



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**REŠERŠNÍ STUDIE TOTÁLNÍCH ENDOPROTÉZ
TEMPOROMANDIBULÁRNÍHO KLOUBU**

RESEARCH STUDY OF TOTAL ENDOPROSTHESIS OF TEMPOROMANDIBULAR JOINT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Horňas

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Jan Horňas**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2015/16

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Rešeršní studie totálních endoprotéz temporomandibulárního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Čelistní kloub se řadí mezi nejvytíženější klouby v lidském těle z důvodu příjmu potravy a mluvení. Tak jako kyčelní a kolenní kloub hrozí i u čelistního kloubu onemocnění chrupavek artrózou a je třeba provést jeho náhradu pomocí TEP. Práce je zaměřena na rešerši totálních endoprotéz temporomandibulárního kloubu.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury z oblasti řešeného problému.
2. Rozdělení a klasifikace totálních endoprotéz čelistního kloubu.
3. Provedení deformačně napěťové analýzy vybrané totální endoprotézy.

Seznam literatury:

Narra, N., Valášek, J., Hannula, M., Marcián, P., Sándor, G., Hyttinen, J. A Wolff, J. (2014): Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. Journal of biomechanics, roč. 47, č. 1, sTR. 264-268. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.016

Huotilainen, E., Jaanimets, R., Valášek, J., Marcián, P., Salmi, M., Tuomi, J., Mäkitie, A. a Wolff, J. (2014): Inaccuracies in Additive Manufactured Medical Skull Models Caused by the DICOM to STL Conversion Process. Journal of cranio- maxillofacial surgery, roč. 42, č. 5, s. e259 (e265 s.) DOI: 10.1016/j.jcms.2013.10.001

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato bakalářská se zabývá totálními endoprotézami (TEP) aplikovanými při náhradě temporomandibulárního kloubu (TMK). V práci je provedena rešerše řešené soustavy, ve které je uvedena anatomie TMK, dolní čelisti a žvýkacích svalů. Dále jsou uvedeny hlavní výrobci a používané materiály pro zhotovení TEP. Na základě provedené rešerše je v poslední části práce provedena deformačně napěťová analýza zvolené TEP pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků.

Klíčová slova

Totální endoprotéza, temporomandibulární kloub, dolní čelist, žvýkací svaly, metoda konečných prvků

Abstract

This bachelor's thesis deals with total joint replacements (TJR) applied for replacement of temporomandibular joint (TMJ). In the thesis, research study of solutions system is done for anatomy of TMJ, mandible and masticatory muscles. Main producers and materials for manufacturing TJR is mentioned furthermore. Finally, stress strain analysis for TJR is done by computing modeling using finite element method on the basis of research study.

Keywords

Total joint replacement, temporomandibular joint, mandible, masticatory muscles, finite element method

Bibliografická citace

HORŇAS, J. *Rešeršní studie totálních endoprotéz temporomandibulárního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 43 s.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci *Rešeršní studie totálních endoprotéz temporomandibulárního kloubu* vypracoval samostatně pod vedením svého vedoucího Ing. Petra Marciána, Ph.D. s použitím podkladů v seznamu použitých zdrojů.

V Brně, dne

Jan Horňas

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za jeho cenné rady, ochotu a čas, který mi při řešení této práce věnoval.

Dále bych chtěl taky poděkovat svým nejbližším, kteří mě během studia podporovali.

OBSAH

ÚVOD.....	3
1 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
1.1 Vymezení cílů práce	5
2 ANATOMIE ŘEŠENÉ SOUSTAVY	7
2.1 Temporomandibulární kloub	7
2.1.1 <i>Kraniomandibulární spojení</i>	7
2.1.2 <i>Změny v průběhu života</i>	8
2.2 Dolní čelist.....	9
2.2.1 <i>Změny v průběhu života</i>	10
2.2.2 <i>Kostní tkáň</i>	10
2.3 Žvýkáci svaly	12
2.4 Kinematika TMK.....	15
2.4.1 <i>Základní pohyby dolní čelisti</i>	16
3 ONEMOCNĚNÍ A CHIRURGICKÁ LÉČBA TMK	19
3.1 Artróza	19
3.2 Ankylóza.....	19
3.3 Chirurgická léčba.....	20
3.3.1 <i>Průběh implantace TEP</i>	21
4 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY TMK	23
4.1 Používané materiály.....	24
4.1.1 <i>Polymerní materiály</i>	24
4.1.2 <i>Kovové materiály</i>	24
4.2 Výrobci	25
4.2.1 <i>Christensen (TMJ Medical)</i>	25
4.2.2 <i>Biomet Microfixation</i>	27
4.2.3 <i>TMJ Concepts</i>	28
5 REŠERŠE VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ V BIOMECHANICE.....	29
6 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ	31
6.1 Model geometrie	31
6.1.1 <i>Diskretizace modelu</i>	33
6.2 Model materiálu.....	35
6.3 Model vazeb.....	35
6.4 Model zatížení.....	37
7 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	39
7.1 Redukované napětí TEP a šroubů.....	39
7.2 Redukované přetvoření kostní tkáně.....	41
7.3 Deformace celé soustavy	43

