jím poměrně velké procento manuálně pracující populace. Poškození kloubu vzniká vlivem nesprávného nebo nadměrného zatěžování, úrazu, cukrovky a v některých případech je ovlivněno genetickou dispozicí. Na začátku tohoto onemocnění se kloubní chrupavka stává méně pružnou, vznikají drobné trhlinky, které se zvětšují. Otěrem chrupavek se z povrchu oddělují malé úlomky, které se dostávají do prostoru kloubu. Takovým procesem se kvalita chrupavky rychle zhoršuje a vznikají degenerativní změny. Následkem je poškození vazů a vznik defektů na samotné kosti, kde se tvoří kostní výrůstky neboli osteofity, které omezují pohyblivost kloubu. Projevem těchto degenerativních změn je bolest, která se dále stupňuje, nastává otok a po určité době se bolest stává trvalou.

Konzervativní léčba je účinná pouze v prvních stádiích, avšak toto onemocnění nelze zastavit, pouze zpomalit. Jediným účinným způsobem jak obnovit správnou funkci kloubu v posledním stadiu poškození chrupavek je chirurgické řešení, při němž se pacientovi nahradí postižený kloub buď částečnou, nebo totální endoprotézou. Náhrad, které v dnešní době řeší disfunkci CMC kloubu palce ruky, existuje velké množství. Na základě analýzy stavu kloubních chrupavek se určí typ náhrady.

Zdali je funkce endoprotetické náhrady správná, může lékař vyhodnotit pouze z klinického pozorování. Detailnější proniknutí do mechanického chování na dané úrovni nám umožňuje výpočtové modelování. Pro vyřešení problémů mechanické interakce v kloubu před i po chirurgickém řešení je nezbytné provést biomechanickou studii.

Stabilita sedlového kloubu není závislá jen na tvaru stykových ploch. Na stabilizaci se podílí i ostatní aparát, který tvoří převážně vazy. I přes tuto charakteristiku se jedná o kloub s členitou stykovou plochou, který je geometricky a vazbově složitý.

Problémy při navrhování CMC náhrad, vyskytující se v klinické praxi, mají zpravidla komplexní charakter. Tyto problémy zasahují do oblasti medicíny, biomechaniky, výrobní sféry aj. Vytvoření výpočtového modelu pro deformačně napěťovou analýzu CMC kloubu vyžaduje vyřešit řadu dílčích problémů z důvodu geometrické, materiálové a vazbové složitosti.

3. Formulace problému a cíl práce

Provedení deformačně napěťové analýzy CMC kloubu palce ruky ve fyziologickém stavu a po aplikaci totální endoprotézy Maia.

4. Rešeršní studie

Shrnutí a analýza informací z dostupných zdrojů přináší poznatky o řešeném problému. Informační zdroje jsou čerpány z tištěné literatury, internetu, katalogů a odborných článků. Rešeršní studie je rozdělena do několika podkapitol.

4.1. Anatomie

PŘEHLED ANATOMIE, Naňka O., Elišková M. a Eliška O.

Kniha dává ucelený pohled na anatomii a přispívá k pochopení stavby a funkce lidského těla. Jsou zde uvedeny všechny orgánové systémy s popisem jednotlivých orgánů. [1]

ZÁKLADY ANATOMIE, Druga R. a Grim M.

Základy anatomie uvádějí přehled základních údajů, jejichž znalost je nutná pro další studium lékařství. Obsahují pět kapitol obecné anatomie, dvanáct kapitol systémové anatomie a pět kapitol regionální anatomie. Jsou zde informace potřebné pro studenty v nelékařských oborech a jsou vhodné i k rychlé aktuální orientaci lékařů. [2]

4.2. Onemocnění, konzervativní a chirurgická léčba ruky

CHIRURGIE RUKY, Pilný J., Slodička R. a kolektiv

Publikace z roku 2011, kterou napsal špičkový kolektiv odborníků, zabývající se problematikou traumatologie ruky, řešením porážových stavů a degenerativními postiženími ruky. Popisuje vznik postižení, diagnostiku a chirurgické postupy na ruce. Dává základní orientaci v oboru chirurgie ruky, protože se jedná o multioborovou disciplínu. Kniha je určena pro širokou lékařskou veřejnost a posunuje tento obor na vyšší úroveň. [3]

CHIRURGIE ZÁPĚSTÍ, Pilný J., Čižmář I. et al.

Kniha z roku 2006 vznikla z důvodu minimálního množství článků a žádné publikace, která by shrnula informace k dané problematice. Autoři v ní předkládají široké ortopedické a traumatologické veřejnosti základní poznatky o biomechanice zápěstí a nastiňují příčiny poškození i následky těchto stavů. Problematika zápěstí je velice široká, proto si tato publikace neklade za cíl postihnout všechna chirurgická řešení, ale spíše se snaží zdůraznit poslední poznatky a představit operační postupy, s nimiž mají autoři dobré zkušenosti. [4]

OSTEOARTHRITIS OF THE THUMB TRAPEZIOMETACARPAL JOINT, Batra S., Kanvinde R. (2007)

Trapeziometakarpální osteoartrida je velice běžné onemocnění, které převažuje u žen po menopauze. Nekvalitní kostní tkáň a povolené vazy přispívají k rozvoji degenerativního onemocnění. Naštěstí kombinace konzervativní a chirurgické léčby může navrátit stabilitu v kloubu a tím obnovit jeho funkčnost. Chirurgové mají možnost provést rekonstrukci vazů nebo osteotomii při počáteční nestabilitě v kloubu, až přes trapézektomii, artrodézu a artroplastiku, při které je kloub nahrazen endoprotézou. Čas ukáže úspěšnost rekonstrukce vazů, šlach a artroplastiky, které řeší léčbu osteoartrity. Pro lepší pochopení výsledků chirurgických zákroků pokročilé osteoartrity potřebujeme dlouhodobé studie trapéziometakarpální artroplastiky. [5]

ADVANCES IN THE SURGICAL TREATMENT OF BASAL THUMB ARTHRITIS AND INSTABILITY: SUTURE BUTTON SUSPENSIONPLASTY USING THE INSTRATEK CMC CABLE FIX, Lee A. K., Khorsandi M., Ombaba J., Lopez R. a Maximos B.

Vzhledem k častému výskytu se na léčbu osteoartrózy báze I. metakarpu zaměřuje mnoho chirurgů, kteří se zabývají rukou. Stále však není prokázáno, které chirurgické řešení je optimální, ačkoliv se zdá, že excize trapézia a rekonstrukce vazů převažují. V dnešní době invazivní chirurgie se operatéri zaměřují na rychlejší cesty s minimálním poškozením. Článek popisuje postup a výsledek operace, při které pacient podstoupil excizi trapézia s použitím CMC Cable FIX™ (Instratek Inc.®, Houston, TX). [6]

SONOGRAPHY OF THE ANTERIOR OBLIQUE LIGAMENT OF THE TRAPEZIOMETACARPAL JOINT: A STUDY OF CADAVERS AND ASYMPTOMATIC VOLUNTEERS, Chiavaras M. M., Harish S., Oomen G., Popowich T., Wainman B. a Bain J. R.

Cílem této studie bylo posouzení možností ultrazvuku rozpoznat a charakterizovat anterior oblique ligamentum palce ruky u mrtvol a u asymptomatických dobrovolníků, tj. lidí bez subjektivních příznaků. Výsledkem studie je, že na základě informace z ultrazvuku s vysokým rozlišením je možné rozpoznat a charakterizovat anterior oblique ligamentum. Dynamické ultrazvukové zobrazování (zobrazování, které snímá v reálném čase) může usnadnit diagnózu vazivového poranění. [7]

BIOMECHANIC ANALYSIS OF TRAPEZIECTOMY, LIGAMENT RECONSTRUCTION WITH TENDON INTERPOSITION, AND TIE-IN TRAPEZIUM IMPLANT ARTHROPLASTY FOR THUMB CARPOMETACARPAL ARTHRITIS: A CADAVER STUDY, Luria S., Waitayawinyu T., Nemechek N., Huber P., Tencer A. F. a Trumble T. E.

Studie hodnotila z biomechanického hlediska klasické rekonstrukce vazů s nebo bez šlachové interpozice ve srovnání s novým silikonovým implantátem. Byl použit nově vyvinutý jednodílný, silikonový, implantát do trapézia. Na dvanácti rukou byla provedena resekce trapézia, interpozice šlachy, rekonstrukce vazů a implantace silikonové náhrady. Implantát má několik výhod v porovnání s šlachovou interpozicí s resekci trapézia. Do značné míry totiž odstraňuje axiální posuvy po trapézektomii. [8]

THUMB CARPOMETACARPAL JOINT ARTHROSCOPY: A CLASSIFICATION SYSTEM AND RATIONALE FOR TREATMENT, Badia A. a Khanchandani P. (2007)

Osteoartritida karpometakarpálního kloubu palce ruky je velice časté a omezující onemocnění. Artroskopické vyšetření přináší snadnou cestu ke klasifikaci patologie v kloubu. V článku jsou popsány rozdílné úkony, které řeší různá stadia poškození. Artroskopické stadium I: u pacientů může být provedena artroskopická synovektomie příležitostně kapsulorafie (chirurgické zkrácení kloubního pouzdra). Artroskopické stadium II: potřeba osteotomie klínem, která přesměruje zatížení v kloubu. Artroskopické stadium III: pacienti jsou léčeni interpoziční plastikou, náhradou kloubu nebo artrodézou. Postup operace závisí na názoru chirurga. [9]

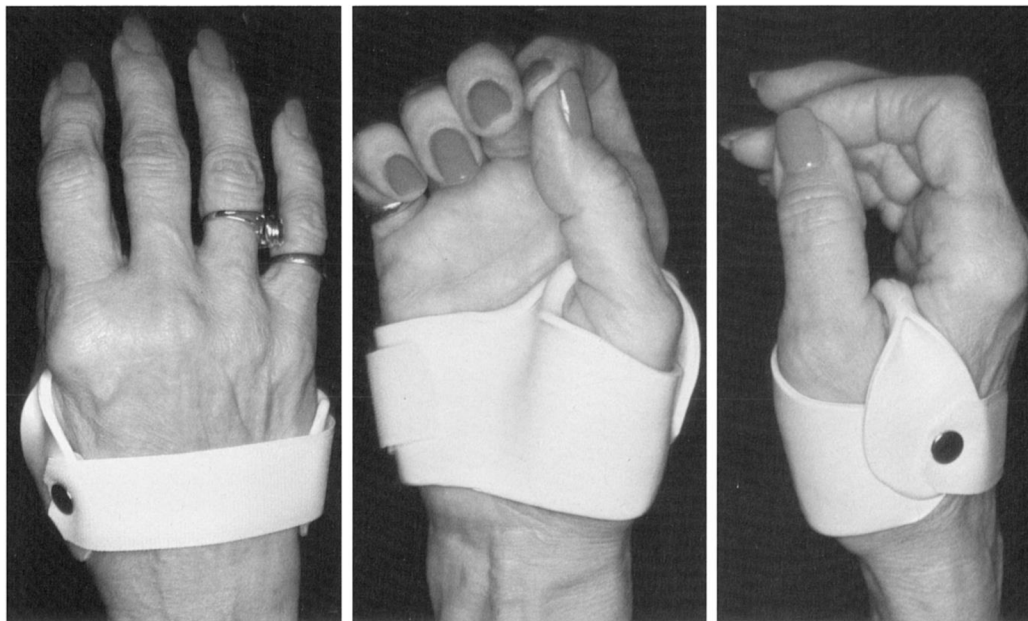
PROSPECTIVE ANALYSIS OF SPLINTING THE FIRST CARPOMETACARPAL JOINT: AN OBJECTIVE, SUBJECTIVE, AND RADIOGRAPHIC ASSESSMENT, Weiss S., Lastayo P., Mills A. a Bramlet D. (2000)

Faktory způsobující rozvoj osteoartritidy I. karpometakarpálního kloubu zahrnují nestabilitu kloubu, mělké trapéziové sedlo a velká napětí při uchopování. Dlahování je častou metodou konzervativní léčby. Tato studie posuzuje objektivní a subjektivní reakce 26 pacientů s osteoartridou, kteří nosili krátké nebo dlouhé dlahy. Dlahy zmírňují subluxaci I.

metakarpu u pacientů s prvním a druhým stupněm osteoartritidy. Práce také přináší důkazy o tom, že pacienti nosící dlahy mají menší bolesti. [10]

THE BIOMECHANICS OF A THUMB CARPOMETACARPAL IMMOBILIZATION SPLINT: DESIGN AND FITTING, Judy C. Colditz.

Terapeutka v roce 2000 napsala článek, který popisuje dlahování k imobilizaci karpometakarpálního kloubu palce ruky z důvodu osteoartritidy. Popisuje design a rozsah pohybů obyčejné nehybné dlahy CMC kloubu palce ruky, která nezahrnuje metakarpophalangeální klouby a zápěstí. Dlahu je vyobrazená na obrázku níže. [11]



Obr. 1: Obyčejná nehybná dlahu. [11]

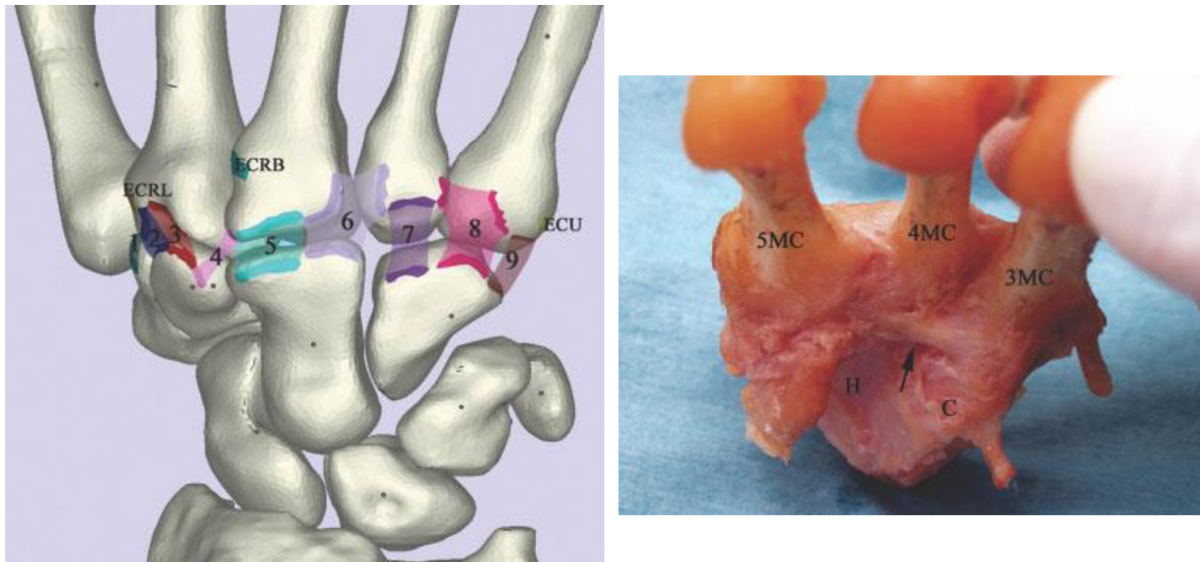
4.3. Analýzy, 3D modely a biomechanika ruky

THREE-DIMENSIONAL ANALYSIS OF THE LIGAMENOUS ATTACHMENTS OF THE FIRST CARPOMETACARPAL JOINT, Nanno M., Buford W. L., Patterson R. M., Andersen C. R. a Viegas S. F.

Cílem práce je ukázat umístění a uchycení vazů CMC kloubu palce na 3-D modelu. Bylo pitváno a následně digitalizováno deset zápěstí, které byly uchovávány zmražením. Uchycení všech vazů bylo reprezentováno modelem, který kombinuje povrchy vytvořené z CT snímků s digitalizovanou 3D plochou. Bylo popsáno sedm vazů, které se podílejí na přímé stabilizaci kloubu: dorsoradiální ligamentum, posterior oblique ligamentum, superficial anterior oblique ligamentum, anterior oblique ligamentum, ulnární kolaterální ligamentum, dorzální první MC ulnární báze – druhá MC radiální báze intermetacarpal ligamentum a volární první MC ulnární báze – druhá MC radiální báze intermetakarpální ligamentum. Byly detailně analyzovány plochy uchycení šlach a vazů kolem CMC. Výsledkem je názorný 3D model, který umožňuje efektivní studium anatomie a biomechaniky CMC kloubu. [12]

THREE-DIMENSIONAL ANALYSIS OF THE LIGAMENOUS ATTACHMENTS OF THE SECOND THROUGH FIFTH CARPOMETACARPAL JOINTS. Nanno M., Buford W. L., Patterson R. M., Andersen C. R. a Viegas S. F.

Cílem této studie je objasnit a ukázat anatomické umístění, uchycení a trasy vazů od druhého do pátého karpometakarpálního kloubu na 3D modelu. Bylo pitváno a následně digitalizováno deset čerstvě zmražených zápěstí. Uchycení všech vazů bylo reprezentováno modelem, který kombinuje povrchy vytvořené z CT snímků s digitalizovanou 3D plochou. Bylo identifikováno 9 dorzálních, 11 palmárních a 1 mezikostní vaz mezi druhým a pátým CMC kloubem. Tyto 3D informace neposkytují pouze lepší pochopení anatomie a biomechaniky CMC kloubů, ale také přispívají k lepšímu posuzování radiografických obrazů a k léčbě různých zranění. Níže jsou ilustrativní obrázky uchycení vazů. [13]



Obr. 2: 3D model vazů a vzorek záprstních kostí. [13]

THE HUMAN FIRST CARPOMETACARPAL JOINT: OSTEOARTHRITIC DEGENERATION AND 3-DIMENSIONAL MODELING, Kovler M., Lundon K., Mckee N. a Agur A. (2004)

Studie přispívá k pochopení potenciálních mechanických faktorů, které mohou zapříčinit osteoartritu na prvním CMC kloubu ruky. Toho bylo dosaženo analýzou výsledků kloubních povrchů starších lidí. Autoři si na začátku vytýčili zodpovědět otázky týkající se degenerativních změn vlivem osteoartrózy, topologickými rozdíly v kloubu mezi muži a ženami a měřením kostěných výrůstků v kloubu. Plochy kloubů byly digitalizovány a rekonstruovány do 3D modelů pomocí Microscribe 3D-X Digitizer a v softwaru Rhinoceros 2.0. Technologie skenování přinesla přesné informace o vnitřní struktuře kloubu. Díky tomu se zjistilo že dorzoradiální část trapézia byla více zasažena degenerativními změnami než zbylé části kloubu a to stejně u mužů i žen. [14]

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE WRIST ARTHROPLASTY IN RHEUMATOID ARTHRITIS: A FINITE ELEMENT ANALYSIS, Bajuri, M. N., Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Malliga Raman Murali a T. Kamarul

Míra selhání totálních náhrad u zápěstí, která byla postižena revmatoidní artritidou, má smíšené výsledky. Tato studie byla zaměřena na biomechaniku nově uvedeného implantátu, který má zatím pozitivní výsledky. Dále měla studie za cíl získat nové poznatky pro vývoj budoucích implantátů. Součástí studie je MKP statická analýza úchopu. [15]

4.4.Články zabývající se náhradami kloubů ruky

ANATOMICAL SMALL JOINT REPLACEMENT IN THE HAND, Watts A. C. a Trail I. A.

Recenze je zaměřena na artroplastiku ruky, kde jsou používány implantáty zajišťující navrácení normální anatomie a pohyblivosti kloubu. Názory chirurgů na nahrazování malých kloubů ruky jsou rozdílné, zvláště pokud se týkají silastikové artroplastiky. Implantování silastikových náhrad hraje důležitou roli při menším výskytu pooperačních zánětů. Při chirurgickém řešení náhrady se musí být věnovat velká pozornost při uchycování měkkých tkání. Kostní resekce a dobré uchycení měkkých tkání jsou klíčové proto, aby nedocházelo k problémům s nestabilitou, mají za úkol maximalizovat pohyb a poskytnout dlouhou životnost. Čtenářům jsou propůjčeny informace o implantačních technikách, které jsou poskytnuty výrobcem náhrad. [16]

TREATMENT OF THUMB CARPOMETACARPAL ARTHRITIS WITH ARTHROSCOPIC HEMITRAPEZIECTOMY AND INTERPOSITION ARTHROPLASTY, Park M. J., Lee A. T. a Yao J. (2012)

CMC kloub palce ruky je často poškozen degenerativní artritidou. Existuje množství chirurgických zákroků, které řeší toto onemocnění, ale artroskopické řešení přináší benefity ve formě rychlejšího zotavení. Tato studie hodnotí první klinické výsledky procedur zahrnujících artroskopickou hemitrapeziektomií a interpoziční artroplastiku s použitím Artelon® CMC Spacer ve vzniklém prostoru CMC kloubu. Devět pacientů podstoupilo zákrok od září 2005 do ledna roku 2009 a byla provedena řada testů, které měly za cíl shromáždit a porovnat pooperační komplikace, rozsah pohybů a sílu stisku. Autoři také uvedli zkušenosti s používáním kortikosteroidních injekcí proti pooperačnímu zánětu. [17]

TOTAL JOINT ARTHROPLASTY FOR THE ARTHRITIC THUMB CARPOMETACARPAL JOINT, Badia A.

Artritida v CMC kloubu palce zůstává nejčastějším funkčním problémem, se kterým se chirurgové, zabývající se rukou, denně setkávají. Nové ortopedické techniky, jakými jsou artroskopie a artroplastika, nezískaly širokou podporu. První studie na tohle téma měly nejasné výsledky. Zlepšení designu implantátů a zdokonalování operačních postupů přineslo zlepšení klinických výsledků a podporuje operativy v použití těchto technik. [18]

RHIZARTRÓZA, SOUČASNÉ MOŽNOSTI LÉČENÍ, Trtík L.

Autor v článku popisuje možnosti léčby artrózy prvního karpometakarpálního skloubení a klade důraz na možnost chirurgického léčení tohoto onemocnění moderními implantáty, které se během 40 let vývoje staly jedním z možných řešení konečného stadia risartrózy. [19]

5. Metoda řešení

Základními metodami řešení biomechanických problémů jsou experimentální a výpočtové modelování. Experimentální modelování biomechanických problémů má dílčí specifické problémy související s vlastnostmi biologických vzorků, návrhem a zajištěním měřicí soustavy, analýzou výsledků měření a v neposlední řadě, zobecněním výsledků.

Vzhledem k současnému zaměření a vybavení ÚMTMB jsou vytvořeny dobré podmínky pro výpočtové modelování problémů z technické mechaniky a biomechaniky. Z tohoto důvodu bude formulovaný problém řešen numericky metodou konečných prvků. Při tvorbě výpočtového modelu je nutné postupovat systematicky s častými kontrolami. Z tohoto důvodu je efektivní vytvářet dílčí modely, geometrie, materiálu, vazeb a uložení.

6. Anatomie související s řešeným problémem

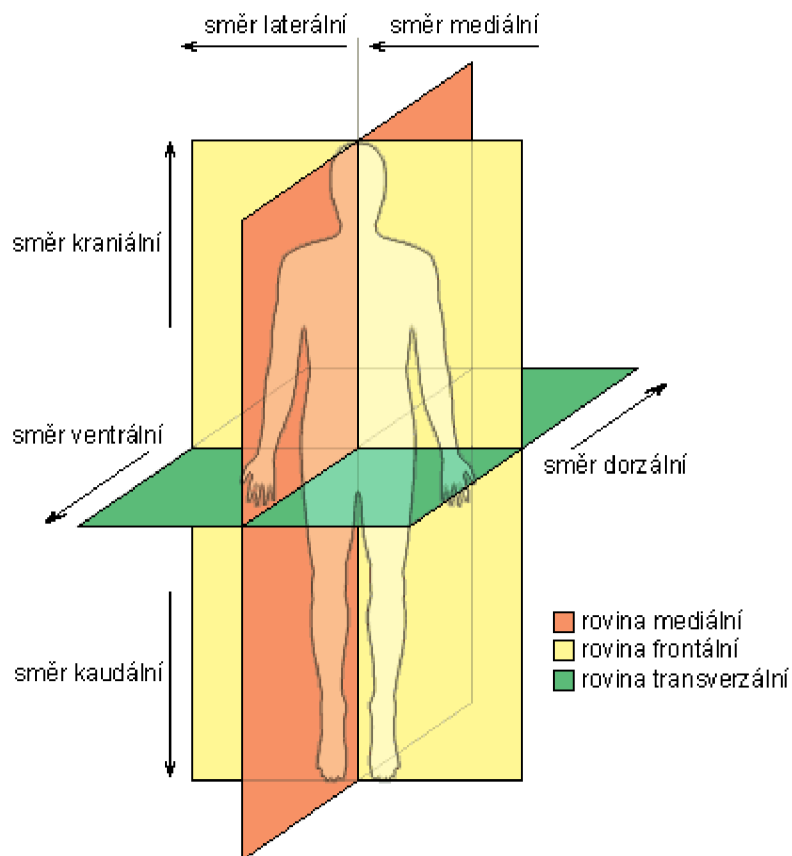
Při vytváření a popisu výpočtového modelu je vhodné dodržovat základní anatomické pojmy a názvosloví. Znalosti z anatomie související s řešeným problémem nám umožní vyhnout se řadě chyb a to především při tvorbě modelu geometrie, materiálu a vazeb. Při vypracovávání této kapitoly bylo čerpáno především z publikací Přehled anatomie [1] a Základy anatomie [2].

Cílem této kapitoly je získat poznatky o základních anatomických pojmech a strukturách. Prvním předpokladem pro další studium je znalost anatomického názvosloví.

6.1. Označení rovin a směrů lidského těla

Popis a ilustrativní obrázek viz níže. Označování vychází ze základní anatomické pozice těla:

- vzpřímený postoj;
- čelem vpřed;
- nohy u sebe;
- ruce podél těla;
- dlaně směřující dopředu.



Obr. 3.: Roviny a směry na těle [21]

6.1.1. Označení rovin

Mediální rovina (*planum medianum*) je svislá rovina rozdělující tělo na dvě symetrické poloviny.

Sagitální roviny (*plana sagittalia*) jsou rovnoběžné s mediální rovinou a existuje jich nekonečné množství.

Frontální roviny (*planum frontale*) jsou svislé, rovnoběžné s čelem a rozdělují tělo na přední a zadní část.

Transverzální roviny (*planum transversale*) jsou roviny kolmé na všechny ostatní a prochází celým tělem.

6.1.2. Označení směrů

Směry nahoru a dolů *superior* a *inferior*. Označení na končetinách *proximalis* (situovaný blíže k trupu) a *distalis* (situovaný dále od trupu k volnému konci). Přední a zadní *anterior* (*ventralis*) a *posterior* (*dorsalis*). *Medialis* situovaný blíže středové linii a *lateralis* situovaný bočně, dále od středové čáry. Vnitřní a zevní *internus* a *externus*. Povrchový a hluboký *superficialis* a *profundus*. Pravý a levý *dexter* a *sinister*.

6.1.3. Směry na končetinách

Směr na horní končetině označující blíže k loketní kosti nebo také vnitřně má označení *ulnaris*, opačně pak *radialis* (směřující k vřetenní kosti). Podobně pak směr na dolní končetině *tibialis* (vnitřní strana bérce) a *fibularis* (zevní strana bérce). Termín na ruce označující směr dlaňový je označován jako *palmaris* (*volaris*). Na noze pak *plantaris* vztahující se k chodidlu.

6.2. Stavba kostí

Kost je mineralizovaná, hustě protkaná tkáň, která je tvořena osteocyty, fibrilami a mezibuněčnou hmotou, obsahující organickou a anorganickou složku. V závislosti na zatížení se kost přizpůsobuje tzv. remodelací. Na přestavbě se podílejí dva typy buněk:

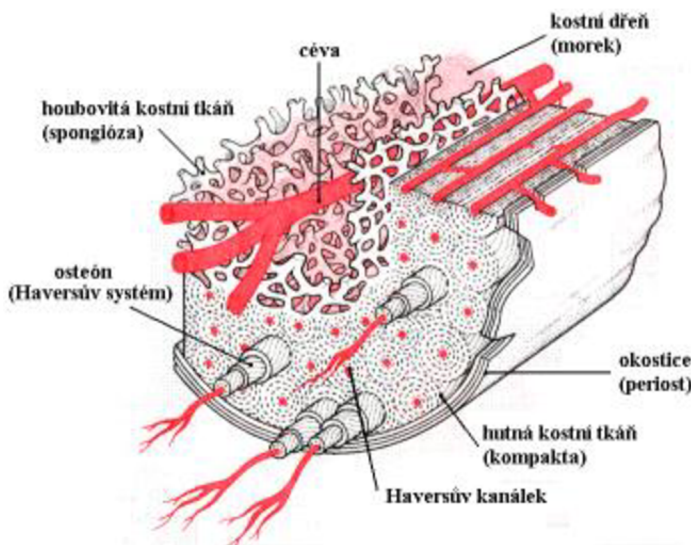
- osteoblasty – tvoří mezibuněčnou hmotu. Osteoblast, který je chycen v mezibuněčné hmotě, se stává osteocytem;
- osteoklasty – odbourávají mezibuněčnou hmotu pomocí enzymů.

Kost se skládá ze čtyř vrstev:

- okostice (*periosteum*) – tuhá vazivová vrstva, pevně spojená s kostí zajišťující krevní zásobení. Je protkána cévami a nervy. Tvoří povrch všech kostí, nepokrývá jen místa, kde se svaly připojují ke kosti a na styčných plochách kloubů;
- kostní tkáň (*substantia ossea*) - je složena ze dvou základních forem. První je hutná, těž kortikální nebo kompaktní, kost (*substantia compacta*) a tvoří povrch. Skládá se ze tří typů lamel – Haversovy lamely (vytvářejí základní prvky - osteony), intersticiální lamely (zbytky lamel starších osteonů) a obvodové lamely.

Vnitřní část kosti vyplňuje trámčitá neboli spongiózní (*substantia spongiosa*) hmota. Je to hustá síť protkaná cévami a nervy. Struktura se v průběhu života mění a je uspořádána tak, aby měla kost požadované mechanické vlastnosti ve směrech hlavních napětí;

- *endosteum* tvoří výstelku dřeňové dutiny, která se svou skladbou a funkcí podobá periostu;
- kostní dřeň (*medulla ossium*) vyplňuje dutiny ve spongiózní kosti a je známá také jako morek. Její hlavní funkcí je krvetvorba. Při narození má červenou barvu, později se kvůli ukládání tukových buněk zbarvuje do žluta a ve stáří má barvu šedou vlivem degradace tkáně. [22]



Obr. 4.: Skladba kostní tkáně [22]

Podle tvaru rozdělujeme kosti jako krátké (záprstní, zánártní, zápěstní, atd.), dlouhé (kosti horních a dolních končetin), ploché (kosti klenby lebeční) a kosti nepravidelného tvaru (horní čelist, obratle, atd.)

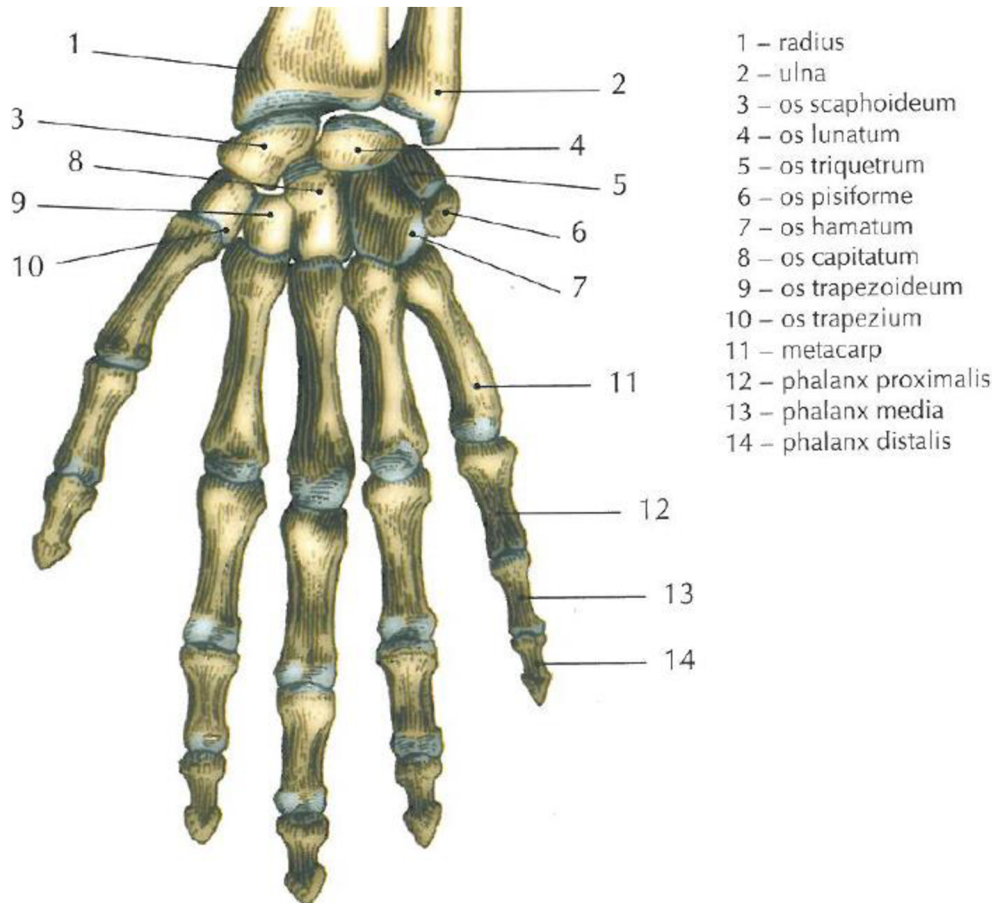
Uskupení kostí tvoří kostru, která má mnoho funkcí:

- opora – strukturální podpora celého těla;
- ochrana – chrání vnitřní orgány;
- pohyb – kosti fungují jako páky svalů a tím je umožněn pohyb;
- ukládání minerálních látek – slouží jako zásobárna vápníku a fosforu.
- tvorba krve – v kostní dřeni, nacházející se v dutinách kostí, se tvoří krevní buňky a tento proces se nazývá hematopoéza.

Se znalostí struktury, stavby a rozdělení kostí se zaměříme na ruku. Kostra ruky je složena z 8 kostí zápěstních (*ossa carpi*), 5 záprstních (*ossa metacarpi*) a 14 článků prstů (*phalanges*). Zápěstí je tvořeno dvěma řadami kostí, tvořícími oblouk. V proximální řadě, ve směru od palce, to jsou: kost loďkovitá (*os scaphoideum*), kost poloměsíčitá (*os lunatum*), kost trojhranná (*os triquetrum*) a kost hrášková (*os pisiforme*). Distální řada je složena z kostí: kost mnohostranná větší (*os trapezium*), kost mnohostranná menší (*os trapezoideum*), kost hlavatá (*os capitatum*) a kost hákovitá (*os hamatum*). Kostra ruky je znázorněna na obrázku číslo 5.

Záprstní kosti distálně navazují na kosti zápěstní. Těchto pět kostí je tvořeno širší částí na proximální straně (*basis metacarpale*), střední užší částí (*corpus metacarpale*) a distální částí, která je zakončena hlavicí (*caput metacarpale*).

Kosti prstů ruky (*ossa digitorum*) jsou připojeny na hlavice záprstních kostí. Všechny prsty ruky mají tři články (*phalanges*), kromě palce, který má pouze dva.



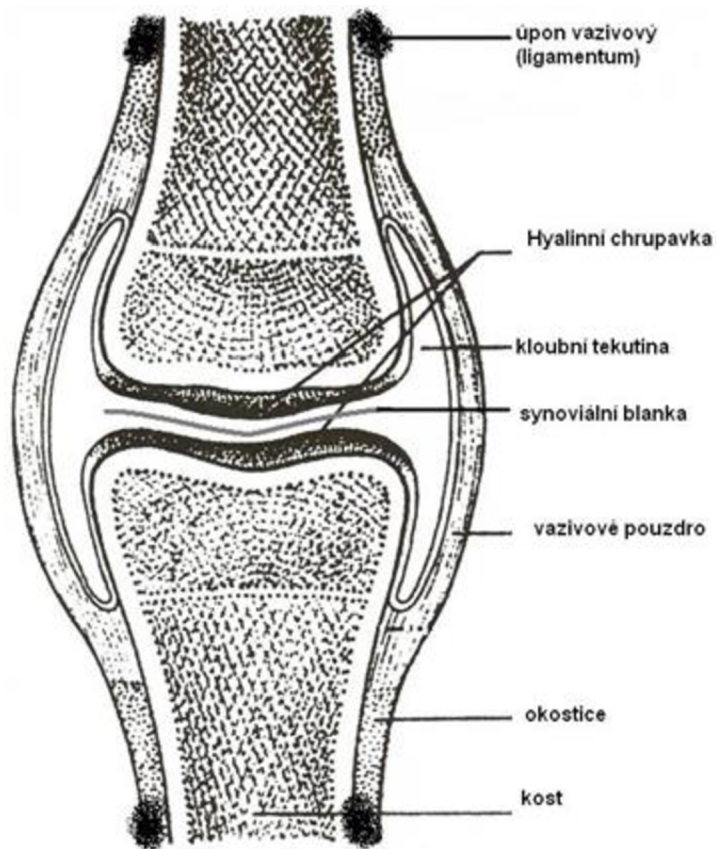
Obr. 5: Kosti ruky, pohled z dlaňové strany [1]

6.3.Klouby

Klouby jsou důležitou součástí pohybového aparátu a tvoří spojení kostí. Nauka o spojení kostí se nazývá artrologie. Existují dva typy:

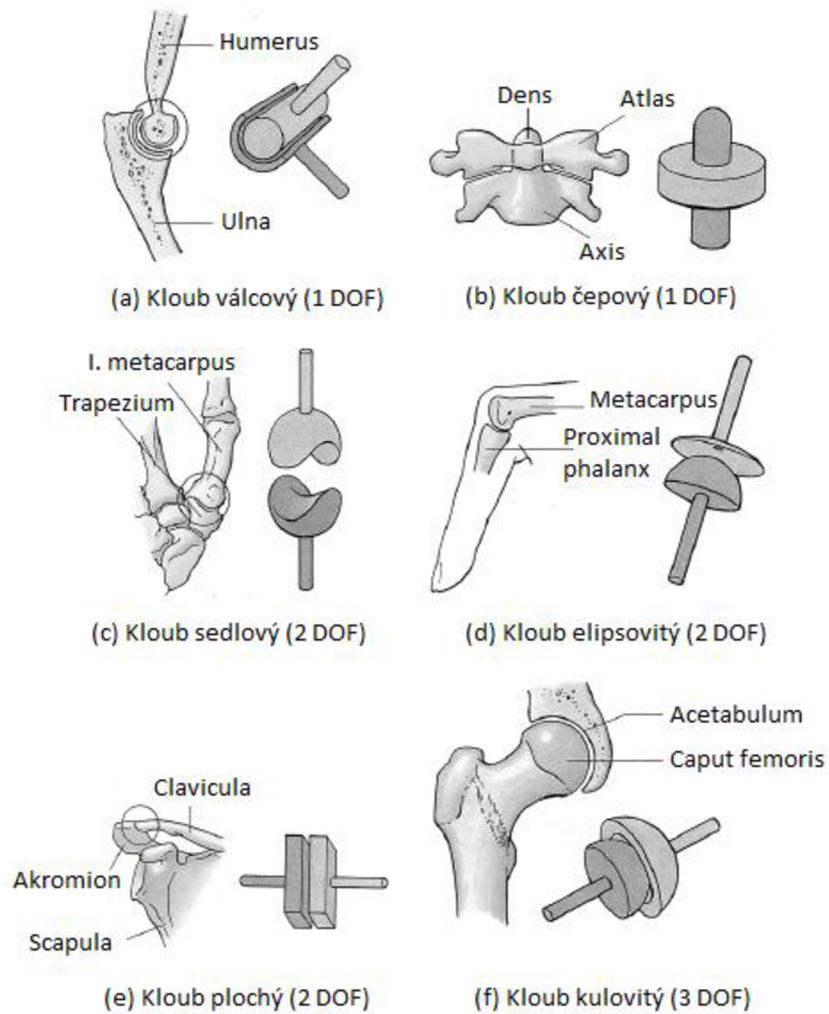
- kosti jsou spojeny souvisle vazivem, chrupavkou nebo kostí. Takový druh spojení se nazývá *synarthrosis*;
- spojení ploch kostí pokrytými chrupavkou je *diarthrosis*;
- kloubní spojení, které obsahuje synoviální tekutinu zapouzdřenou synoviální membránou, je označováno jako *articulatio synovialis*.

Kloub *articulatio synovialis* (obr. 6) je pohyblivé spojení dvou nebo více kostí. Plochy dotýkajících se kostí jsou tvořeny hyalinní chrupavkou a celý kloub je obalen vazivovým pouzdem. Vnitřek kloubu je vyplněn mazlavou synoviální tekutinou, která snižuje tření mezi povrchy a vyživuje chrupavku. Kloubní chrupavka má různou tloušťku, obecně však 0,5–5 mm. Záleží, o jaký kloub se jedná a jaké na něj působí zatížení. Nejsilnější bývá v centru u středu kloubu, naopak nejslabší je u krajů. Skládá se z několika vrstev kolagenních vláken.