ZÁVĚR	45
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	47
SEZNAM POUŽITÝCH SYMOBLŮ A ZKRATEK	53
SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK	55
Seznam obrázků.....	55
Seznam tabulek.....	56

ÚVOD

Čelistní (temporomandibulární) kloub patří mezi velmi důležité klouby již od narození, neboť je jedním z nejvytíženějších a nejpoužívanějších¹ kloubů v lidském těle. Je používán při každodenních činnostech, jako je mluvení, žvýkání a zívání. Z tohoto důvodu se při onemocnění temporomandibulárního kloubu (TMK) kvalita života podstatně zhorší.

Bohužel se v populaci s tímto problémem setkáváme v současné době stále častěji. V celosvětovém měřítku onemocnění TMK postihuje nejčastěji věkové jedince ve věku od 20 do 40 let (pravděpodobně vliv stresu ze školy, práce aj.). Zároveň dochází k tzv. „pohlavnímu paradoxu“, neboť u žen je, z dosud neznámých důvodů, výskyt onemocnění minimálně 3krát vyšší než u mužů. [1], [2]

Při postižení TMK je zapotřebí důkladné vyšetření, po kterém se zahajuje léčba. Léčba je velmi problematická, zdoluhavá a žádá obrovskou trpělivost především ze strany pacienta. V krajních situacích (např. artróza, ankylóza, traumata), pokud není jiná možnost, se přistupuje k rekonstrukci částečnou nebo totální endoprotézou (TEP), která nahradí postižený TMK [1]. Hlavním cílem je obnovení funkčnosti TMK, zmírnění bolesti a prevence před možnými komplikacemi onemocnění. Jinými slovy, jedná se především o zlepšení kvality života pacienta [3], [4].

Stručná historie náhrad TMK

Prvním, kdo se pokusil o náhradu TMK, byl chirurg Carnochan z New Yorku v roce 1840. Použil obyčejný kousek dřeva, který následně vložil mezi kloubní hlavici a jamku [5]. V roce 1933 Risdon tento kousek dřeva nahradil zlatou fólií [6], která byla o pár let později zaměněna tantalovou [7], [8].

V roce 1960 byla poprvé aplikována korozivzdorná ocelová jamka Robinsonem [9]. Christensen, který se nechal inspirovat Robinsonem, navrhl protézu kloubní jamky ze slitiny chromu a kobaltu ve dvaceti různých velikostech. Následně v roce 1965 jako první začal používat protézu kloubní hlavice, která byla zhotovena z polymetylmethylakrylátu (PMMA) a ze slitiny kobaltu, chromu a molybdenu (zvaná vitallium) [10]. První náhrady TMK za pomoci TEP byly popsány po roce 1974 [11].

V průběhu dalších let docházelo k neustálému zlepšování a vývoji těchto implantátů, který pokračuje doposud. Jsou využívány při náhradách TMK částečnou nebo TEP. [12]

¹ V odborné literatuře se uvádí, že průměrně čelistní kloub vykoná přibližně 1500-2000 pohybů denně. [93]

1 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

TMK je jedním z nejvytíženějších kloubů v lidském těle, s přibývajícím věkem se jeho mění jeho povrch a tvar, dochází tak i ke změně jeho biomechaniky. Funkčnost TMK je závislá na anatomii chrupu, věku, dědičných vadách a pohlaví.

Při méně závažných onemocněních se přistupuje ke konzervativní nebo miniinvasivní léčbě. Ale v krajních situacích, kdy výše zmíněné možnosti léčby nepřinášejí uspokojivé výsledky, se zahajuje invazivní chirurgická léčba, kdy nejzazším řešením je částečná náhrada kloubní hlavice či jamky nebo úplná náhrada TMK totální endoprotézou [13]. Příkladem může být ankylóza, při které u pacienta dochází ke kostěnému nebo vazivovému spojení kostí tvořících kloub, dochází k omezení pohybu dolní čelisti. V této situaci je náhrada TMK totální endoprotézou (TEP) velmi efektivní a spolehlivou metodou pro obnovení dlouhodobé funkčnosti kloubu [14].