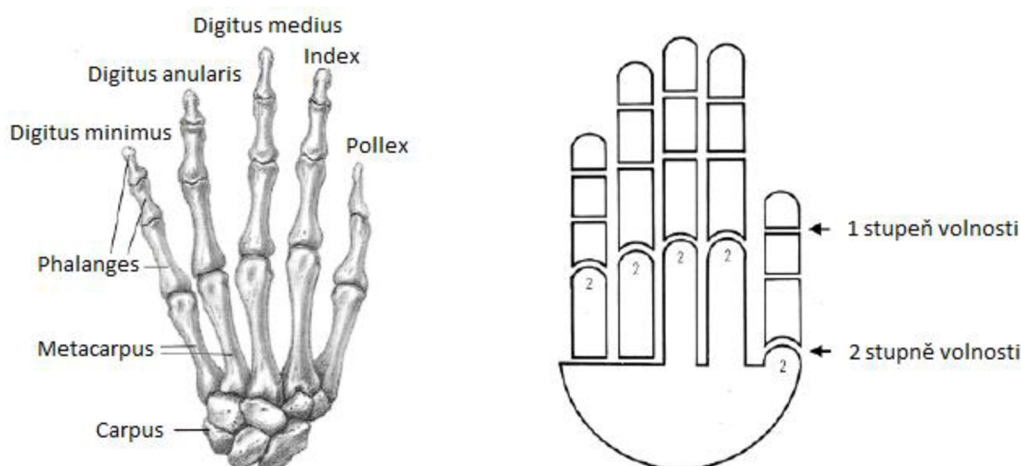


Obr. 6: Stavba synoviálního kloubu [23]

Základní typy kloubů se klasifikují podle geometrického tvaru, počtu stupňů volnosti (DOF – Degrees Of Freedom) a počtu kostí. Jednoduché klouby spojují pouze dvě kosti, složené klouby pak kostí více a v některých kloubech jsou ještě navíc vloženy chrupavky klínového tvaru (meniskus, diskus, atd.). Geometrický tvar styčných ploch a rozložení vazů určuje kloubu rozsah a směr pohybů a s tím související počet stupňů volnosti. Obecně jich má volné těleso v prostoru šest ($x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z$). Synoviální klouby mají buď jeden, dva nebo tři. Základní typy kloubů a stupně volnosti jsou zřejmé na obrázku číslo 7 a 8. [1][2][20]



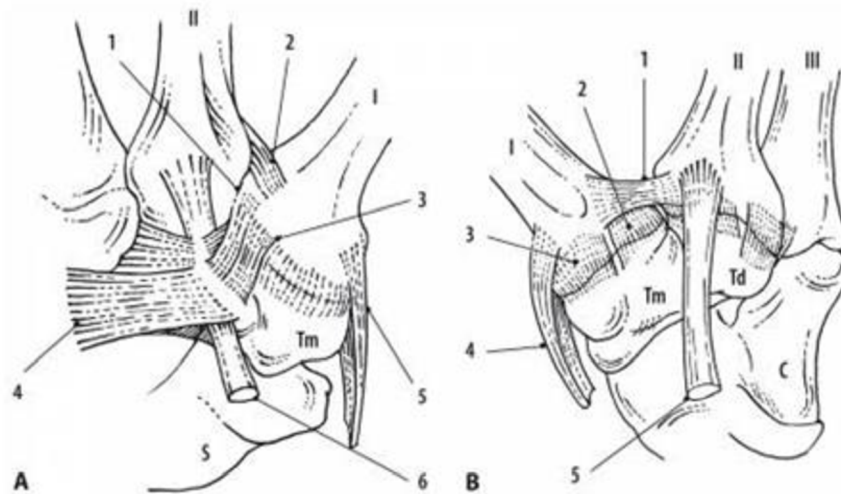
Obr. 7: Základní typy kloubů a jejich stupně volnosti [20]



Obr. 8: Ruka a stupně volnosti přidružené k pohybu prstů [20]

7. Anatomie CMC kloubu

Kapitola bude zaměřena na anatomii struktur karpometakarpálního kloubu. CMC kloub palce je dvojitý sedlový kloub (jedna osa konkávní a druhá konvexní) tvořen artikulární plochou trapezia a báze I. metakarpu. Trapezium je krátká kost na palcovém okraji distální řady zápěstních kostí. Má distálně sedlovitou plošku pro I. metakarp. Proximálně má plošku pro *os scaphoideum* a mediálně pro *os trapezoideum*. Toto kloubní spojení umožňuje pohyb ve dvou osách. První osa zajišťuje flexi a extenzi, druhá pak abdukci a addukci. Pouzdro je široké, volné a báze I. metakarpu je asi o jednu třetinu širší než trapezium, což má vliv na stabilitu. Na již zmíněné stabilitě se rovněž podílí rozsáhlý vazivový aparát, který je tvořený 16 vazy a při artroskopii tohoto kloubu slouží jako dobré orientační body. Na samotné přímé stabilizaci se podílí pouze 7 z 16 uvedených vazů. Hlavními vazy, které zpevňují kloubní pouzdro tzv. kapsulární, jsou povrchový LOAS – *lig. obliquum anterior superficialis* a hluboký vaz LOAP – *lig. obliquum anterior profundum*. Ligamentem zesilujícím pouzdro z dorzální strany je postero-mediální šikmý (LPO – *lig. posterior obliquum*). Nejširším a zároveň nejkratším vazem, který fixuje CMC kloub je LDR – *lig. dorsoradiale*. Extrakapsulární vazy obepínajícími kloub jsou LCU – *collateral ulnare*, antero-mediální šikmý (LAO – *lig. anterior obliquum*) a intermetakarpální (LIM – *ligamentum intercarpale*), jenž je uchycen mezi prvním a druhým metakarpem. Obrázky 9 a 10 ukazují anatomii a okolní struktury v kloubu pro lepší představu. [3][19]

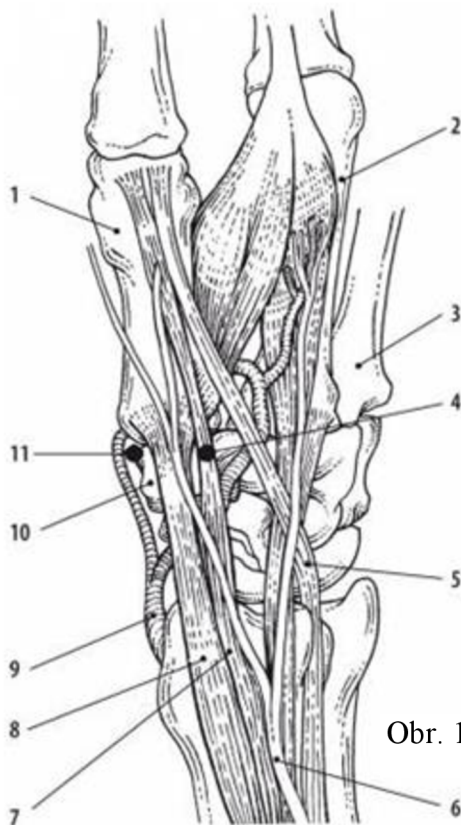


Anatomie CMC kloubu (dle Betringera)

A: volární strana (I – první metakarp, II – druhý metakarp, 1 – LUC – lig. collaterale ulnare, 2 – LIM – lig. intercarpale, 3 – LAO – lig. anterior obliquum, 4 – FR – retinaculum flexorum (lig. carpi transversum), 5 – APL – šlachy m. abduktor pollicis longus, 6 – FCR – šlachy m. flexor carpi radialis, Tm – trapezium, S – skafoideum);

B: dorzální strana (I – první metakarp, II – druhý metakarp, III – třetí metakarp, 1 – LIM – lig. intercarpale, 2 – LPO – lig. posterior obliquum, 3 – LDR – lig. dorsoradiale, 4 – APL – šlachy m. abduktor pollicis longus, 5 – ECRL – šlachy m. extensor carpi radialis longus, Tm – trapezium, Td – trapezoideum, C – capitatum)

Obr. 9: Anatomie CMC kloubu [3]



Anatomie okolních struktur CMC kloubu

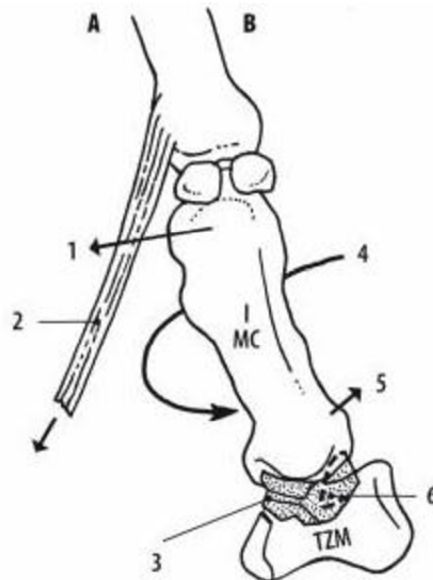
(1 – MI – první metakarp, 2 – MII – druhý metakarp, 3 – MIII – třetí metakarp, 4 – I-U – ulnární přístup k CMC kloubu, 5 – EPL – šlachy m. extensor pollicis longus, 6 – kožní větev n. radialis, 7 – EPB – šlachy m. extensor pollicis brevis, 8 – APL – šlachy m. abduktor pollicis longus, 9 – arteria radialis, 10 – trapezium, 11 – I-R – radiální přístup k CMC kloubu)

Obr. 10: Anatomie okolních struktur CMC kloubu [3]

8. Risartróza CMC kloubu

Artróza na prvním karpometakarpálním kloubu, tj. u palce ruky, též zvaná risartróza je degenerativní postižení CMC kloubu palce ruky. Na kloubu dochází k artrotickým změnám v důsledku nestability, která je způsobena abnormálním pohybem nebo zatížením. Je to druhá nejčastější artróza na ruce. Příčina vzniku není vždy jasná a nejvíce jsou tímto druhem onemocnění postiženy hlavně ženy po menopauze, první příznaky se ale mohou objevit i u mladších pacientek. Onemocnění se projevuje především při přetěžování CMC kloubu a postiženými jsou většinou manuálně pracující lidé nebo pacienti po úrazu. Poúrazová nestabilita je způsobená po ruptuře vazů a následném neléčení.

Dominantním stabilizátorem CMC kloubu palce ruky při uchopování je *ligamentum obliquum anterior profundus*, též nazývaný jako zobákový vaz. Je centrem rotace při stisku, to znamená, že je namáhán při jakékoliv manuální práci. Bývá poškozený hlavně při pádech na radiální stranu zápěstí a při revmatickém postižení, které působí na kloubní pouzdro a vazy.



*Pohyb při ruptuře předního šikmého vazů (hluboké porce):
(A – radiální, B – ulnární), (1 – radiální rotace – palmární
abdukce, 2 – m. abduktor pollicis longus, 3 – lig. anterior
obliquum superf., 4 – pronace, 5 – ulnární translace, 6 –
lig. anterior obliquum profundus, TZM – trapezium, IMC –
první metakarp)*

Obr. 11: Pohyb při ruptuře *lig. obliquum anterior profundus* [3]

Risartróza souvisí také s postižením okolních kloubů. Zejména však skloubení trapezia s druhým metakarpem a scafoideem. Onemocnění začíná poškozením chrupavky a postupně se rozvíjí v komplexní artrotické onemocnění s anatomickými změnami. Nastává růst osteofytů a ve velkém množství případů tento růst způsobuje zmenšení kloubního prostoru, což zapříčiňuje subluxaci (částečné vykloubení) prvního metakarpu a následně dochází k porušení intermetakarpálního ligamenta. Tento vaz poté nemůže plnit stabilizační úlohu a subluxace se zvětšuje.

Artróza se obecně rozděluje na čtyři stadia:

- I. stadium – dochází k zúžení kloubní štěrbiny;
- II. stadium – na kloubních plochách vznikají jemné nerovnosti. Až do tohoto stadia je artróza léčitelná pomocí léků obsahující glucosamin sulfát, chondroitin sulfát, diacerhein, kyselinu hyaluronovou a kolagen. Tyto preparáty brzdí katabolické a startují anabolické neboli růstové procesy v kloubní chrupavce. Začíná růst prvních osteofytů;
- III. stadium – kloubní štěrbina se nadále zužuje, pokračuje růst osteofytů, nastává osteoporóza. Podávání léků je zbytečné, protože v důsledku mizení chrupavky už není co vyživovat;
- IV. stadium – zánik kloubní štěrbiny, konce kloubů se deformují a v tomto stadiu se přistupuje k chirurgickému řešení a náhradě kloubu.

Klinickým příznakem je bolestivost v oblasti CMC kloubu a při zátěži se stupňuje. Při větším poškození přetrvává bolest i v klidovém stavu. Je omezena síla stisku palce a tím úchop celé ruky. Citlivost na bolest je i při běžných motorických činnostech. Kolem kloubu je otok a při vyšetření je patrná synovitida. Nejčastěji se tato diagnóza zaměňuje se syndromem karpálního kanálu. Konzervativní léčba je účinná jen v prvních stádiích a to pouze u tří čtvrtin pacientů. Lékaři se pomocí ní snaží překonat bolestivé stadium. Součástí této léčby jsou analgetika, nesteroidní antiflogistika, infiltrace kortikoidy, analgetickou RTG terapii a ortézy. [19][3][24]

9. Současné možnosti léčení

Chirurgie ruky v posledních letech prodělala velký pokrok. Toto odvětví je rozděleno na mnoho oborů a každý se zabývá jen svou specifickou oblastí. Důležité a zároveň často podceňované jsou obecné zásady při ošetření ruky, které mají zřetelný vliv na celkový výsledek léčby, protože zanedbání i banálního poranění může mít trvalé následky. Další nedílnou součástí léčby je také rehabilitace. Každý potřebuje ruku ke svému životu a zajištění správné funkce po nemoci nebo zranění je snahou všech lékařů zabývajících se touto problematikou. [3]

Celková znalost anatomie kostí a vazivové tkáně je nezbytná pro dokonalé pochopení biomechaniky normálního i patologického stavu. Tato znalost je důležitá i pro následnou terapii. V současnosti se terapie poškození CMC kloubu palce soustřeďuje převážně na řešení následků artrotických změn. Zabránit nebo alespoň zpomalit artrotické změny v kloubu lze včasnou diagnostikou a jejím správným vyhodnocením. Na tomto má velký podíl právě artroskopie. [3]

Artroskopie je endoskopickou metodou, kdy pomocí optiky a nástrojů máme možnost zhodnotit intraartikulární (uvnitř kloubu) struktury pohledem, palpací háčkem (palpace – vyšetření pohmatem) nebo vyšetření jednotlivých struktur ve smyslu stability. Při vyšetření artroskopických struktur CMC kloubu se klasifikuje stav chrupavek na kloubní ploše trapézia a báze I. metakarpu. Sleduje se hloubka a rozsah poškození. Nejdůležitější je zhodnocení stavu kloubního pouzdra. Hodnotí se krvácení u poranění a synovitida u chronických onemocnění. Synovektomie řešení nadměrné množství synoviální tekutiny. [3]

Před samotným operačním řešením se aplikuje konzervativní léčba. Začíná se změnou a snížením zátěže na CMC kloub. Ortéza může být určitým řešením problému, nicméně omezuje pohyb tohoto kloubu. U časných stadií risartrózy je vhodné podávat nesteroidní antirevmatika a to lokálně nebo celkově. Dobré je i noční dlahování palce. Lékaři mají dobré zkušenosti i s podáváním chondroprotektiv. Při rehabilitaci se používá elektroléčba. Ta je účinná jen v prvních stadiích a to pouze u třetí čtvrtin pacientů. Lékaři se pomocí ní snaží překonat bolestivé stadium. Součástí konzervativní léčby jsou také analgetika, nesteroidní antiflogistika, infiltrace kortikoidy, analgetickou RTG terapii a ortézy. [3]

Před každým chirurgickým ošetřením je důležitá předoperační příprava a hlavně zvolení správného postupu. Operace na horní končetině jsou prováděny v místní nebo celkové anestezii. Pacient je vleže a končetina, na které je prováděn výkon, je upažena a položena na tzv. instrumentační stůl. U artroskopie je končetina upnuta na fixačních nebo závěsných zařízeních. Zaškrcením končetiny manžetou se dosáhne menšího krvácení a celkově lepší přehled pro operátora. Nejčastěji se manžeta přikládá na paži nebo na předloktí. Při výkonech na distální části prstů se pak jednoduše zaškrcuje elastickou gumou. Instrumentária používaná při chirurgii ruky se moc neliší od nástrojů používaných v klasické chirurgii. Závisí konkrétně na typu operace, obecně jsou ale tyto nástroje jemnější. Používají se tzv. mikrochirurgická instrumentária nebo speciální nástroje jakými jsou například endoskopy, artroskopické nástroje, jemné frézky, vrtačky, atd. Při operacích ruky se dále používají různé fixační stůlky, fixátory a závěsná zařízení. [3]

Operační terapie závisí na stupni poškození kloubu. Dnes se doporučuje neřešit jen nejtěžší stadia risartrózy, ale je lepší provést už stabilizační operaci kloubu ještě před větším poškozením. Velikost a umístění řezů při operaci závisí na typu chirurgického zákroku. Jsou

zde ale určitá základní pravidla, kterými by se měl operatér řídit. Po každé operační incizi (chirurgické otevření) nebo poraněním vzniká při hojení jizevnatá tkáň. Tyto jizvy mohou poté omezit hybnost prstů nebo zkrátit meziprstí. Umístění řezu tedy nezáleží jen na estetickém hledisku, ale je důležité i z jiných důvodů, například funkčních. Jizva nacházející se podélně šlachy působí větší adhezi než jizva, která je umístěná kolmo nebo šikmo. [3]

Základními přístupy k CMC neboli také trapézometakarpálnímu kloubu jsou:

- přístup dorzo-laterální, při kterém se proniká mezi šlachami krátkého a dlouhého extensoru palce a je nejčastějším;
- přístup přední;
- přístup skrz karpální tunel.

Na postup operačního řešení má vliv stadium poškození, věk pacienta, požadavky na zatížení ruky a stav okolních kloubů. Artroskopie může u raných stadií vyřešit problém nebo alespoň oddálit následky. Rizartróza se dá ošetřit několika operačními metodami, které se rozdělují na tři základní skupiny:

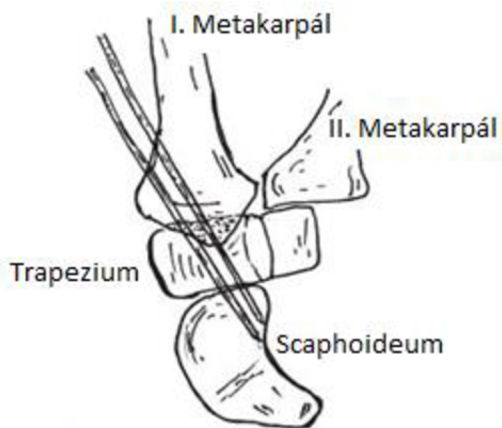
1. trapézektomie prostá nebo s ligamentoplastikou;
2. artrodézy trapézometakarpální;
3. trapeziální a trapézometakarpální implantáty a protézy.

9.1. Trapézektomie

Poprvé popsána v roce 1949 Gervisem. Odstraněním trapézia vznikne místo pro ostatní kosti. Na zbytek artrotických kostí poté nepůsobí tlak a tím je menší bolestivost. Tato operace také může znovu obnovit některé funkce úchopu. V současnosti se tato technika používá při selhání protéz a nezřídka je doplněna ligamentoplastikou nebo interpozicí. [19]

9.2. Artrodéza

Poprvé popsána v roce 1949 Müllerem. Tato operace je současně dosti používaná, má ale svou nevýhodu - brání opozici palce. Artrodéza je chirurgické odstranění kloubních chrupavek a následné znehybnění kloubu, což vede ke srůstu kostí. Poskytuje bezbolestnost, za cenu ztráty přirozené biomechaniky kloubu. Pohyb se převádí na *os scaphoideum*, která musí být zdravá, jinak dochází k přetěžování a bolestivosti. Pooperační fixace trvá 3 měsíce. Pacientovi je zachován pevný úchop, avšak chybí jemná motorika. [19]



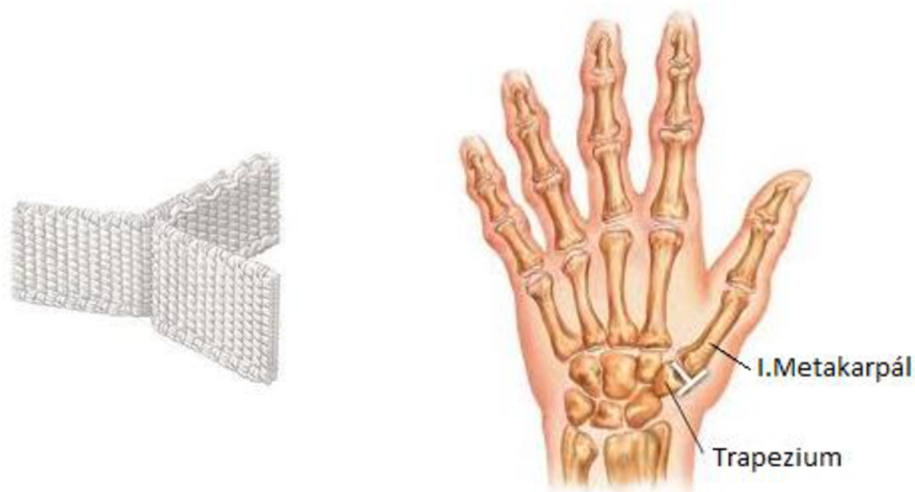
Obr. 12: Artrodéza [27]

9.3. Implantáty a protézy

9.3.1. Implantáty částečné

Často se zde používá materiál pyrokarbon, který má elastické vlastnosti velmi blízké kortikální kosti. Následující implantáty jsou dnes často používány:

- Artelon – používá se v počátečních stádiích onemocnění. Odděluje a stabilizuje kloubní spojení;



Obr. 13: Artelon Spacer [28]

- PyroDisk – minimální odběr kostní tkáně, zachovává délku palce a chrání trapézium;



Obr. 14: PyroDisk [29]

- PyroSphere – obdobné vlastnosti jako PyroDisk;



Obr. 15: PyroSphere [30]

- NuGrip – pyrokarbonová protéza báze metakarpu



Obr. 16: NuGrip [31]

- Saddle Pyrocarbon CMC – částečná protéza nahrazující bázi I. metakarpu s anatomickým designem, která navrácí přirozenou kinematiku kloubu.



Obr. 17: Saddle Pyrocarbon CMC [32][33]

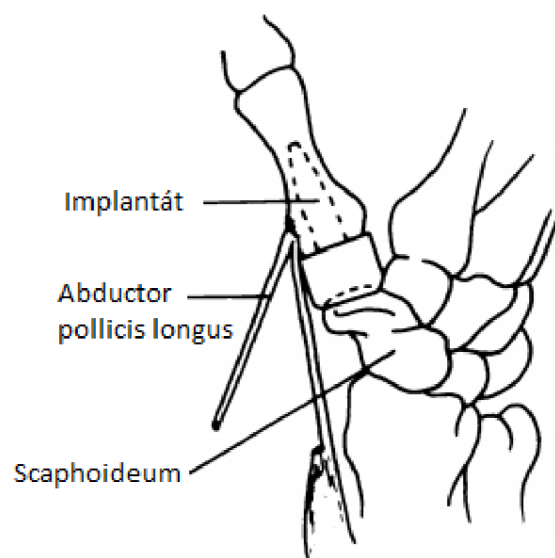
- Medin – necementovaná náhrada báze I. metakarpu



Obr. 18: Medin [34]

9.3.2. Implantáty totální trapeziální

Nejznámějším je Swansonův silastikový implantát, dnes je již nahrazen titanovým. Jeho nevýhodou byly častá vykloubení neboli luxace, byly tedy mnohdy nutné ligamentoplastiky. Dalšími problémy jsou nepravidelný otěr a zlomeniny dřívku.

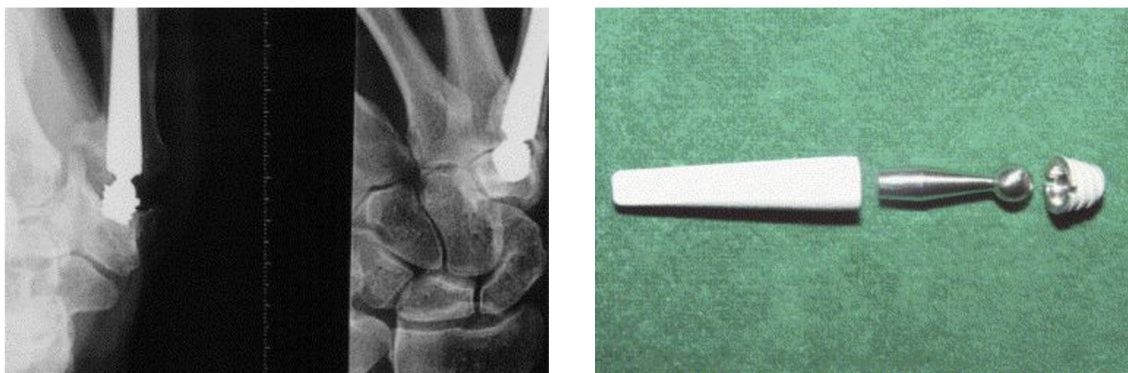


Obr. 19: Aplikace Swansonova implantátu [35]

9.3.3. Totální protézy trapézometakarpální

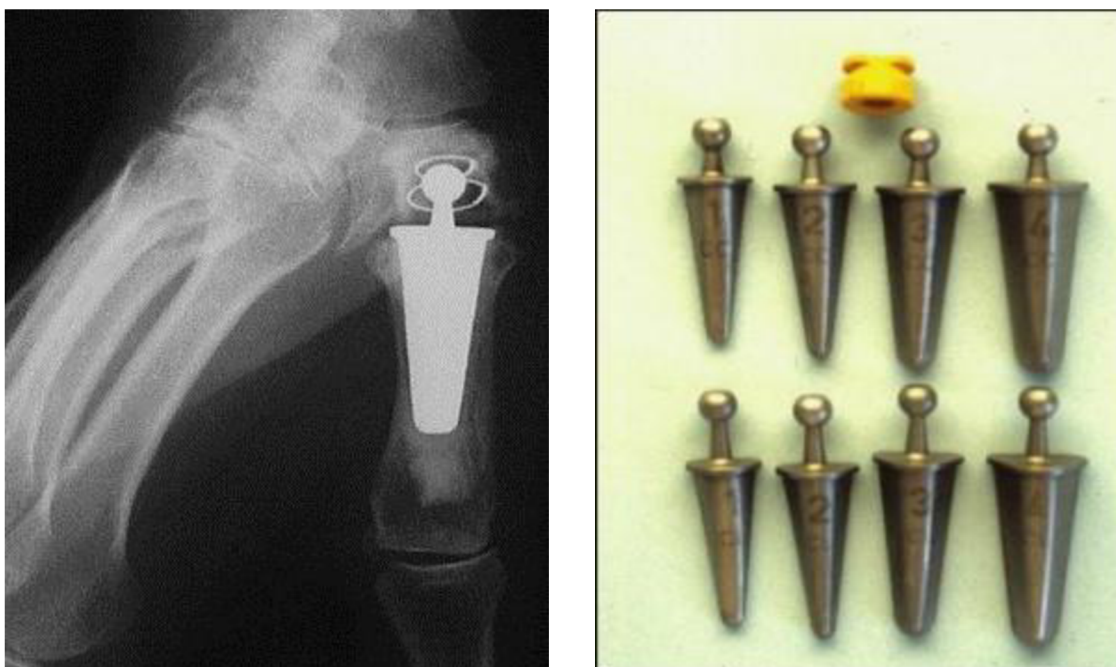
Jsou to protézy, které se skládají ze dvou částí: trapéziální a metakarpální. Jedná se o stejné pojetí jako u kyčelního kloubu, jen v menším měřítku. Po prvních nezdařilých konceptech přichází v devadesátých letech druhá generace trapézometakarpálních protéz. Důvod, proč se tyto náhrady používají je přizpůsobení anatomickému stavu, tedy dosažení rozsahu pohybů a síly stisku jako u zdravé ruky [19]. Mezi nejznámější patří protézy:

- Elektra®;



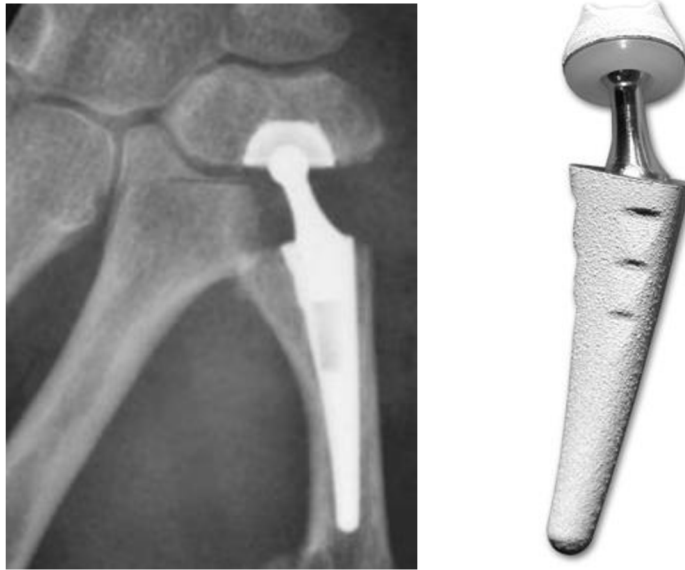
Obr. 20: Totální endoprotéza Elektra® [36]

- Guepar®;



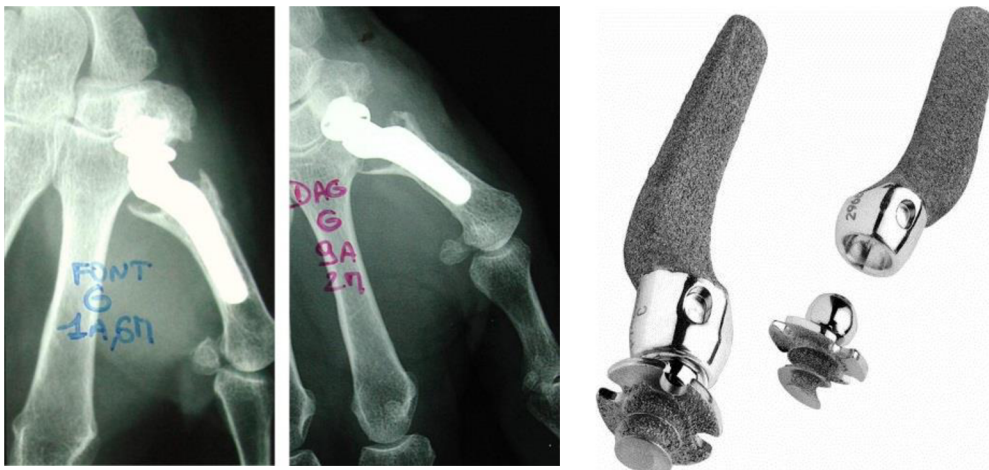
Obr. 21: Guepar® [37]

- Maïa® - povrchová úprava hydroxyapatitem se stykem polyethylén-kov;



Obr. 22: Maïa® [38]

- Rubis2® - plasmatický nástřík titanem s artikulační plochou kov na kov;



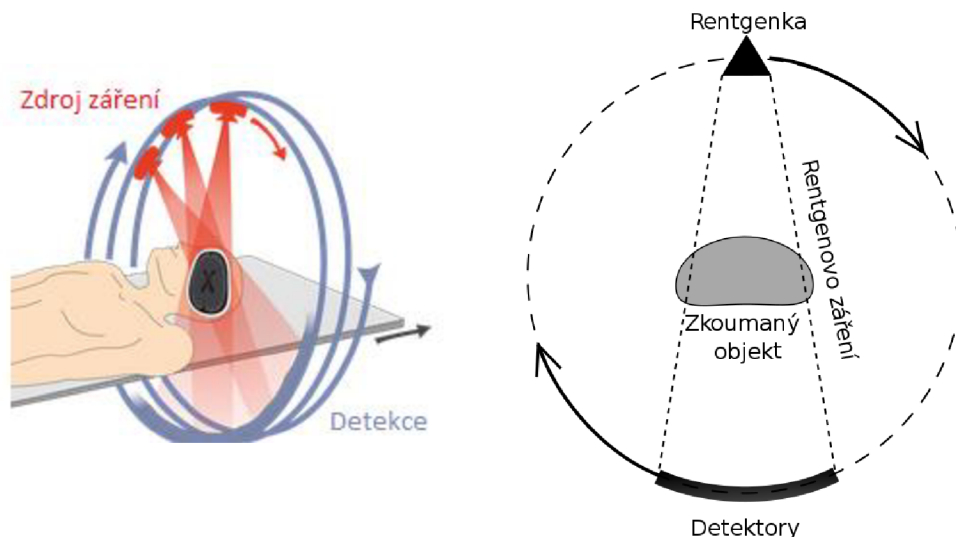
Obr. 23: Rubis2® [39]

- Carat®;
- Roseland®;
- Arpe®;
- Ivory®;
- Isis®;
- Oxalys® a další.

Totální náhrady se zdokonalovaly technicky lepší povrchovou úpravou materiálu a také způsobem ukotvení. Zlepšovala a vyvíjela se i chirurgická technika implantace. Trapézometakarpální protézy mají hlavní výhodu v tom, že respektují anatomii a zachovávají ligamentosní struktury v místě kloubního pouzdra. Je dodržena biomechanika palce, protože je ponechána délka a nezměněné zůstává i fyziologické centrum rotace a díky tomu může být stejná činnost drobných svalů. U implantátů nové generace je menší riziko luxace a uvolnění implantátu. V České republice byla první trapézometakarpální totální endoprotéza voperována v lednu roku 2008 v Havlíčkově Brodě. [19][25]

10. Tvorba modelu geometrie

Jedná se o vstupní analýzu týkající se karpometakarpálního kloubu palce. Dosud se tímto problémem žádná práce na ÚMTMB VUT v Brně nezabývala. Dílčím prvkem výpočtového modelu je model geometrie. Části lidského těla jsou geometricky velmi složité. Modely geometrie jsou vytvářeny zpracováním informací ze zařízení z oblasti zobrazovacích metod. V současné době se především jedná o CT, MRI, MikroCT, Sono atd. Základní informace pro vytvoření modelu geometrie CMC kloubu byly získány z CT dat projektu s názvem Visible Human Project CT Datasets. Tato data byla zpracována Ing. P. Marciánem, PhD. a uložena v STL souboru v biomechanické části webových stránek Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky v sekci download kosterní soustava [40]. K zpracování dat z CT jsou nezbytné základní poznatky práce CT. Zkratka CT je vytvořena z anglických slov Computed Tomography, v překladu do češtiny pak počítačová tomografie. Jedná se o nedestruktivní zobrazovací metodu používanou především v medicíně. Pomocí počítačem provedené matematické rekonstrukce vzniknou obrazy v jednotlivých kruhových řezech objektu [41]. Po kruhové dráze se pohybuje rentgenka a detektor, který snímá zkoumaný objekt, jehož geometrie bude použita pro řešení problému.



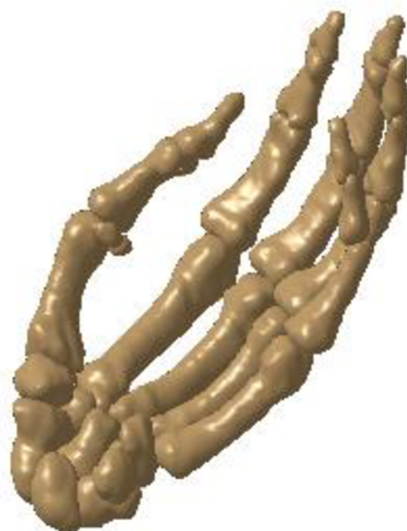
Obr. 24: Schéma funkce počítačové tomografie [42][43]



Obr. 25: Snímek řezu ruky

Takto získaný soubor řezů (primárně jsou ve formě digitálních dat ve formátu Dicom) se pro tvorbu modelu geometrie dále upravuje. Tvorba 3D modelu ze snímků je nejprve realizována v programu STL Creator.

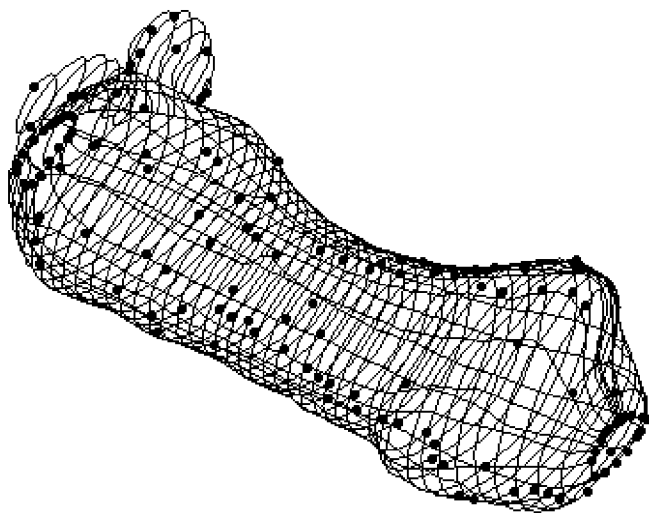
Výstupem je 3D model ve formátu STL, který je vidět na obrázku číslo 26. Zkratka byla vytvořena z anglických slov Stereo Lithography. Tento nativní formát popisuje pouze povrchy třídimenzionální geometrie hrubě tvořené trojúhelníky a je využíván převážně pro rapid prototyping a computer-aided manufacturing (CAM). [44]



Obr. 26: Model ruky ve formátu STL

Získaný soubor ve formátu STL byl upraven v programu CATIA (Computer-Aided Three-Dimensional Interactive Application). Program CATIA byl zvolen množství nástrojů s křivkami a plochami. Všechny dílčí modely kostí potřebné pro řešení daného problému byly vytvořeny stejným způsobem. Model ve formátu STL byl rozřezán stejně vzdálenými rovinami, kde každá obsahuje křivku příčného obrysu průřezu kosti. Bylo nutné vytvořit 3D vodící křivky, aby bylo možné vytvořit objemové těleso. Vzniklý drátový model (obrázek číslo 27) byl exportován ve formátu IGS do programu Solidworks.

V prostředí CAD softwaru Solidworks, který je vhodnější pro úpravu těles, byla v každém řezu vytvořena skica kopírující křivku v dané rovině. Stejný postup se opakoval pro každý průřez. Dostaneme stejný drátový model jako v programu CATIA, který slouží pro další úpravu v programu Solidworks. V následujícím kroku byla použita funkce spojení profilů. Byly vybrány všechny potřebné entity, jimiž jsou jednotlivé skici v každé rovině a následně vodící 3D křivky. Tento krok vede k vytvoření modelu objemového tělesa, v našem případě kosti, viz obr. 28.



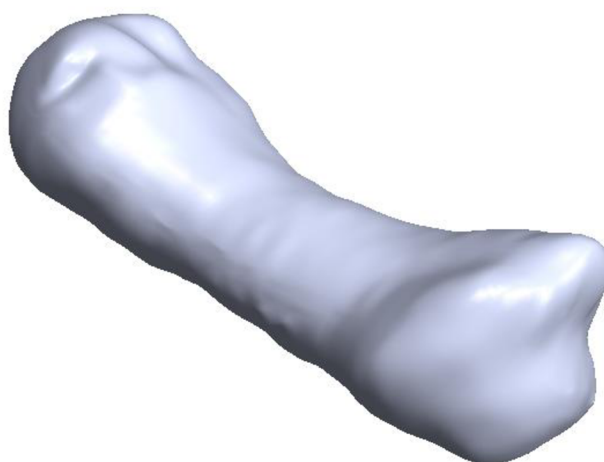
Obr. 27: Drátový model v programu CATIA

výsledky“. Vzniklé dva objemy byly posléze separovány nástrojem „rozdělit“. [45]

Dalším problémem bylo zjistit, jak je umístěn dřík s hlavicí v metakarpu a jak je umístěna jamka v trapéziu. Při tvorbě sestavy bylo nutné získat znalosti kolik je potřeba

Z důvodu řešení dvou stavů: fyziologického stavu a stavu s aplikovanou totální náhradou se tvorba modelů rozdělila. Fyziologický model byl vytvořen jen jako sestava kostí a chrupavek. O málo odlišnější bylo vytvoření modelu s aplikovanou totální endoprotézou, protože bylo potřeba namodelovat endoprotézu. Pro tvorbu spongiózy u modelu s náhradou bylo potřeba vytvořit nové skici průřezů o menším průměru. Následně byla použita stejná funkce spojení profilů jako při první tvorbě plné kosti, ale bylo potřeba použít funkci „sloučit

odebrat kostní tkáň v bázi I. metakarpu a na trapézium. Tyto informace byly získány z videa pořízeného při operaci, kde byl ukázán celý průběh chirurgického zákroku od prvního řezu, až po konečné sešití.

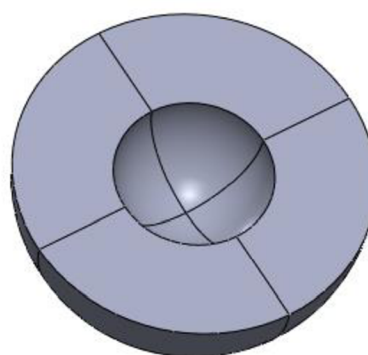


Obr. 28: Plné těleso v programu Solidworks

Model geometrie totální náhrady Maïa od společnosti Groupe Lépine byl vytvořen taktéž v programu Solidworks a jeho vizualizace je na obrázku 29. Je složen z dřívku, který je aplikován do I. metakarpu, vyměnitelné hlavice a jamky, která je upevněna v trapézium. Geometrie dřívku byla vytvořena funkcí spojení profilů (trojúhelníku se zaoblenými rohy a kružnice) s vodícími křivkami. Hlavici pak tvoří rotovaná skica, která je pod úhlem 30° vzhledem k ose dřívku a dále byl vysunut profil ve tvaru komolého kužele, který zapadá do dřívku. Jednoduchá geometrie jamky je rotovaná skica kolem osy viz obr. 30, která je rozdělena na 4 díly kvůli tvorbě pravidelné konečnoprvkové sítě.



Obr. 29: Model geometrie totální endoprotézv Maïa

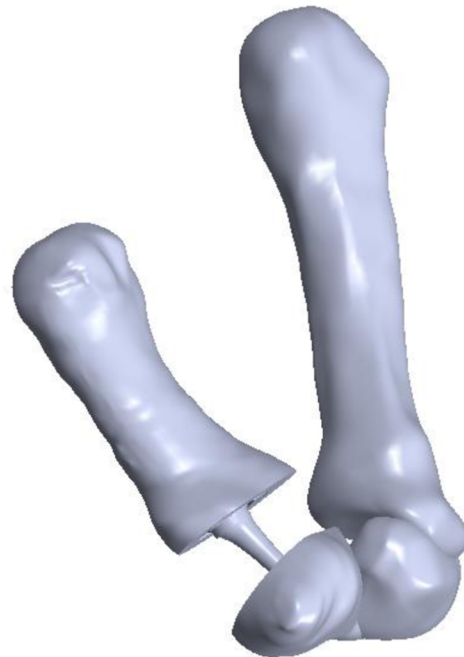


Obr. 30: Model geometrie polyetylenové jamky

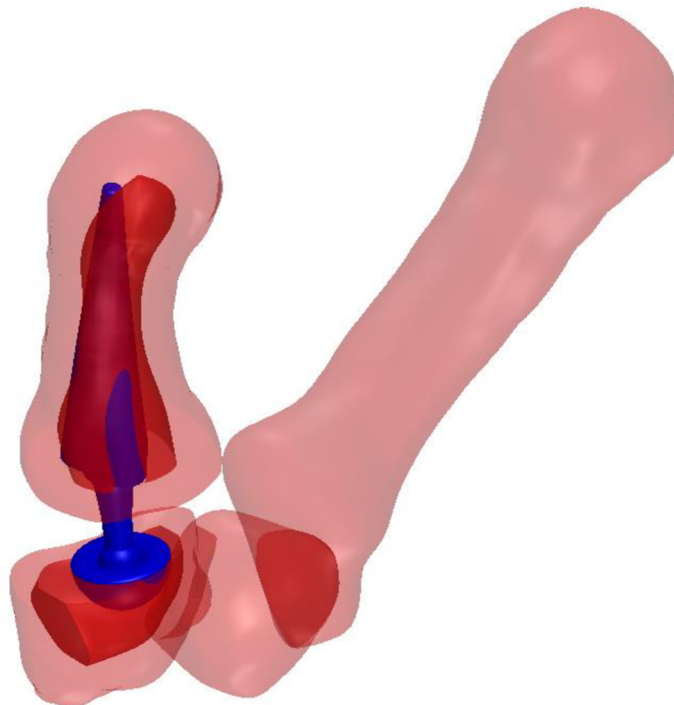
Spojením všech dílčích modelů kostí a chrupavek do sestavy vznikl model geometrie fyziologického stavu, viz obrázek číslo 31. Sestava kostí I. metakarpu a trapézia s ostatními kostmi s aplikovanou totální endoprotézou je na obrázku číslo 32 a 33.