Při výběru TEP a její zavedení do lidského těla je velmi důležitá adaptace, kterou může ovlivnit celá řada vnějších faktorů. TMK je biomechanicky sofistikovaný a je zřejmé, že po zákroku se jeho biomechanika zcela určitě změní.

Tato bakalářská práce je zaměřena na rešerši z problematiky TMK s aplikovanou TEP v souvislosti s řešením pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků. V závěru práce je vyhodnoceno mechanické namáhání. Z tohoto důvodu je nebytná podrobná rešeršní studie, která se týká dané problematiky a objasnění problémů souvisejících s tvorbou modelu pro výpočet.

1.1 Vymezení cílů práce

Cíle mé bakalářské práce:

- (1) Provedení rešerše dostupné literatury z oblasti řešeného problému.
- (2) Rozdělení a klasifikace totálních endoprotéz čelistního kloubu.
- (3) Provedení deformačně napěťové analýzy vybrané totální endoprotézy.

2 ANATOMIE ŘEŠENÉ SOUSTAVY

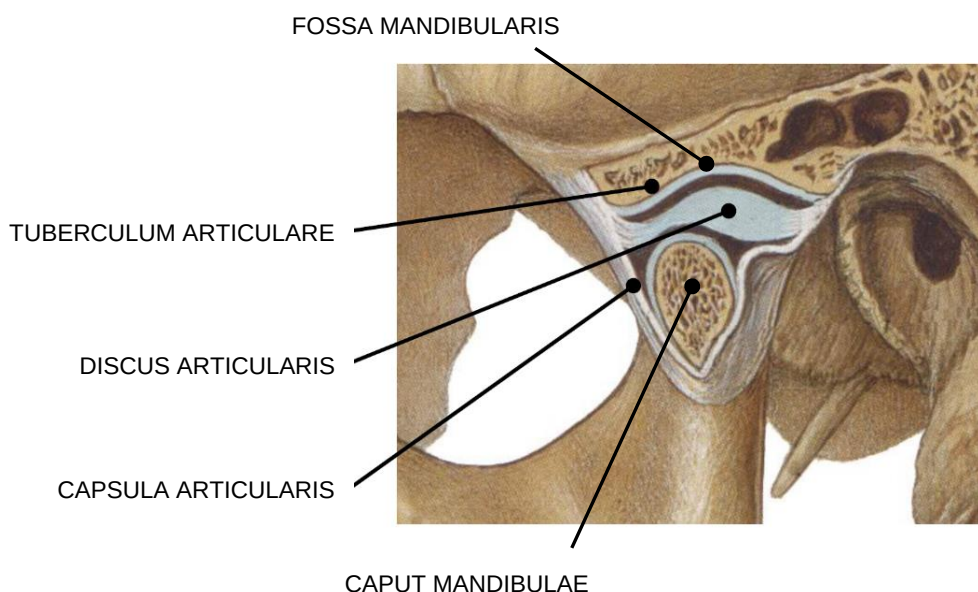
2.1 Temporomandibulární kloub

Temporomandibulární kloub (TMK) latinsky *articulatio temporomandibularis* patří mezi nejsložitější a nejvytíženější klouby v lidském těle. Zajišťuje spojení mezi pohyblivou dolní čelistí a nepohyblivou spánkovou kostí spodiny lebeční. Toto spojení umožňuje pohyb dolní čelisti. TMK se skládá z části kosti spánkové a dolní čelisti, vazivových struktur, kloubního disku, vazů, svalů a je nervově a cévně zásoben. Jako jediný vykonává dva druhy pohybů (rotační a posuvný). Jelikož se jedná o párový kloub, který je spojen dolní čelistí, tak pohyb kloubů musí probíhat současně. To znamená, že jakákoliv dysfunkce jednoho z TMK se projeví i na druhém kloubu. [1], [15]

2.1.1 Kraniomandibulární spojení

Spojení dolní čelisti s lebkou je zcela výjimečné. Je tvořeno dolní čelistí zakončenou kloubní hlavicí (*caput mandibulae*) a kloubní jamkou (*fossa mandibularis*), která je součástí spánkové kosti (*os temporale*). Celé kloubní spojení je uschováno v kloubním pouzdře (*capsula articularis*). [1]

Kraniomandibulární spojení je součástí žvýkací soustavy a pro léčení čelistních poruch jsou nezbytné znalosti týkající se anatomie a biomechaniky. [15]



Obr. 2.1: Znáznornění TMK [86]

Kloubní hlavice

Kloubní hlavice neboli kondyl je zakončením kloubního výběžku a má tvar rotačního elipsoidu. Průměrné rozměry jsou 10 mm tloušťky a 20,3 mm šířky. V odborné literatuře jsou popsány i další tvary hlavice např. přechod válce v elipsoid, popřípadě se zkosením z boků a další. Podélné osy kondylů svírají společně dopředu otevřený úhel 150-160°. [1], [15]