Obr. 31: Model geometrie fyziologického stavu



Obr. 32: Model geometrie s aplikovanou totální endoprotézou

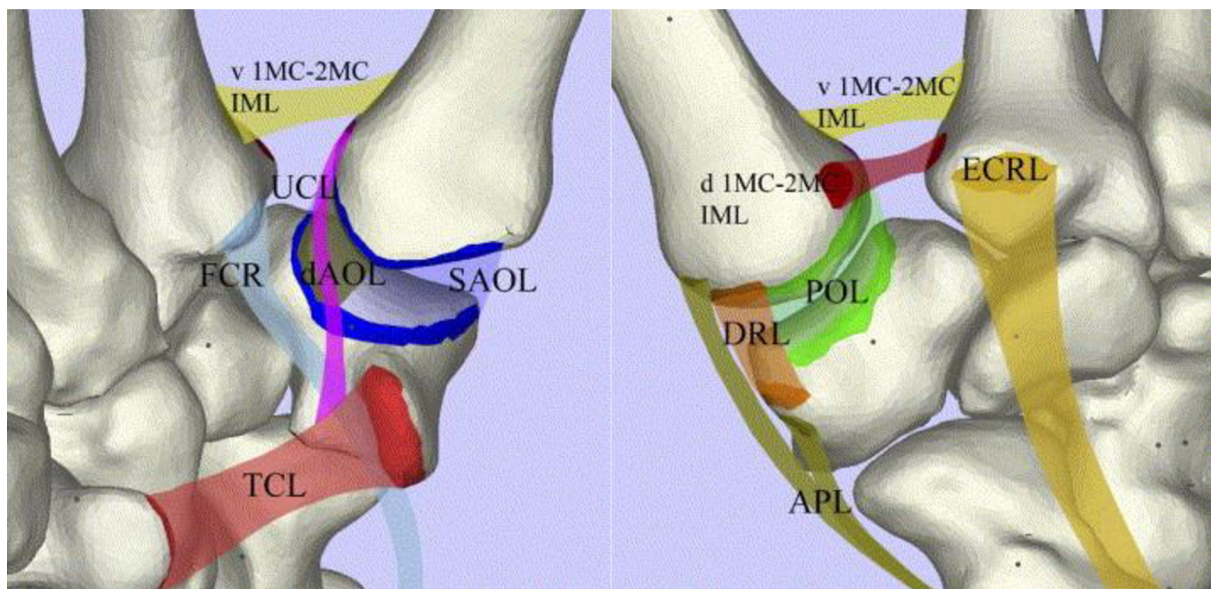


Obr. 33: Umístění totální endoprotézy

11. Model vazeb

Výpočtový model karpometakarpálního kloubu tvoří kosti I. a II. metakarpu a dále kosti trapézia a trapezoidea. Vazbové podmínky byly předepsány nulovým posuvem pro kosti trapézia, trapezoidea a II. metakarpu (obr. 35 a 36). Byly vytvořeny tři hlavní díly (part). Jeden je složen z dříku a I. metakarpu, druhý se skládá z kostí trapézia, trapezoidea a II. metakarpu a třetí je složen z dílů jamky. Na plochách, kde dochází ke styku vzájemně nepohyblivých ploch, byl předepsán vázaný kontakt (bonded). V místě styku jamky a hlavice je stanoven kontakt bez tření (frictionless).

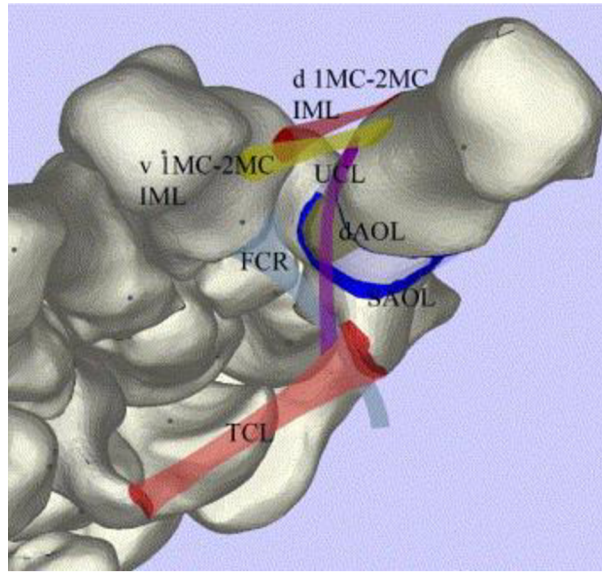
Zdrojem pro získání informací o vazech, které se významně podílejí na stabilizaci CMC kloubu, byl odborný článek Three-Dimensional Analysis of the Ligamentous Attachments of the First Carpometacarpal Joint [12]. Podle této práce, viz obrázky pod číslem 34, byly namodelovány plochy v programu Solidworks, kde se upínají vazy a šlacha. Ve výpočtovém softwaru Ansys poté byly tyto plochy propojeny pružinami (obr. 35 a 36), které simulují chování vazů a šlachy.



a) Palární pohled

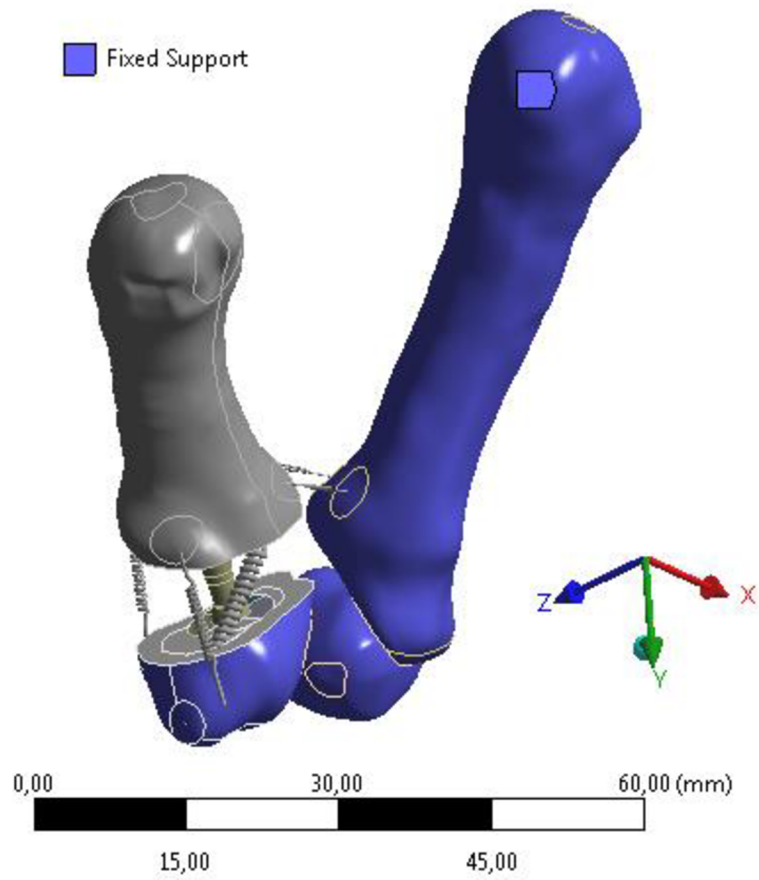
b) Dorzální pohled

Obr. 34: Anatomické propojení vazů a šlach

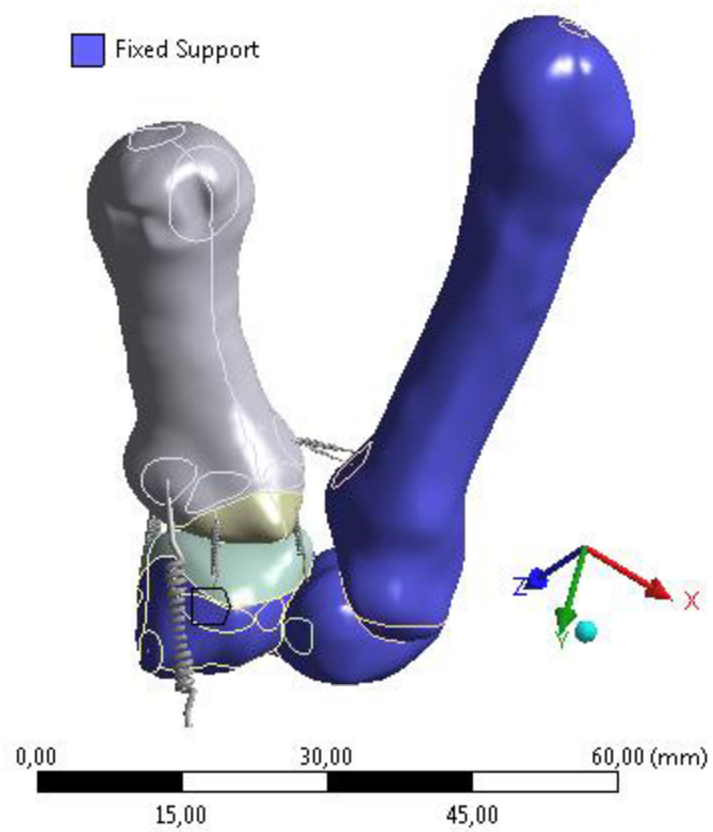


c) Distální pohled

Obr. 34: Anatomické propojení vazů a šlach



Obr. 35: Model vazeb stavu s aplikovanou totální endoprotézou



Obr. 36: Model vazeb fyziologického stavu

12. Model zatížení

Pro výpočet daného problému byly použity výsledky měření z diplomové práce, která byla obhájena na americké státní univerzitě v Blacksburgu ve státě Virginia. Autorka Angela DiDomenico Astin [47] zde publikovala výsledky měření různých druhů úchopu, kombinace stisků mezi prsty a palcem a tlačení špičkou prstu proti tenzometrickému snímači. Kromě toho se zde pomocí povrchové elektromyografie porovnávaly síly, které mohou být vyvinuty různými úchopy, s naměřenými hodnotami. Snímače elektrického napětí byly umístěny na standardizovaná místa předloktí.

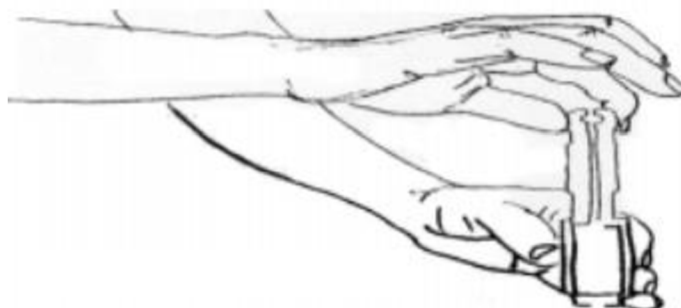
Měření bylo provedeno na 100 subjektech se stejným zastoupením mužů a žen ve věkovém rozmezí 18 až 65 let. Na každém účastníkovi bylo provedeno 9 antropometrických měření. Takto byly získány data o:

- výšce – měření výšky postavy od vrchu hlavy po zem;
- váze – váha lehce oblečeného těla bez bot;
- délce ruky – vzdálenost od základny ruky po konec prostředníku;
- šířce ruky – šíře ruky byla měřena přes distální konce metakarpů;
- šířce zápěstí – vzdálenost mezi radiálním a ulnárním styloidním výčnělkem zápěstí
- obvodu zápěstí – obvod zápěstí na úrovni styloidní špičky radia;
- délce ruky s předloktím – vzdálenost od špičky lokte ke špičce prostředníku;
- obvodu předloktí v klidovém stavu – paže ve vertikální poloze, svírající s předloktím pravý úhel. Měření se provedlo v nejširším místě předloktí;
- obvodu předloktí v zatnutém stavu – stejná poloha paže a předloktí. Měření se provedlo v nejširším místě při zatnutí svalů.

Antropometrická data jsou v tabulce níže, ve které je střední hodnota a směrodatná odchylka naměřených veličin.

| Měření | Souhrn | | Muži | | Ženy | |
|--------------------------------|-----------------|----------|-----------------|----------|-----------------|----------|
| | Střední hodnota | Odchylka | Střední hodnota | Odchylka | Střední hodnota | Odchylka |
| Věk (roky) | 32,7 | 10,9 | 32,2 | 11,1 | 33,2 | 11,4 |
| Výška (cm) | 166,7 | 12,4 | 173,2 | 7,0 | 160,2 | 13,3 |
| Váha (kg) | 76,3 | 20,3 | 77,8 | 15,5 | 74,8 | 24,3 |
| Délka ruky (cm) | 18,0 | 1,0 | 18,8 | 0,7 | 17,5 | 0,7 |
| Šířka ruky (cm) | 8,3 | 0,6 | 8,8 | 0,5 | 7,8 | 0,4 |
| Šířka zápěstí (cm) | 5,5 | 0,5 | 5,9 | 0,4 | 5,1 | 0,3 |
| Obvod zápěstí (cm) | 16,0 | 1,4 | 16,9 | 1,1 | 15,1 | 1,0 |
| Délka ruky s předloktím (cm) | 45,8 | 3,0 | 47,8 | 2,5 | 43,9 | 2,0 |
| Obvod předloktí v klidu (cm) | 26,9 | 2,6 | 28,3 | 2,4 | 25,5 | 2,0 |
| Obvod zatnutého předloktí (cm) | 27,5 | 2,7 | 29,0 | 2,5 | 26,0 | 2,2 |

Bylo měřeno 7 různých úchopů simulující širokou škálu zatížení, kterému jsou vystaveni manuálně pracující zaměstnanci v průmyslu. Jako vstup do výpočtového modelu byla použita data změřená při palmárním stisku mezi palcem a ukazovákem. Předloktí a zápěstí jsou při tomto měření v poloze, aby dlaň směřovala dolů. Poloha ruky a umístění snímače jsou zřejmé z obr. 37.

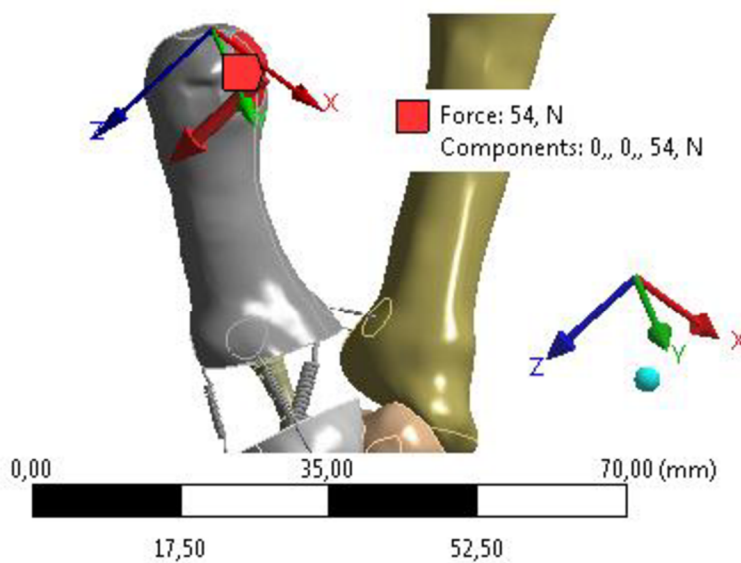


Obr. 37: Ilustrace měření palmárního stisku palce a ukazováku

Tabulka naměřených hodnot pro 100 měřených subjektů se střední hodnotou, směrodatnou odchylkou a variačním koeficientem laterálního úchopu:

| Měření | Laterální úchop |
|-------------------------|-----------------|
| Střední hodnota (N) | 54,16 |
| Směrodatná odchylka (N) | 18,84 |
| Variační koeficient (%) | 34,78 |

Vstupní hodnota do algoritmu řešení daného problému bude použita hodnota 54 N. Směr a velikost síly, který bude použit u obou stavů, je znázorněn na obrázku číslo 38.



Obr. 38: Síla působící na I. metakarp

13. Modely materiálů

Dílčí prvky výpočtového modelu mají různé modely materiálu. V této kapitole jsou popsány materiálové charakteristiky, které budou použity při řešení problému. Mechanické vlastnosti kortikální kosti, spongiózní kosti a chrupavky byly převzaty z knihy *Physics of the human body* [20]. Materiály, ze kterých je vyrobena totální endoprotéza, jsou popsány níže:

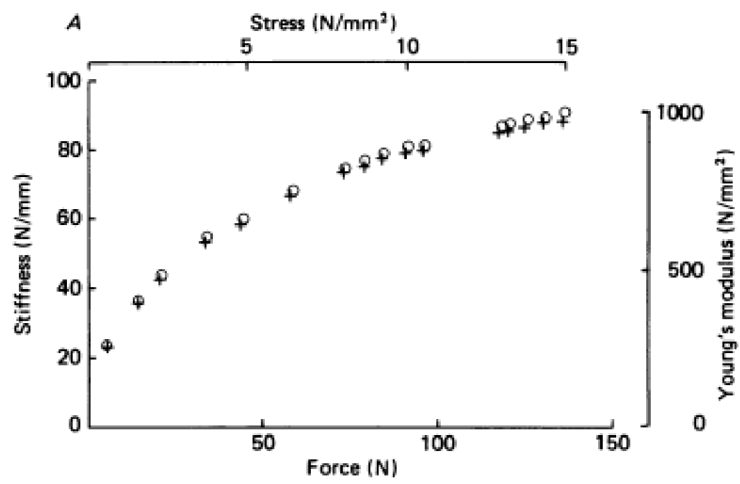
- dřík a pouzdro jamky jsou vyrobeny ze slitiny titanu, hliníku a vanadu Ti-6Al-4V v souladu s normou ISO 5832-3;
- polyetylenová vložka jamky je vyrobena vysokomolekulárního polyetylenu (UHMWPE) podle normy ISO 5834-2;
- vyměnitelný krček je vyroben z nerezové oceli, která vyhovuje normě ISO 5832-1.

| Materiál | Youngův modul [MPa] | Poissonova konstanta |
|--------------------|---------------------|----------------------|
| Slitina Ti-6Al-4V | 110 000 | 0,31 |
| UHMWPE | 700 | 0,4 |
| Nerezová ocel | 210 000 | 0,3 |
| Spongiózní kost | 200 | 0,3 |
| Hyalinní Chrupavka | 24 | 0,4 |
| Kortikální kost | 14 800 | 0,39 |

Tuhost vazů byla získána z vědeckého článku *Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: a finite element analysis* [15], viz tabulka níže. Pro šlachu *flexor pollicis longus* byla zadána tuhost, která byla převzata z odborné práce *The tendon of flexor pollicis longus: its effects on the muscular control of force and position at the human thumb* [46]. Její vlastnosti a chování při zatěžování jsou vykresleny grafem na obrázku číslo 39.

| Vazy a šlacha | Tuhost |
|--|----------|
| 1MC-2MC palmární | 100 N/mm |
| 1MC-2MC volární | 100 N/mm |
| LAO – <i>ligamentum anterior obliquum</i> | 24 N/mm |
| LDR – <i>lig. dorsoradiale</i> | 78 N/mm |
| APL – šlacha <i>flexor pollicis longus</i> | 70 N/mm |
| LOAS – <i>lig. obliquum anterior superficialis</i> | 50 N/mm |
| LOA – <i>lig. obliquum anterior</i> | 50 N/mm |
| LPO – <i>lig. posterior obliquum</i> | 100 N/mm |

FLEXOR POLLICIS LONGUS TENDON



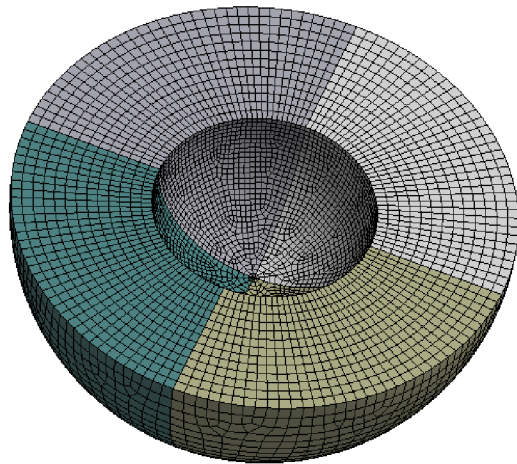
Obr. 39: Vlastnosti šlachy *flexor pollicis longus*

14. Diskretizace modelu

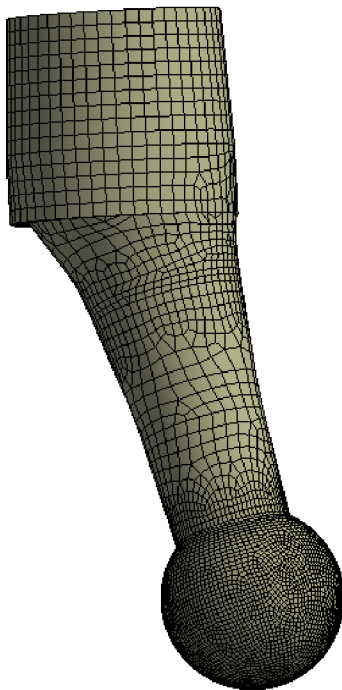
Na modelu geometrie byla vytvořena kombinovaná konečnoprvková síť složená z tetraedrů a hexagonů.

14.1. Diskretizace jamky

Model geometrie jamky je rozdělen na čtyři stejně velké díly, které jsou symetrické kolem osy. Celá jamka je diskretizována hexagonálními prvky. Na vnitřních hranách jamky je předepsána velikost elementů 0,1 mm. Rovné plochy jsou tvořeny mapovanou sítí, aby se docílilo pravidelné rovnoměrné konečnoprvkové sítě s velikostí prvků 0,2 mm. Zbytek venkovních ploch je pak složen z prvků o velikosti 0,3 mm (obr. 40).



Obr. 40: Diskretizovaný model jamky



Obr. 41: Diskretizace modelu výměnné hlavice

14.2. Diskretizace výměnné hlavice

Výměnná hlavice je tvořena kulovou částí, krčkem a kuželovým koncem, který se vkládá do dříku a umožňuje tak samosvorné spojení. Na celé výměnné hlavici jsou použity hexagonální prvky, mění se jen jejich velikost. Kulová hlavice, která je v kontaktu s jamkou, je nasítována prvky o velikosti 0,1 mm. Kužel na opačném konci výměnné hlavice se skládá z elementů, které mají velikost 0,3 mm a je zde použita mapovaná síť. Síť na plochách krčku mezi kulovou hlavici a kuželem se rovnoměrně mění z míst s jemnější sítí do míst s hrubší sítí (obr. 41).

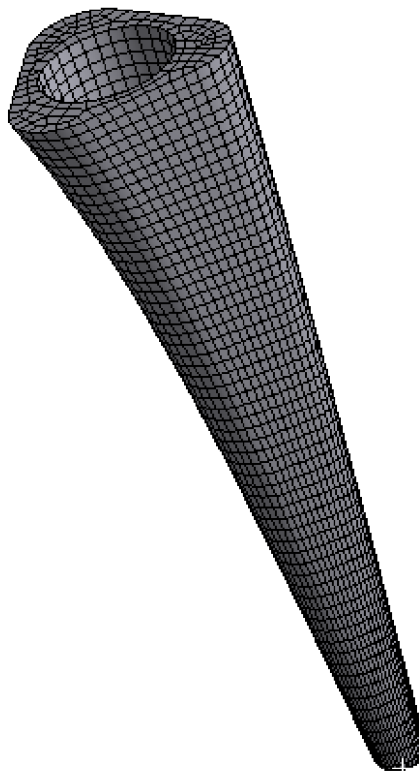
14.3. Diskretizace dřívku

Dřívko je část totální endoprotézy, která je umístěna v kosti I. metakarpu. Z jedné strany je kuželový otvor se stejnou kuželovitostí jako na výměnné hlavici. Podobně jako na předchozích částech výpočtového modelu jsou i na tomto použity hexagonální prvky o velikosti 0,3 mm. Na vnější geometrii a na kuželovém otvoru je aplikována mapovaná síť (obr. 42).