Kloubní jamka

Je tvořena konkávní prohlubní spánkové kosti na spodině lebeční. V zadní části je ohraničena individuálně vyvinutým hrbolkem. V přední části je doplněna kloubním hrbolkem (*tuberculum articulare*) kosti spánkové. [1], [16]

Vazivová chrupavka

Pokrývá povrch jamky a kloubní hlavice. Nahrazuje hyalinní chrupavku, která se nachází v ostatních kloubech. Vazivová chrupavka vykazuje mnohem lepší vlastnosti jako např. větší odolnost vůči degenerativním změnám, vyšší schopnost regenerace, odpovídající kladeným nárokům. Chrupavka kondylu je zespodu zpevňována množstvím vzhůru orientovaných kostěných trnů (*spicula*). Tyto trny však s přibývajícím věkem ubývají, a proto dochází k obrušování chrupavky. [15]

Kloubní disk

Kloubní disk neboli artikulační ploténka čelistního kloubu (*discus articularis*). Vyrovňuje nerovnosti v zakřivení styčných ploch a optimalizuje rozložení tlakových sil, které vznikají při žvýkání. [1], [15]

Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro má tvar otevřené nálevky nahoru. Uzavírá struktury čelistního kloubu. Uvnitř nitrokloubního prostoru se nachází kloubní disk, který je s kloubním pouzdrem srostlý po celém svém obvodu [17]. Uvádí se, že pouzdro nad diskem je relativně méně pevné nežli pod diskem [16].

2.1.2 Změny v průběhu života

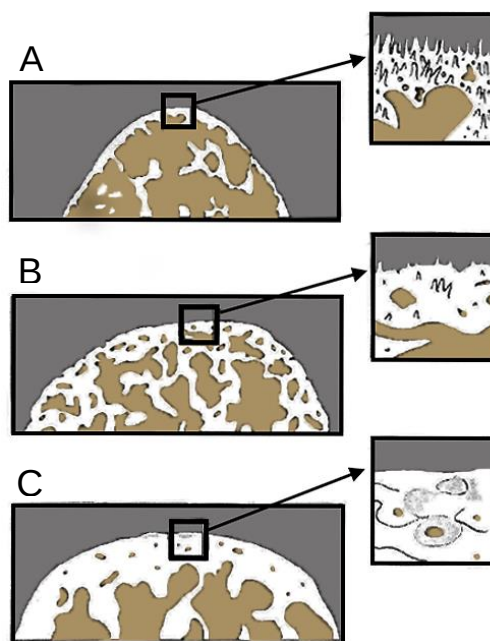
U novorozenců a v raném dětství jsou kloubní plošky kondylu, jamky i kloubního hrbolku zploštělé. Výsledkem jsou rozsáhlejší klouzavé pohyby. U novorozenců jsou kondyly na stejné úrovni jako horní okraje těla dolní čelisti. Kloubní disk má při narození tvar ploché ploténky. S růstem dětí se formuje do klasického zakřivení. Toto zakřivení je způsobené rozvojem kloubních ploch (zejména jamky). Později se prohlubuje kloubní jamka, dochází ke zvětšování kloubního hrbolku a zakřivení povrchů kondylů. [15]

Obr. 2.2: Změny kostěného podkladu chrupavčité plochy s přibývajícím věkem dle [15]

A – Povrch kloubní plochy 5letého dítěte; detail ukazuje četné vzhůru orientované trnovité výrůstky (*spikuly*) ukotvené do chrupavky