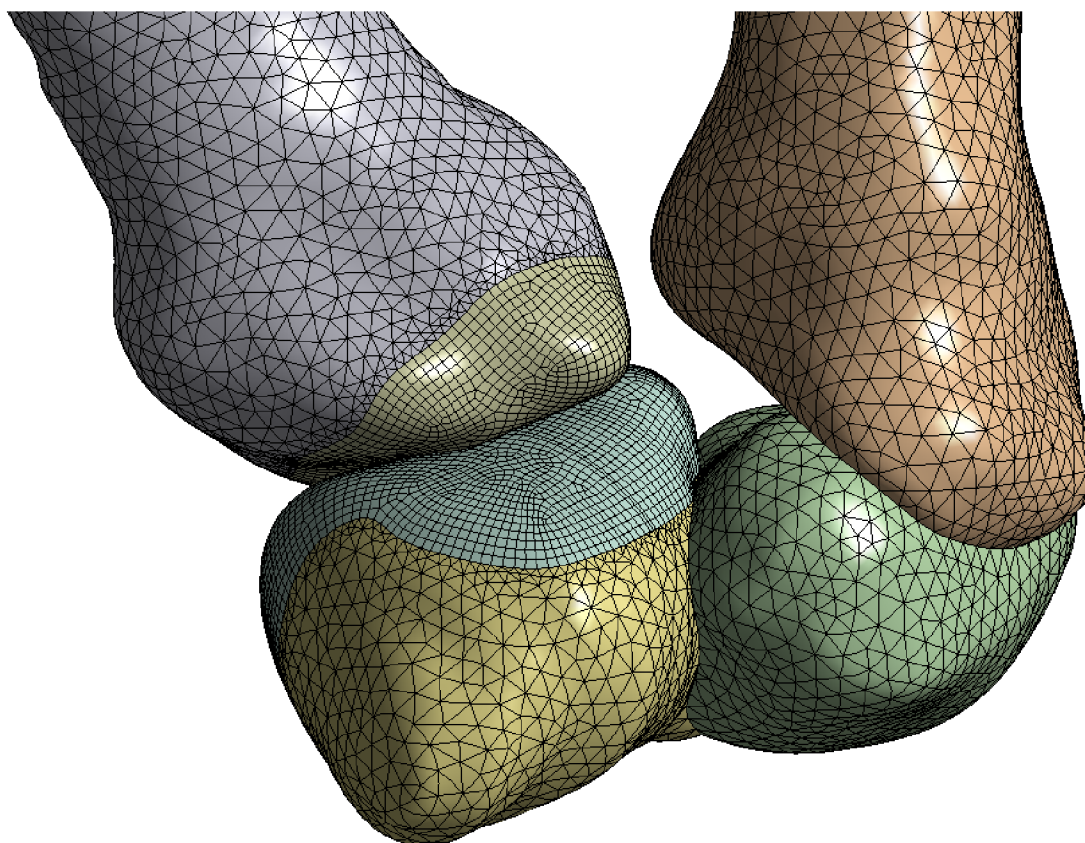
14.4. Diskretizace kostí

Na kortice i na spongióze byly aplikovány tetragonální prvky s velikostí elementu 0,8 mm se zjemněním na přechodech. U fyziologického stavu je na dosedacích plochách chrupavka, na které jsou aplikovány hexagonální prvky s velikostí elementu 0,3 mm

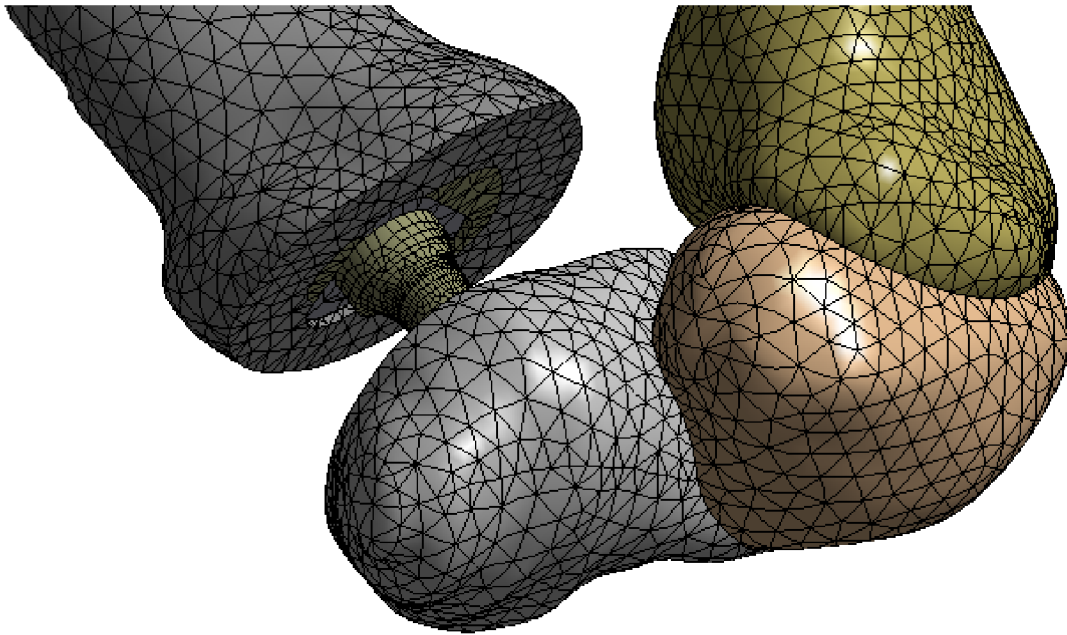
Výsledná konečnoprvková síť fyziologického stavu a stavu s aplikovanou totální endoprotézou je vizualizována na obrázcích 43, 44 a 45.



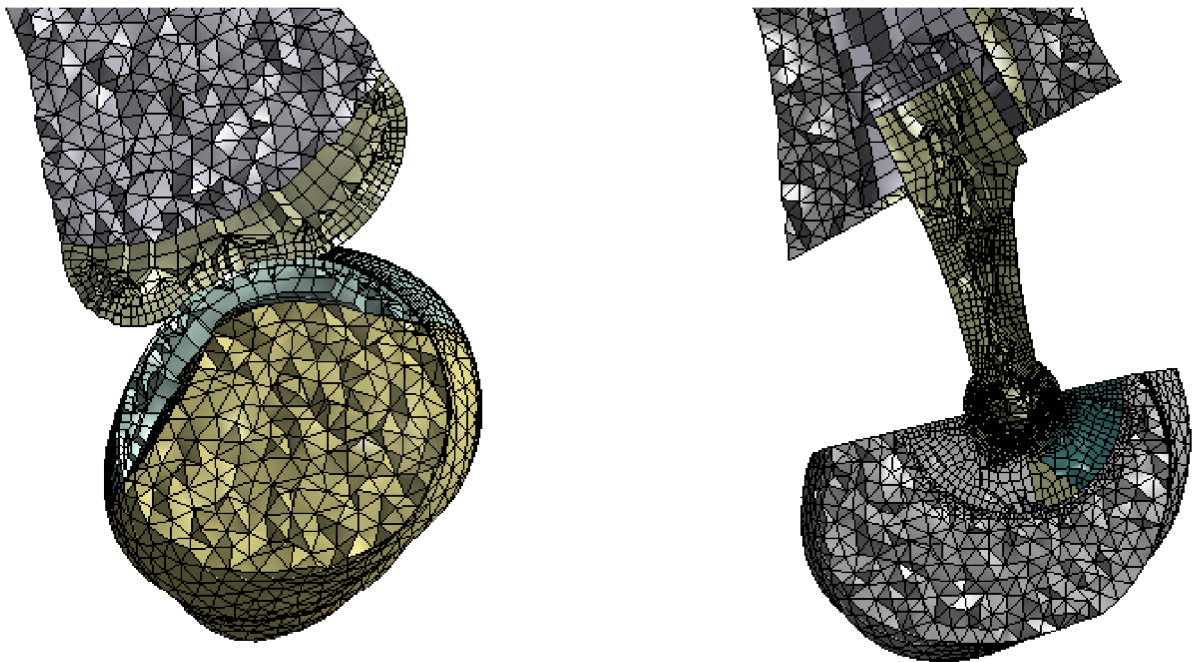
Obr. 42: Diskretizovaný model dřívku



Obr. 43: Diskretizovaný model fyziologického stavu



Obr. 44: Diskretizovaný model stavu s aplikovanou totální endoprotézou



Obr. 45: Diskretizované modely v řezu

15. Prezentace výsledků

15.1. Použitý hardware a software

Model geometrie byl vytvořen v programech Catia® verze 5.19 a Solidworks® 2012 x64 Edition. Numerické řešení metodou konečných prvků bylo provedeno v softwaru Ansys Workbench 2.0 Framework verze 13.0.

Celá práce byla zhotovena na počítači s procesorem Intel® Core™ i5 2.8GHz s operační pamětí 8 GB RAM a grafickou kartou ATI Radeon HD 3870. Na počítači byl nainstalován 64bitový operační systém.

Byly řešeny a vyhodnoceny dva stavy, na které byly aplikovány stejné okrajové podmínky a zatížení:

- Stav s aplikovanou totální endoprotézou
- Fyziologický stav

Výpočtové modely s počty elementů a výpočetními časy jsou srovnány v tabulce níže:

| Výpočtový model | Počet elementů | Počet nodů | Výpočtový čas [min] |
|--|----------------|------------|---------------------|
| CMC s aplikovanou totální endoprotézou | 437 625 | 857 590 | 54 |
| Fyziologický stav | 194 871 | 319 540 | 38 |

15.2. Stav s aplikovanou totální endoprotézou

Největší napětí a deformace u stavu s aplikovanou totální endoprotézou byly na polyetylenové jamce a výměnné hlavici. Pozornost při vyhodnocování deformačně napětíových stavů byla proto zaměřena na tyto prvky:

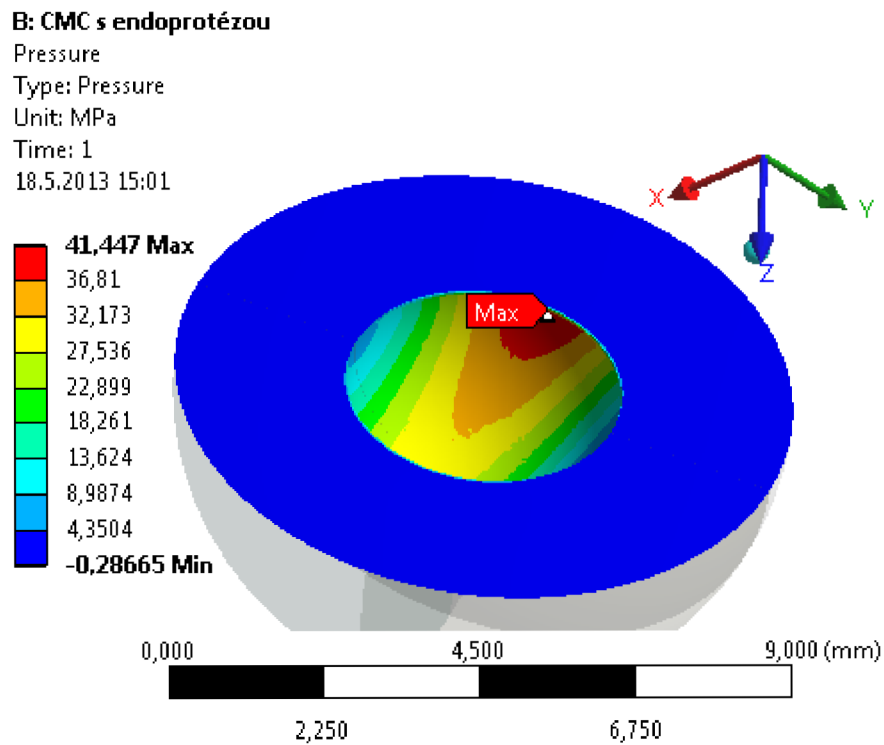
15.2.1. Polyetylenová jamka

Hlavním faktorem, který určuje životnost totální endoprotézy, je otěr v místě styku jamky a hlavice. Je to nežádoucí jev, který závisí na velikosti a charakteru zatížení, rozsahu pohybů a na délce zatěžování. Podle typu použitých materiálů na styčných plochách je otěr kovový nebo polyetylenový [48]. Dalším faktorem, který se výrazně podílí na životnosti totálních endoprotéz, je ukotvení v kosti. Životnost necementovaných implantátů je zpravidla vyšší než u cementovaných. Karpometakarpální kloub palce ruky je velice komplexní a složitý kloub, jehož stabilitu ovlivňuje okolní tkáň a šlachy, které se přímo kolem tohoto kloubu neuchycují.

Při dané konfiguraci zatížení a okrajových podmínek u výpočtového dosahuje hodnota kontaktního tlaku mezi jamkou a hlavicí na palmární straně 41,5 MPa (obr. 46).

Napětí po průřezu jamky, které vidět na obrázku číslo 47, dosahuje maximální hodnoty 17,5 MPa na vnitřní ploše styku s hlavicí a směrem ke středu klesá.

Obrázky 48 a 49 ukazují průběhy napětí σ_1 a σ_3 . Na jamce bylo dosaženo největší kladné napětí 7 MPa, ale podstatné však bylo záporné napětí, které nabývá hodnoty 17,2 MPa.



Obr. 46: Kontaktní tlak v jamce

B: CMC s endoprotézou

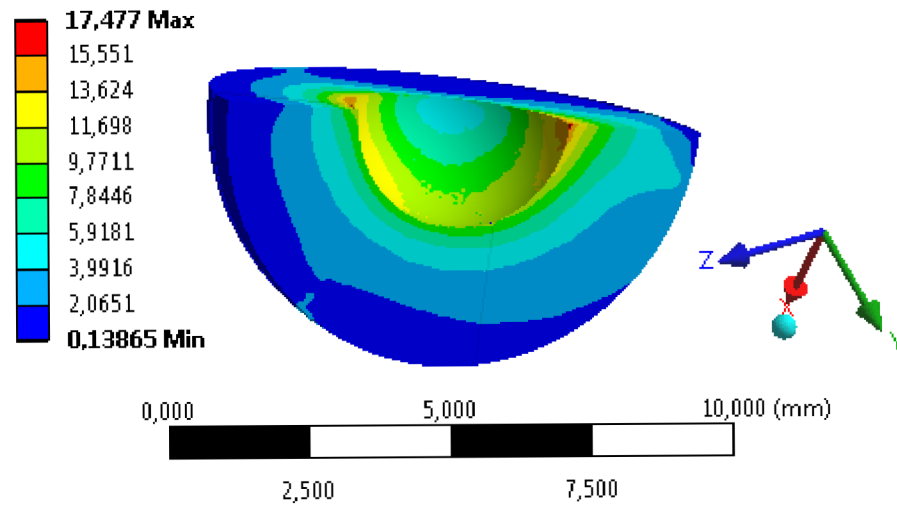
Equivalent Stress 4

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

9.5.2013 12:16



Obr. 47: Napětí HMH po průřezu jamky

B: CMC s endoprotézou

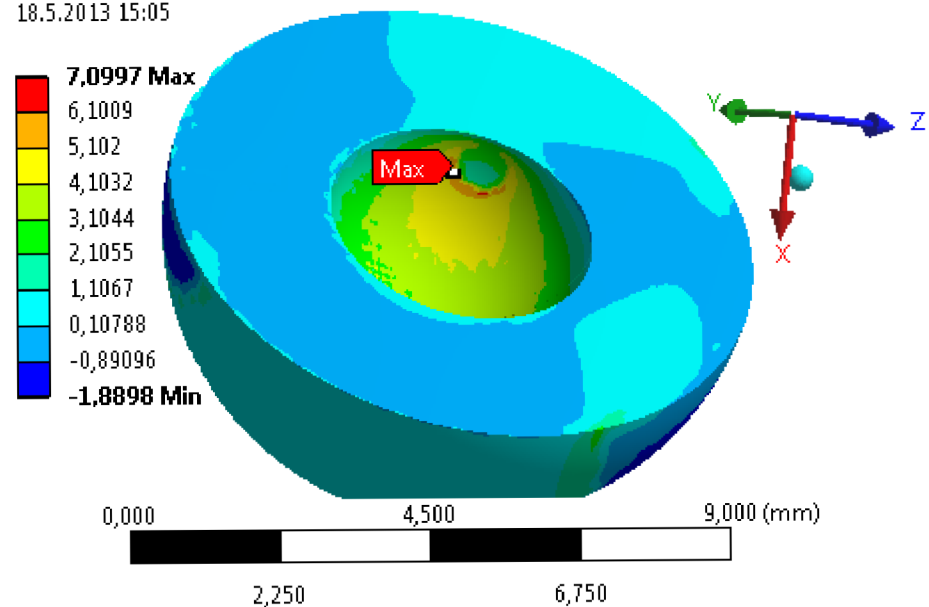
Maximum Principal Stress

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

18.5.2013 15:05



Obr. 48: Průběh napětí σ_1 na jamce

B: CMC s endoprotézou

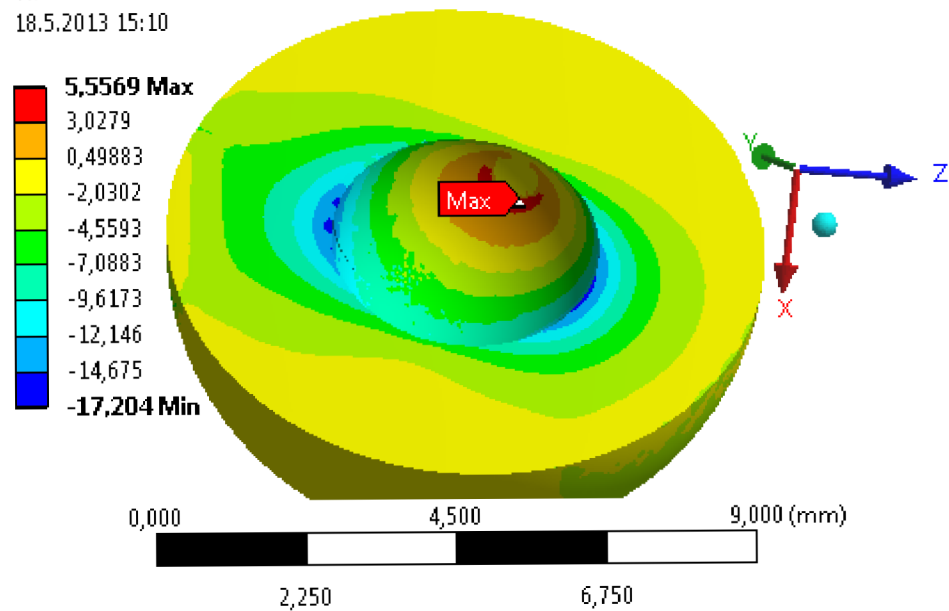
Minimum Principal Stress

Type: Minimum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

18.5.2013 15:10



Obr. 49: Průběh napětí σ_3 na jamce

Celkové posuvy jamky mají své maximum na palmární straně a nabývají maximální hodnoty 0,025 mm.