B – povrch kloubní plochy 18letého člověka; lze vidět patrné ohlazení *spikul*

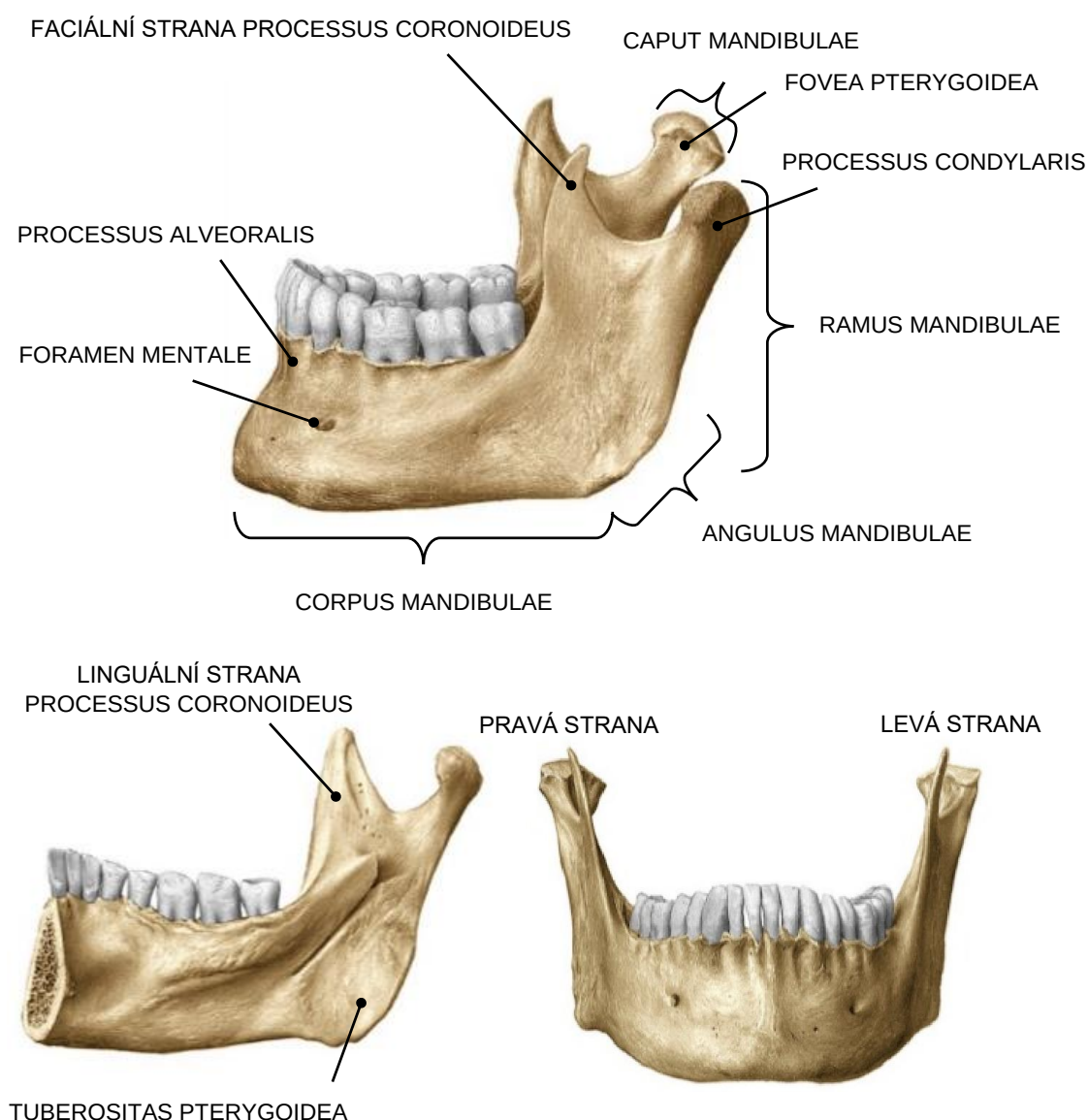
C – povrch kloubní plochy okolo 67. roku života; *spikula* jsou zcela ohlazené a na povrchu jsou nerovnosti (*šedě*)



V období dospělosti (20–25 let) by nemělo docházet k dalšímu zvětšování dolní čelisti a kondylů. Kloubní disk nejdříve odděluje kloubní dutinu na dvě části. Okolo 50 let dochází k perforaci (proděravění) ve ztenčené části disku. Ve stáří dochází k degenerativním změnám, které mohou způsobit roztržení disku. Velmi dobrou vlastností TMK je adaptace, která je umožněna díky kloubní chrupavce. Kloubní chrupavka má i potřebnou kapacitu k rekonstrukci. Kloubní disk, který neobsahuje cévy, schopnost rekonstrukce nemá. [15]

2.2 Dolní čelist

Dolní čelist (*mandibula*) je velmi důležitou součástí vzhledem k řešení problematiky této práce. Skládá se z parabolicky zakřiveného těla (*corpus mandibulae*) a dvou ramen (*ramus mandibulae*). [15]



Obr. 2.3: Dolní čelist [87]

2.2.1 Změny v průběhu života

Dolní čelist u novorozenců je nízká, ve střední čáře jsou obě poloviny spojeny fibrózní symfýzou. Symfýza během prvního roku života osifikuje² od dolního okraje směrem nahoru. Během prvních dvou let, kdy dochází k růstu bradového výběžku, se mění směr bradového otvoru (*foramen mentale*). [15]