B: CMC s endoprotézou

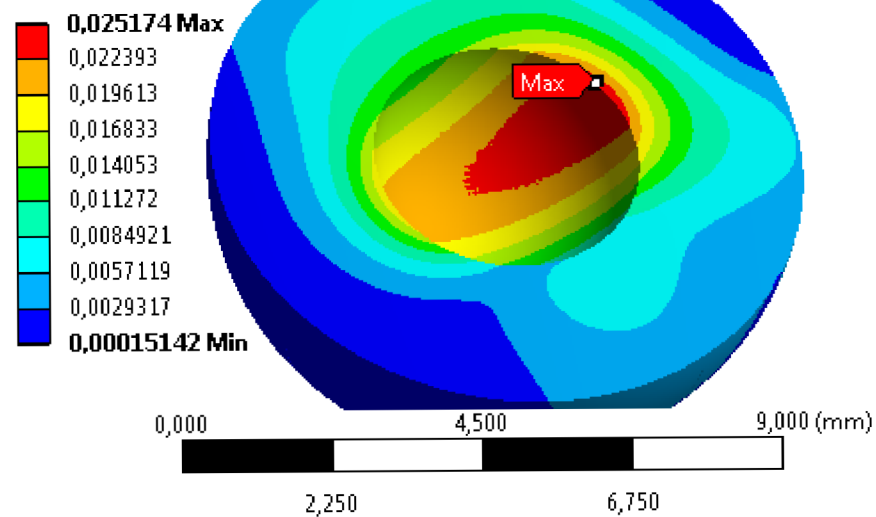
Total Deformation 3

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

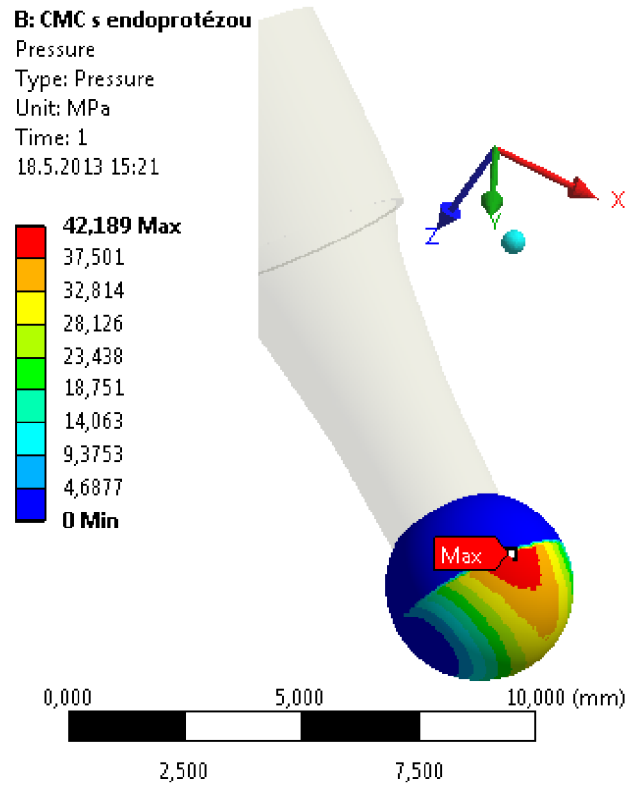
18.5.2013 15:13



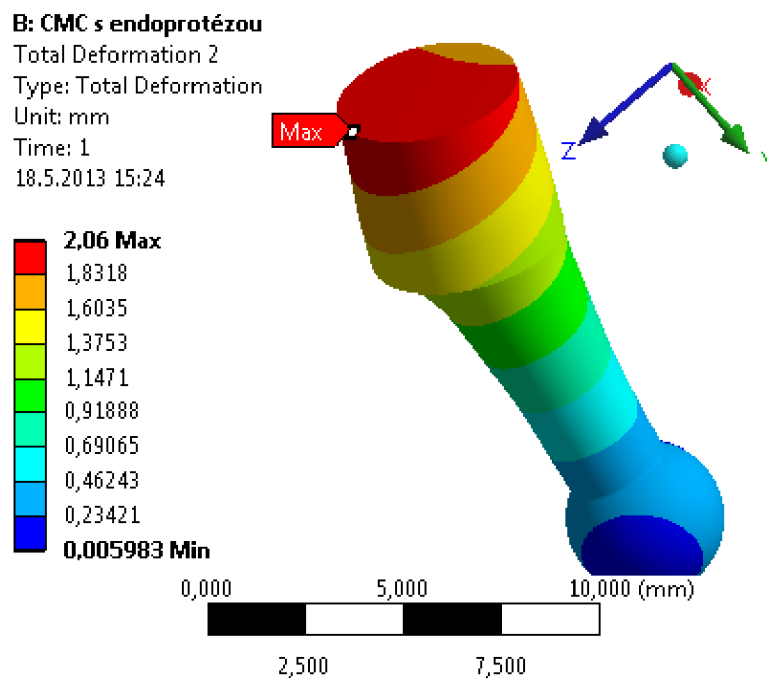
Obr. 50: Celkové posuvy jamky

15.2.2. Hlavice

Kontaktní tlak na hlavici je 42,2, viz obr. 51. Celkové posuvy dosahují největší hodnoty na distálním konci výměnné hlavice 2,06 mm. (obr. 52)



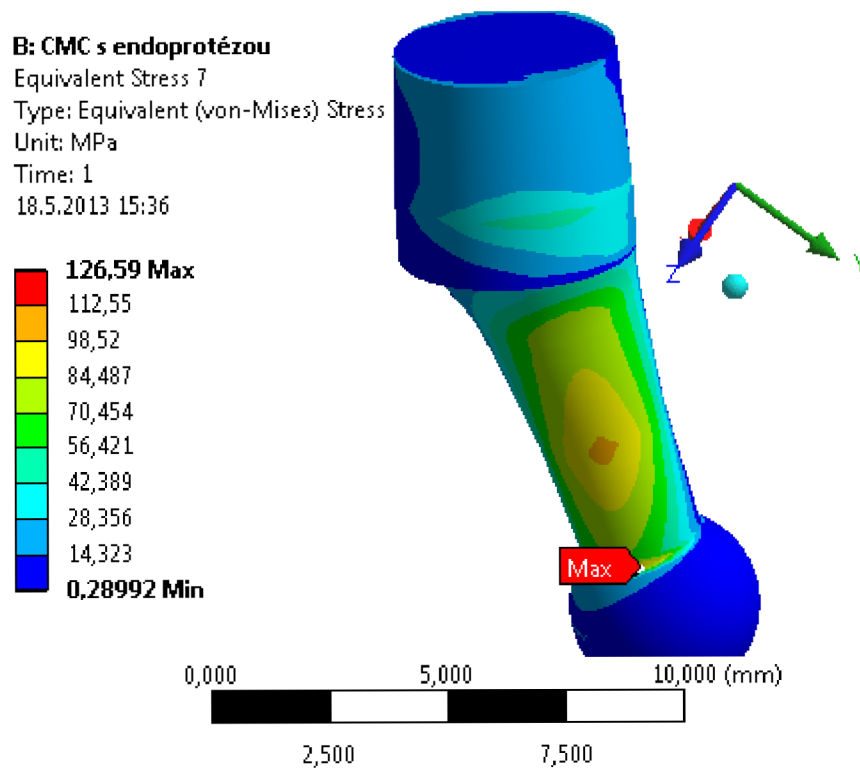
Obr. 51: Kontaktní tlak na hlavici



Obr. 52: Celkové posuvy hlavice

Redukované napětí podle podmínky HMH má svůj extrém na přechodu mezi krčkem a hlavicí (obr. 53), kde dochází ke koncentraci. Extrémní hodnota je 127 MPa. Smluvní mez kluzu nerezové oceli dle ISO 5832-1 slitiny FeCr₁₈Ni₁₄Mo₃ je udávána 285 MPa [50]. Z toho vyplývá, že hodnota extrémního napětí nepřekročí smluvní mez kluzu a nevzniknou zde plastické deformace. Prostá bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je:

$$k_k = \frac{\sigma_K}{\sigma_{red}} = \frac{285}{127} = 2,24$$



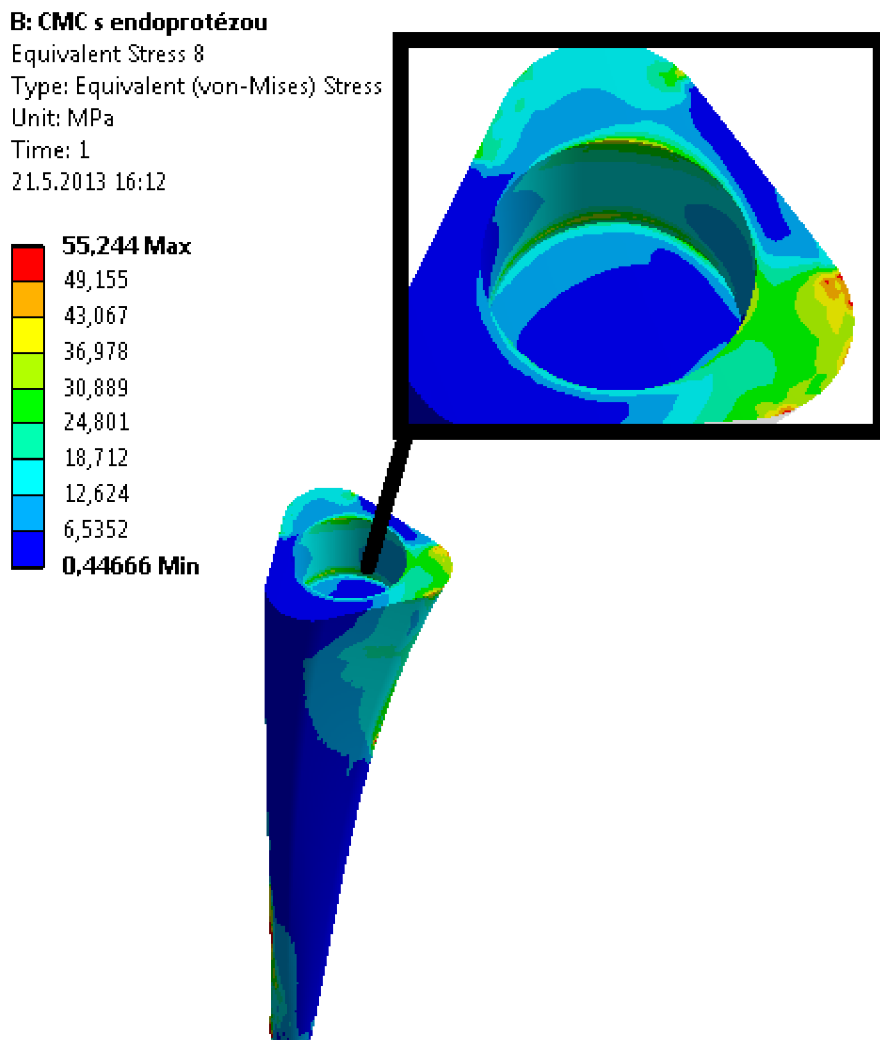
Obr. 53: Průběh napětí podle HMH na výměnné hlavici

15.2.3. Dřík

Dřík je umístěn v kosti I. metakarpu a slouží jako opora pro hlavici, která se vkládá do kuželovitého otvoru. Je vyroben ze slitiny titanu, hliníku a vanadu Ti-6Al-4V v souladu s normou ISO 5832-3. Na povrch dříku je nanesená vrstva hydroxyapatitu. Jedná se o biokeramický materiál, který je přítomný i v kostech a zubech.

Největší hodnota redukováného napětí, podle podmínky HMH, je 55,2 MPa (obr. 54). Mez kluzu této slitiny se udává 827 MPa [53]. Z obrázku je patrné, že hodnota redukováného napětí nabývá extrému v místě styku dříku s kortikální kostí. Prostá bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je:

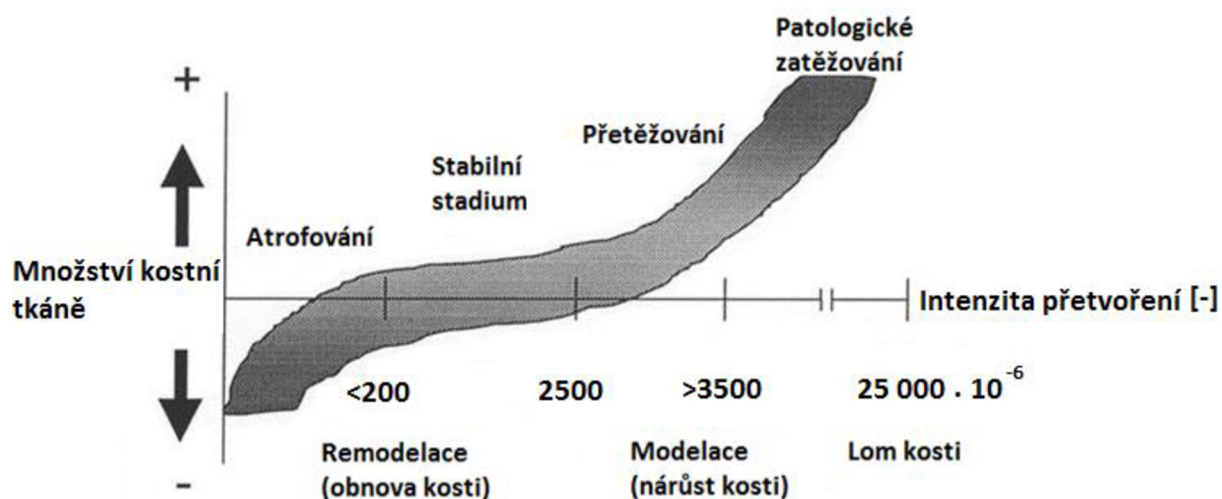
$$k_k = \frac{\sigma_K}{\sigma_{red}} = \frac{827}{55,2} = 14,98$$



Obr. 54: Průběh napětí podle HMH na dříku

15.2.4. Posouzení kostní tkáně dle Frosta

Mechanostat je Frostova hypotéza popisující chování kostní tkáně v závislosti na jejím namáhání a je rozsáhle popsán v publikaci The Utah Paradigm of Skeletal Physiology. Popisuje zde závislost chování kostní tkáně na deformaci, která je způsobena zatížením. Zatížení je v důsledku silového působení svalů, gravitace, ale i vlivem sil přenášených skrze náhradu do kosti. Při určité velikosti deformací probíhá remodelace struktury kostní tkáně a při překročení určité meze dochází k lomu. Graf závislosti hustoty kostní tkáně na přetvoření je na obrázku níže [52].



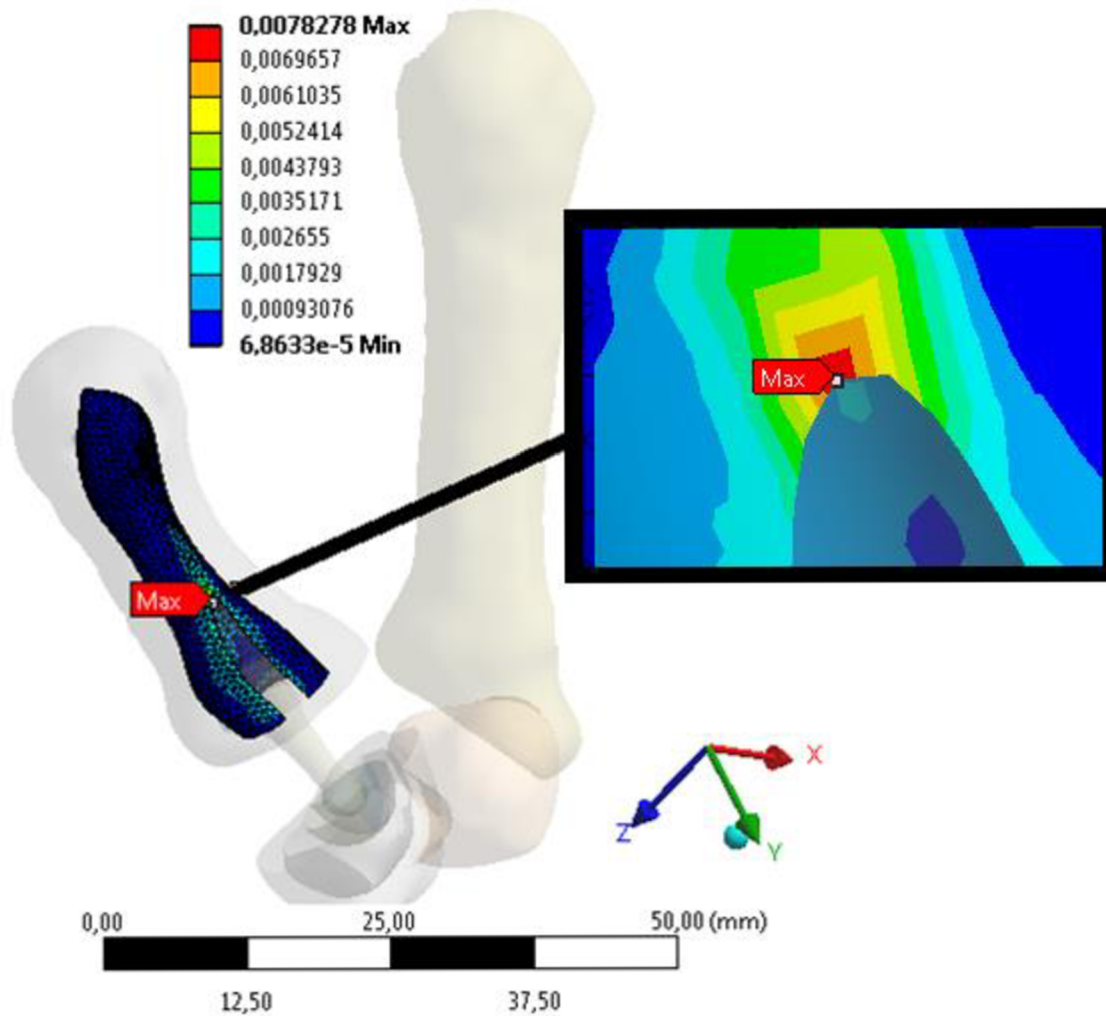
Obr. 55: Graf závislosti hustoty kostní tkáně na přetvoření [51]

Vyhodnocení kostní tkáně stavu s aplikovanou totální endoprotézou podle Frosta zahrnuje analýzu kortikální i spongiózní kosti.

Maximální hodnota intenzity přetvoření spongiózní kosti I. metakarpu dosahuje hodnoty 0,0078 [-] (obr. 56). Podle Frostovy hypotézy je tato oblast patologicky zatěžovaná a může dojít k lokálnímu poškození kostní tkáně.

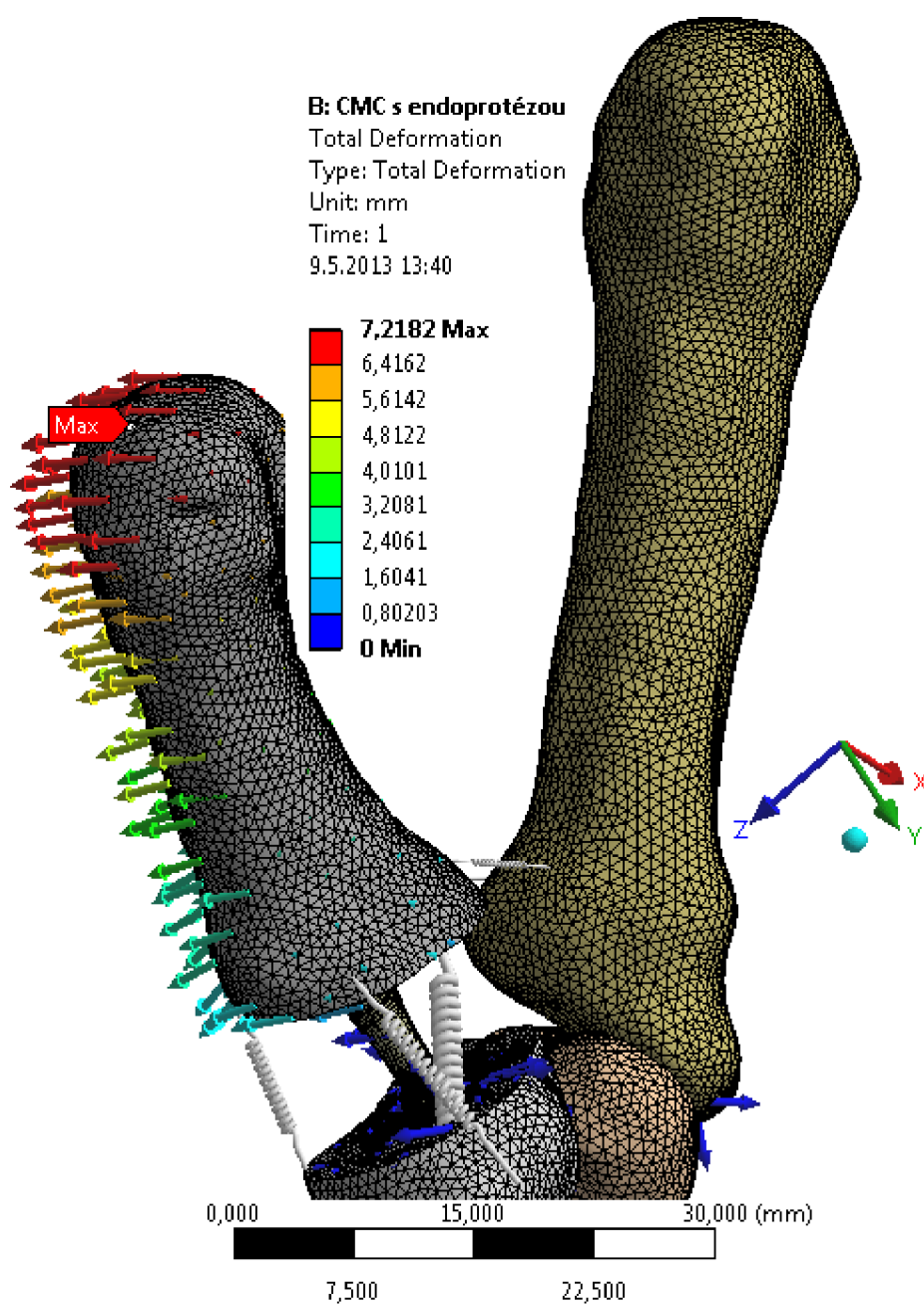
Hodnota intenzity přetvoření u kortikální kostní tkáně má maximální hodnotu 0,0032 [-]. V místech, kde přetvoření nabývá těchto hodnot, nastane nárůst kostní tkáně.

B: CMC s endoprotézou
Equivalent Elastic Strain 3
Type: Equivalent (von-Mises) Elastic Strain
Unit: mm/mm
Time: 1
14.5.2013 20:53



Obr. 56: Přetvoření spongiózní kosti podle podmínky HMH

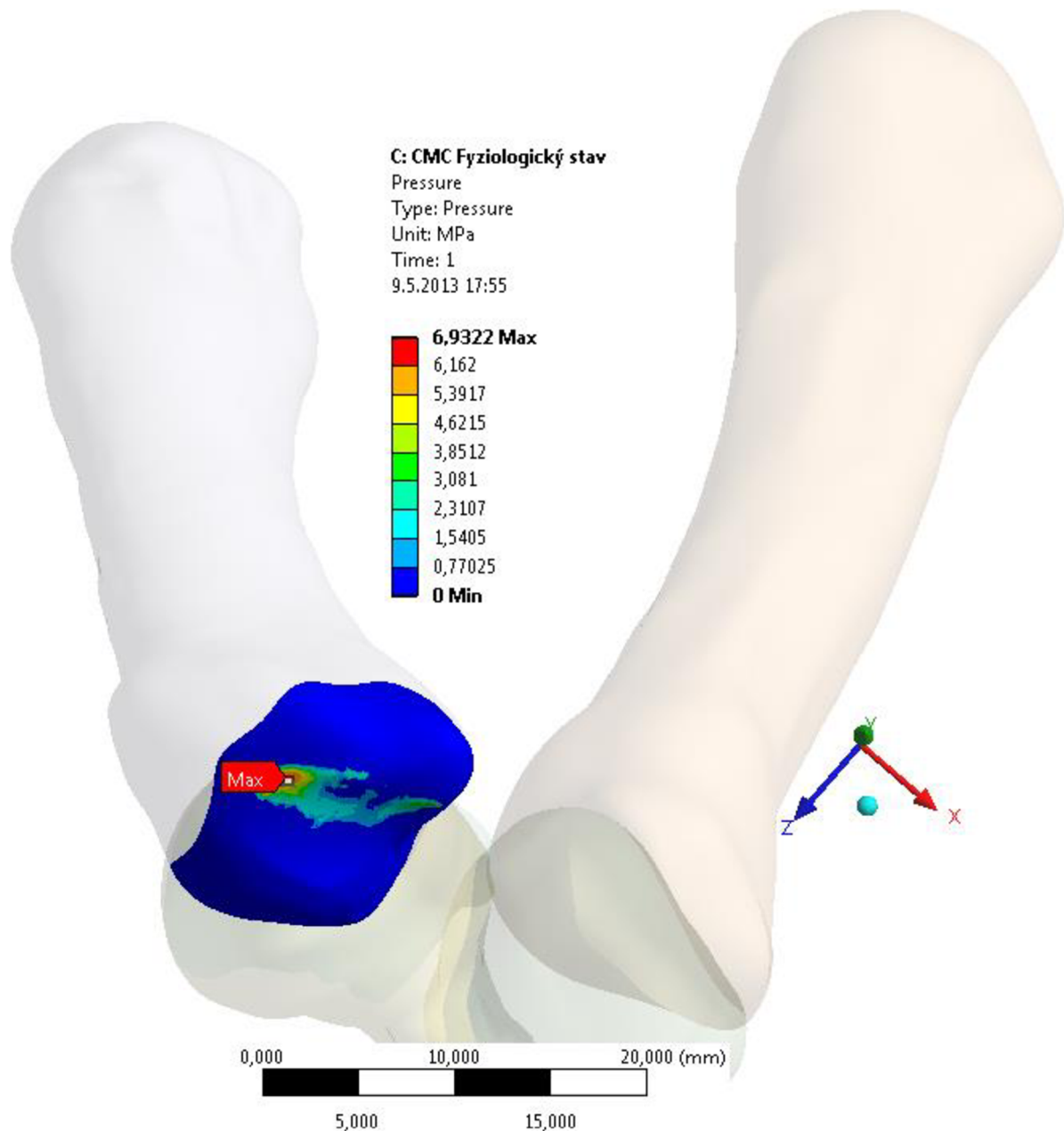
Dané vazbové podmínky umožňují velké posuvy I. metakarpu. Maximální hodnota posuvů při dané konfiguraci činí 7,2 mm.



Obr. 57: Celkové posuvy stavu s aplikovanou totální endoprotézou

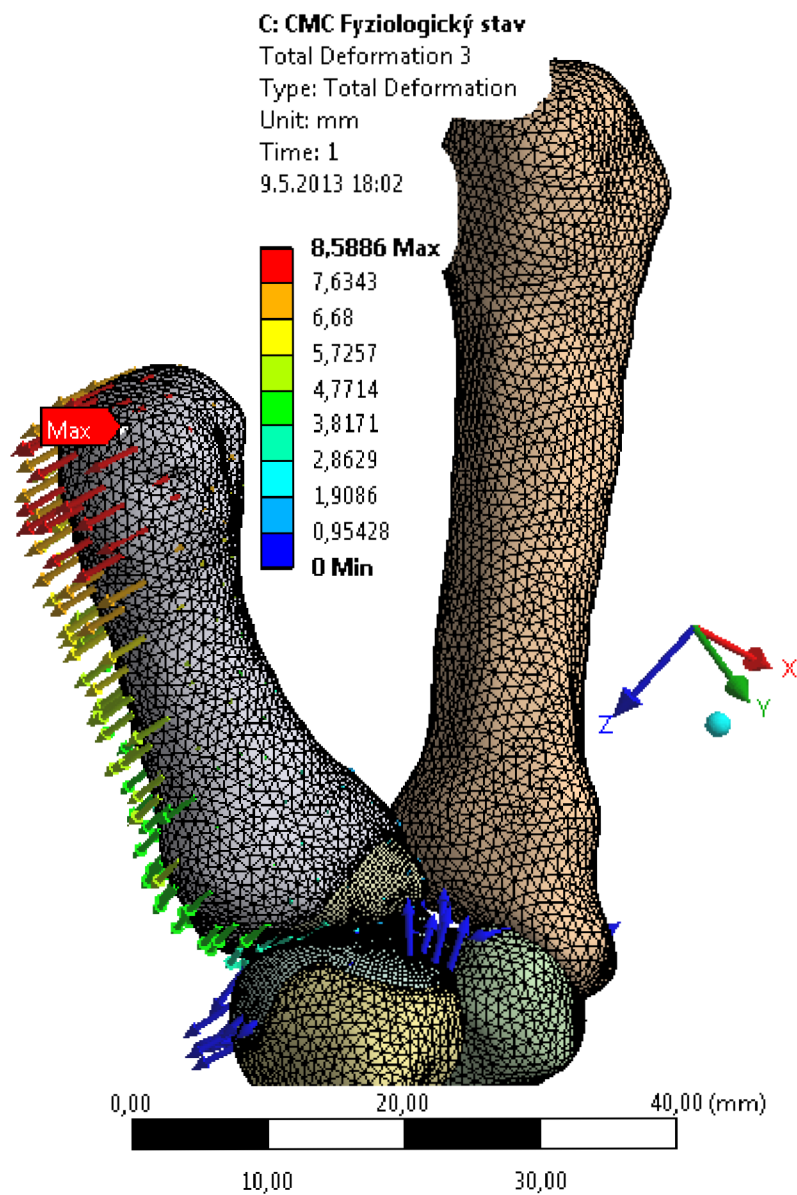
15.3. Fyziologický stav

Výpočtový model fyziologického stavu měl předepsané stejné okrajové podmínky a byl zatížen stejně jako model s aplikovanou totální endoprotézou. Ve fyziologickém stavu je kontaktní tlak mnohem menší díky větší stykové ploše a především kvůli materiálovým charakteristikám chrupavky (obr. 58). Největší hodnota 6,9 MPa je na laterální stykové ploše chrupavek.



Obr. 58: Kontaktní tlak chrupavek fyziologického stavu

Celkové posuvy (viz obr. 59), mají největší hodnotu 8,6 mm. Maximální hodnota posuvu je větší než u pooperačního stavu. Je to v důsledku odlišných stykových ploch a poddajnosti chrupavky.



Obr. 59: Celkové posuvy fyziologického stavu

16. Závěr

Cílem diplomové práce byla deformačně napěťová analýza CMC kloubu palce ruky ve fyziologickém stavu a s aplikovanou totální endoprotézou Maïa. Ke splnění tohoto cíle bylo nutné:

- vytvoření dvou modelů geometrie – geometrie fyziologického stavu a stavu s aplikovanou totální endoprotézou;
- vytvoření modelu vazeb a zatížení;
- vytvoření modelu materiálu a získání informací o materiálových charakteristikách;
- provedení diskretizace a vytvoření výpočtového modelu pro oba stavy.

Při numerickém řešení obou případů metodou konečných prvků byly aplikované shodné okrajové podmínky a zatížení.

Na základě analýzy hodnot řešení je možné formulovat tyto závěry:

Kontaktní tlaky mezi jamkou a hlavicí u totální endoprotézy dosáhly maximální hodnoty 41,5 MPa. Mezi chrupavkami fyziologického stavu dosáhly kontaktní tlaky maxima 7 Mpa. Výrazně menší hodnoty byly, podle předpokladu, u fyziologického stavu.

Největší redukované napětí podle podmínky HMH u hlavice bylo v místě přechodu mezi krčkem a hlavicí, kde je koncentrátor napětí. Hodnota redukovaného napětí v tomto místě je 127 MPa. Mez kluzu nerezové oceli dle [50] je 285 MPa. Prostá bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je 2,24 [-].

Extrémní hodnota napětí podle podmínky HMH byla u dřívku 55,2 MPa. Mez kluzu materiálu Ti-6Al-4V podle normy ISO 5832-3 je 827 MPa [53]. Prostá bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je 15 [-].

Stav kostní tkáně se posuzoval podle Frostovy hypotézy. Největší intenzita přetvoření u spongiózní kostní tkáně I. metakarpu byla v místě styku dřívku totální endoprotézy, spongiózní kostní tkáně a kortikální kostní tkáně. Hodnota intenzity přetvoření v tomto místě byla 0,0078 [-]. Při této hodnotě intenzity přetvoření dochází k tvorbě křehké, sklerotické kostní tkáně, která se vzhledem k velkému namáhání zpravidla porušuje. Kortikální kost I. metakarpu měla největší přetvoření 0,0032 [-], při kterém dojde podle Frosta k nárůstu kostní tkáně. Přetvoření na ostatních kostech nebylo z hlediska maximálních hodnot podstatné.

Všechny vytčené cíle byly v diplomové práci bezesbytku splněny.

17. Použitá literatura

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Editor Lubomír Houdek. Praha: Karolinum, 2009, xi, 416 s. ISBN 978-802-4617-176.
- [2] DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM. *Základy anatomie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2001, 159 s. ISBN 80-726-2111-4.
- [3] PILNÝ, Jaroslav a Roman SLODIČKA. *Chirurgie ruky*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 395 s. ISBN 978-802-4732-954.
- [4] PILNÝ, Jaroslav a Igor ČIŽMÁŘ. *Chirurgie zápěstí*. Praha: Galén, 2006, 169 s. ISBN 80-726-2376-1.
- [5] BATRA, Sameer a R. KANVINDE. Osteoarthritis of the thumb trapeziometacarpal joint. *Current Orthopaedics*. 2007, roč. 21, č. 2, s. 135-144. ISSN 02680890. DOI: 10.1016/j.cuor.2007.02.006.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268089007000394>>
- [6] LEE, Andrew K., Mark KHORSANDI, Jackson OMBABA, Randolph LOPEZ a Baher MAXIMOS. Advances in the Surgical Treatment of Basal Thumb Arthritis and Instability: Suture Button Suspensionplasty Using the Instratek CMC Cable FIX. Dostupné z: <http://www.instratek.com/PDF/CMCCableFix_ACASEStudy.pdf>
- [7] CHIAVARAS, Mary M., Srinivasan HARISH, Glen OOMEN, Terry POPOWICH, Bruce WAINMAN a James R. BAIN. Sonography of the Anterior Oblique Ligament of the Trapeziometacarpal Joint: A Study of Cadavers and Asymptomatic Volunteers. *American Journal of Roentgenology*. 2010, roč. 195, č. 6, W428-W434. ISSN 0361-803x. DOI: 10.2214/AJR.10.4403.
Dostupné z: <<http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.10.4403>>
- [8] LURIA, Shai, Thanapong WAITAYAWINYU, Nicholas NEMECHEK, Philippe HUBER, Allan F. TENCER a Thomas E. TRUMBLE. Biomechanic Analysis of Trapeziectomy, Ligament Reconstruction With Tendon Interposition, and Tie-In Trapezium Implant Arthroplasty for Thumb Carpometacarpal Arthritis: A Cadaver Study. *The Journal of Hand Surgery*. 2007, roč. 32, č. 5, s. 697-706. ISSN 03635023. DOI: 10.1016/j.jhsa.2007.02.025.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502307003085>>
- [9] BADIA, Alejandro a Prakash KHANCHANDANI. Thumb Carpometacarpal Joint Arthroscopy: A Classification System and Rationale for Treatment. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2007, roč. 17, č. 2, s. 125-132. ISSN 10486666. DOI: 10.1053/j.oto.2007.01.004.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1048666607000195>>
- [10] WEISS, Susan, Paul LASTAYO, Amy MILLS a Dale BRAMLET. Prospective analysis of splinting the first carpometacarpal joint: An objective, subjective, and radiographic assessment. *Journal of Hand Therapy*. 2000, roč. 13, č. 3, s. 218-227. ISSN 08941130. DOI: 10.1016/S0894-1130(00)80005-8.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894113000800058>>
- [11] COLDITZ, Judy C. The biomechanics of a thumb carpometacarpal immobilization splint: Design and fitting. *Journal of Hand Therapy*. 2000, roč. 13, č. 3, s. 228-235. ISSN 08941130. DOI: 10.1016/S0894-1130(00)80006-X.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S089411300080006X>>
- [12] NANNO, Mitsuhiro, 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,

- 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>>
- [13] NANNO, Mitsuhiro, William L. BUFORD, Rita M. PATTERSON, Clark R. ANDERSEN a Steven F. VIEGAS. Three-dimensional analysis of the ligamentous attachments of the second through fifth carpometacarpal joints. *Clinical Anatomy*. 2007, roč. 20, č. 5, s. 530-544. ISSN 08973806. DOI: 10.1002/ca.20426. Dostupné z: <<http://doi.wiley.com/10.1002/ca.20426>>
- [14] KOVLER, Maksim, Katie LUNDON, Nancy MCKEE a Anne AGUR. The human first carpometacarpal joint: Osteoarthritic degeneration and 3-dimensional modeling. *Journal of Hand Therapy*. 2004, roč. 17, č. 4, s. 393-400. ISSN 08941130. DOI: 10.1197/j.jht.2004.07.001. Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894113004001796>>
- [15] BAJURI, M. N., Mohammed Rafiq ABDUL KADIR, Malliga Raman MURALI a T. KAMARUL. Biomechanical analysis of the wrist arthroplasty in rheumatoid arthritis: a finite element analysis. *Medical*. roč. 51, 1-2, s. 175-186. ISSN 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-012-0982-9. Dostupné z: <<http://link.springer.com/10.1007/s11517-012-0982-9>>
- [16] WATTS, A. C. a I. A. TRAIL. Anatomical Small Joint Replacement in the Hand. *The journal of bone and joint surgery*. Boston: Journal of bone and joint surgery, 2011. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://www.boneandjoint.org.uk/sites/default/files/FocusOn_AnatomicalSmallJoint.pdf>
- [17] PARK, Min Jung, Arthur T. LEE a Jeffrey YAO. Treatment of Thumb Carpometacarpal Arthritis With Arthroscopic Hemitrapeziectomy and Interposition Arthroplasty. *Orthopedics*. 2012-12-01, roč. 35, č. 12, e1759-e1764. ISSN 0147-7447. DOI: 10.3928/01477447-20121120-21. Dostupné z: <<http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/01477447-20121120-21>>
- [18] BADIA, Alejandro. Total Joint Arthroplasty for the Arthritic Thumb Carpometacarpal Joint. *Quadrant HealthCom Inc*. 2008. PMID: 18836605 Dostupné z: <<http://www.amjorthopedics.com/PDF/037080004s.pdf>>
- [19] TRTÍK, Lubomír. Rhizartróza, současně možnosti léčení. *Ortopedie: dvouměsíčník pro ortopedy, traumatology a revmatology*. roč. 2011, č. 1, s. 28-33. ISSN 1802-1727. Dostupné z: <http://fvconsult.krivanekludek.cz/prednasky/Trtik_Rizartroza.pdf>
- [20] HERMAN, Irving P. *Physics of the human body*. New York: Springer, c2007, xix, 857 p. ISBN 35-402-9603-4.
- [21] Wikipedia. *Anatomické názvosloví* [online]. [cit. 2013-03-28]. Dostupné z: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0e/Anatomick%C3%A9_sm%C4%9Bry.gif>
- [22] Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra mechaniky. *Biomechanika - studijní materiály* [online]. [cit. 2013-03-28]. Dostupné z: <<http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/ksstavba.php>>
- [23] STAVBA KLOUBU. *Somatologie pro SZŠ* [online]. 2009 [cit. 2013-04-03]. Dostupné z: <<http://somatology.webnode.cz/lidska-kostra/stavba-kloubu/>>
- [24] Stupně artrózy a léčba. *Lepší péče* [online]. [cit. 2013-04-04]. Dostupné z: <<http://www.lepsipece.cz/klouby/clanky/stupne-artrozy-a-lecba>>
- [25] What Is a Trapeziectomy?. *WiseGEEK* [online]. [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <<http://www.wisegeek.com/what-is-a-trapeziectomy.htm>>
- [26] Artrodéza. *Velký lékařský slovník* [online]. Maxdorf, 2007 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <<http://lekarske.slovniky.cz/pojem/artrodeza>>

- [27] Artrodéza karpometakarpálního kloubu palce ruky. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE AT TRAUMATOLOGIAE ČECHOSLOVACA* [online]. 2006 [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.achot.cz/detail.php?stat=7>>
- [28] Practice Areas Artelon. *Keefe Bartels* [online]. [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.keefebartels.com/content/practice-areas-artelon>>
- [29] PyroDisk. *Unimed Limited: Medical Supplies* [online]. 2010 [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.unimedlimited.gr/unimed/en/products/hand-a-wrist/pyrodisk>>
- [30] PyroSphere. *Unimed Limited: Medical Supplies* [online]. 2010 [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.unimedlimited.gr/unimed/en/products/hand-a-wrist/pyrosphere>>
- [31] NuGrip CMC Implant. *Ascension Orthopedics* [online]. [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <http://www.ascensionortho.com/Assets/PDF/NuGrip/NuGripCMCImplant_SalesSheet-RevA.pdf>
- [32] Anatomical small joint replacement in the hand. WATTS, A.C. a I.A. TRAIL. *Bone & Joint* [online]. [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <<http://www.boneandjoint.org.uk/content/focus/anatomical-small-joint-replacement-hand>>
- [33] Saddle Pyrocarbon CMC. *Ascension Orthopedics* [online]. [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.unimedlimited.gr/unimed/en/products/hand-a-wrist/saddle-pyrocarbon-cmc>>
- [34] Implantáty pro ortopedii. *Medin* [online]. 2012 [cit. 2013-04-06].
Dostupné z: <<http://www.medin.cz/upload/katalogy/katalog-ortopedie-komplet.pdf>>
- [35] SWANSON, A.B. Disabling Arthritis at the Base of the Thumb: TREATMENT BY RESECTION OF THE TRAPEZIUM AND FLEXIBLE (SILICONE) IMPLANT ARTHROPLASTY. *The journal of bone and joint surgery*. Boston: Journal of bone and joint surgery, 1972, 54-A, č. 3, s. 456-471. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <<http://173.193.11.193/data/Journals/JBJS/517/456.pdf>>
- [36] REGNARD, P. Electra trapezio metacarpal prosthesis: results of the first 100 cases. *The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand*. 2006, roč. 31, č. 6, s. 621-628. ISSN 02667681. DOI: 10.1016/j.jhsb.2006.05.019.
Dostupné z: <<http://jhs.sagepub.com/cgi/doi/10.1016/J.JHSB.2006.05.019>>
- [37] LEMOINE, S., G. WAVREILLE, J.Y. ALNOT, C. FONTAINE a C. CHANTELOT. Second generation Guepar total arthroplasty of the thumb basal joint: 50 months follow-up in 84 cases. *Orthopaedics*. 2009, roč. 95, č. 1, s. 63-69. ISSN 18770568. DOI: 10.1016/j.otsr.2008.06.001.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877056808000030>>
- [38] Maïa: Trapezio-metacarpal joint prosthesis. *Groupe Lepine* [online]. 2010 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <http://www.groupe-lepine.com/docs/maia_vgb_v2_092010.pdf>
- [39] MAES, C., J.-L. DUNAUD, M. MOUGHABGHAB, S. BENAÏSSA, L. HENRY a F. GUÃRIAT. RÃsultats Å plus de cinq ans du traitement de la rhizarthrose par la prothÃse Rubis II. Å propos de 118 implantations. *Chirurgie de la Main*. 2010, roč. 29, č. 6, s. 360-365. ISSN 12973203. DOI: 10.1016/j.main.2010.09.025.
Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1297320310001769>>
- [40] Kosterní soustava. *Biomechanika 2: Vysoké učení technické v Brne, Fakulta strojního inženýrství* [online]. [cit. 2013-04-06].

- Dostupné z:
<http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_phocadownload&view=category&id=2&Itemid=82&lang=en>
- [41] X-ray computed tomography. *Wikipedia* [online]. 2013 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_computed_tomography>
- [42] Počítačová tomografie. *Wikiskripta* [online]. 2013 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie>
- [43] Počítačová tomografie. *Wikipedia* [online]. 2013 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie>
- [44] STL (file format). *Wikipedia* [online]. 2013 [cit. 2013-04-07]. Dostupné z: <[http://en.wikipedia.org/wiki/STL_\(file_format\)](http://en.wikipedia.org/wiki/STL_(file_format))>
- [45] Stomatologická biomechanika. *Biomechanika 2: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství* [online]. [cit. 2013-04-07]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=83%3Astomatologicka-biomechanika&catid=38%3Aopory&Itemid=97&lang=en#6>
- [46] RACK, P.M. a H.F. ROSS. The tendon of flexor pollicis longus: its effects on the muscular control of force and position at the human thumb. *The Journal of Physiology*. 1984, č. 351, s. 99-110. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1193107/?page=5>>
- [47] ASTIN, A.D. Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures. Blacksburg, Virginia, December 16, 1999. Dostupné z: <http://scholar.lib.vt.edu/theses/available/etd-01132000-12570058/unrestricted/thesis_astin.pdf>. Diplomová práce. Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University.
- [48] Prof. Ing. Přemysl Janiček, DrSc., Ing. Vladimír Fuis, Ph.D. ČESKÁ TELEVIZE. *Česká televize - port* [online]. [cit. 2013-05-10]. Dostupné z: <<http://www.ceskatelevize.cz/porady/10121359557-port/chat/2265-prof-ing-premysl-janicek-drsc-ing-vladimir-fuis-ph-d/>>
- [49] UHMWPE. *Plastic products* [online]. [cit. 2013-05-10]. Dostupné z: <<http://www.plastic-products.com/spec11.htm>>
- [50] Nerezavějící ocel dle ISO 5832-1. *Euromise* [online]. [cit. 2013-05-11]. Dostupné z: <<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node43>>
- [51] STANFORD, Clark M. a Richard A. BRAND. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999, vol. 81, issue 5, s. 553-561. DOI: 10.1016/S0022-3913(99)70209-X. Dostupné z: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002239139970209X>>
- [52] Mechanostat. WIKIPEDIA, the free encyclopedia. *Wikipedia, the free encyclopedia* [online]. [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Mechanostat>>
- [53] Alloy data. *Veridiam* [online]. [cit. 2013-05-21]. Dostupné z: <<http://www.veridiam.com/pdf/DataSheetTitaniumAlloy.pdf>>