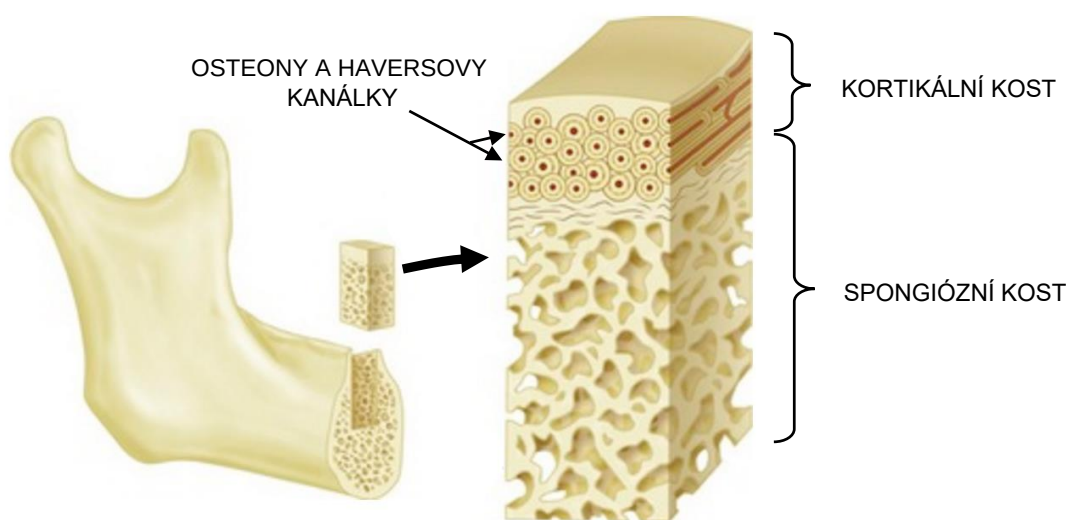
V průběhu remodelace (přestavby) dolní čelisti dochází k resorpci (odbourávání) vytvořené kosti (na přední ploše *ramus mandibulae* v *processus condylaris*) a zároveň k apozici³ (zadní hrany *ramus mandibulae*). Tělo čelisti se prodlužuje směrem vzad a rameno čelisti se zvětšuje vertikálně a dozadu. Úhel mezi *corpus mandibulae* a *ramus mandibulae* se postupně snižuje. Pro srovnání, u novorozence je úhel mezi 140-150°, ve 3 letech okolo 130° a v dospělosti 120-125°. Naopak ve stáří v důsledku různých změn (ztráta zubů, redukce alveolárního výběžku) dochází ke zvětšování úhlu zpět na hodnotu okolo 140°. [15]

2.2.2 Kostní tkáň

Kostní tkáň dolní čelisti je možné rozdělit na dva základní typy. Prvním typem je pevná kompaktní kost (*kortikála*) a druhým houbovitá kost (*spongióza*). Kost (vyjma kloubních ploch) je na vnějším povrchu obalena vazivovou membránou, která pomocí krevních cév dodává kosti potřebné živiny. [18]

Kortikála (kortikální kost) je tuhou oporou zubů při žvýkání a je budována ve směru vnějšího zatížení sil. Skládá se z válcovitých lamel (osteonů neboli Haversových soustav), které obsahují Haversovy kanálky. Těmito kanálky procházejí nervy a krevní cévy. Součástí kortikály jsou osteocyty, které se nacházejí mezi jednotlivými lamelami. [18]

Spongióza (spongiózní kost) tvoří výplň kortikální kosti. Je složena z totožných buněk jako kortikála, osteonů (Haversových soustav) a osteocytů. Odlišuje se ale svojí trámečkovou (pórovitou) strukturou, ta je orientována ve směru vnějšího zatížení. Z tohoto důvodu dochází při jakémkoliv mechanickém namáhání ke změně struktury. [18]



Obr. 2.4: Kostní tkáň [94]

² Osifikace neboli kostnatění, je přeměna chrupavky či vaziva na kost. [96]

³ Přikládání nově tvořené tkáně ke tkáni starší. [96]

Složení kostní tkáně je závislé na mnoha aspektech, a to především na věku, pohlaví a zdravotním stavu. Proto se struktura kostní tkáně u každé člověka může lišit. [19]

Mechanické vlastnosti

Při výpočtovém modelování kostní tkáně je velmi často používán homogenní, izotropní a lineárně pružný model. Model je popsán dvěma nezávislými materiálovými parametry, Youngovým modulem pružnosti E a Poissonovým číslem μ . Hodnoty těchto parametrů pro kortikálu a spongiózu se na makroskopické liší.

Řada autorů se touto problematikou zabývala a naměřila různé hodnoty, které se lišily díky odlišnosti z hlediska provedení experimentu a stavu vzorku. Naměřené hodnoty Youngova modulu pružnosti E pružnosti a Poissonova čísla μ pro kortikálu a spongiózu jsou uvedeny v tab. 2.1.

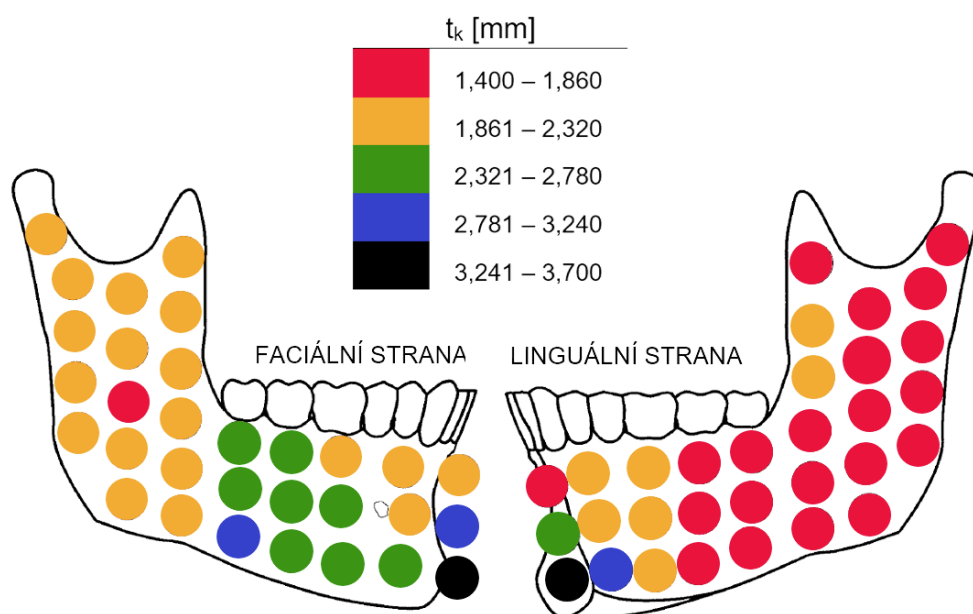
Tab. 2.1: Naměřené hodnoty Youngova modulu pružnosti E a Poissonova čísla μ kortikály a spongiózy pro dolní čelist

Autor	Kortikála		Spongióza	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
Apicella [20]	15 000	0,250	1 500	0,290
Bratu [21]	13 700	0,300	1 370	0,300
Carter [22]	13 760	0,300	7 930	0,300
Clason ¹ [23]	5 476	0,250	646	0,250
Clason ² [23]	5 658	0,270	786	0,270
Gei [24]	13 700	0,300	1 370	0,300
Jones [25]	13 800	0,260	345	0,310
Kober [26]	13 300	0,224	1 330	0,224
Lin [27]	14 800	0,300	690–9 500	0,300
Tanaka [28]	13 700	0,300	7 930	0,300
Tanne [29]	8 000	0,300	137	0,300

1 - vysušená kost; 2 - nevysušená kost

Tloušťka kortikální kosti

Tloušťka kortikály t_k dolní čelisti je z hlediska fixace totální endoprotézy velmi důležitá. Obvykle je její hodnota v rozmezí 1,4–1,7 mm (viz obr. 2.5). [30]



Obr. 2.5: Průměrné hodnoty t_k dolní čelisti [30]

Z obrázku je zřejmé, že nabývá nejnižších hodnot na linguální straně dolní čelisti, a to ve střední až zadní části těla a ramene dolní čelisti. Naopak nejvyšších na přední části těla dolní čelisti.

Jednou z významných studií, která se také zabývala touto problematikou, je práce autora Fukase [31]. Tloušťka byla měřena na 32 mužských vzorcích, jejichž věk byl v rozmezí od 20 do 40 let. Získané hodnoty t_k byly vyhodnoceny v závislosti na dané měřené oblasti pomocí sagitálních řezů dolní čelisti po obvodu a snímků z počítačové tomografie (CT) [31].

Další studie zabývající se tloušťkou kortikály je od autorů Ardakani *et al.* [32]. V tomto případě se měřila tloušťka na oblasti úhlu dolní čelisti. Hodnoty byly měřeny, u 100 náhodně vybraných žen starších 20 let, v závislosti na věku, doby menopauzy, dosaženém vzdělání, počtu dětí, zaměstnání a rodinném stavu. Studie uvádí, že průměrná hodnota t_k je 2.77 ± 1.246 mm [32].

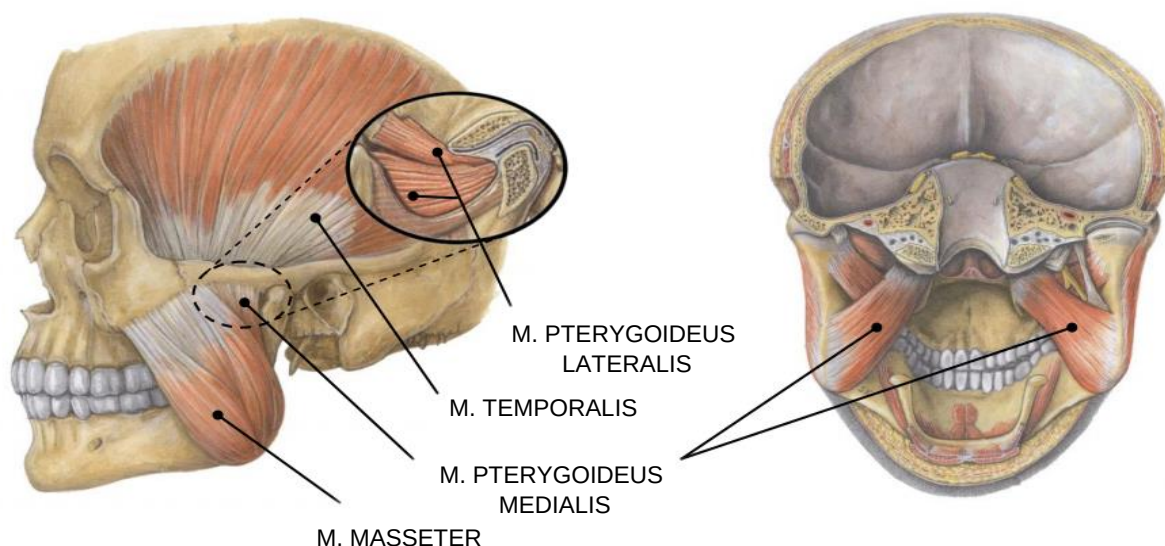
2.3 Žvýkácí svaly

Žvýkácí svaly (*masculi masticatores*) pohybují TMK. Jejich nejhlavnější funkcí je zavírání úst (elevace). Jelikož jsou žvýkácí svaly párové, jsou rozloženy po obou stranách TMK [33]. Funkce a úpony jednotlivých svalů jsou uvedeny v tab. 2.2 a jejich znázornění je uvedeno na obr. 2.6 (na následující straně).

Svaly účastníci se žvýkání [15]:

- Zevní sval žvýkácí (*m. masseter*) rozdělený na povrchovou a hlubokou část
- Spánkový sval (*m. temporalis*), rozlišujeme přední, střední a zadní část

- Vnitřní křídlový sval (*m. pterygoideus medialis*) skládající se z vnitřní a vnější hlavy
- Zevní křídlový sval (*m. pterygoideus lateralis*), složený ze dvou hlav – horní a dolní



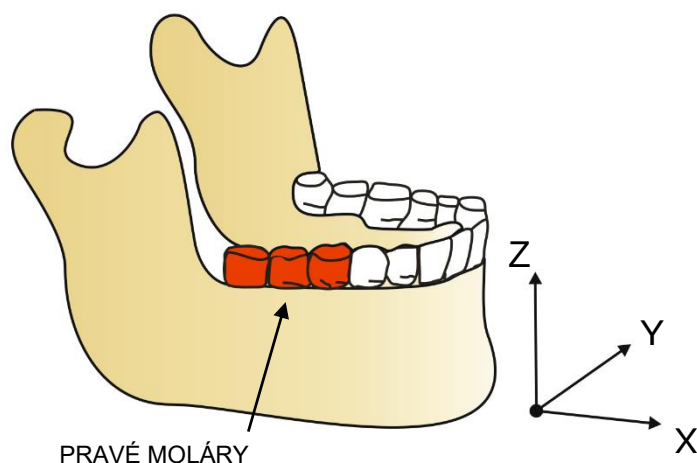
Obr. 2.6: Znáznornění žvýkacích svalů [86] (dle [85])

Tab. 2.2: Funkce a úpony žvýkacích svalů [15], [33], [34]

Sval	Úpon ¹	Funkce ²
M. masseter	Povrchová část na dolní polovině, hluboká část na horní polovině ramena a úhlu dolní čelisti (ramus et angulus mandibulae)	Zavírání a posun úst vpřed (elevace a propulze)
M. pterygoideus medialis	Vnější i vnitřní hlava na tuberositas pterygoidea	Zavírání a posun úst vpřed (elevace a propulze), třecí pohyby během žvýkání
M. temporalis	Střední, zadní část na faciální straně a přední část na lingální straně svalového výběžku (processus coronoideus)	Zavírání a posun úst vzad (elevace a retrakce)
M. pterygoideus lateralis	Horní hlava na kloubním pouzdře a kloubním disku (capsula et discus articularis), dolní hlava na fovea pterygoidea	Posun úst do stran a vpřed (lateropulze a propulze)

1 - jednotlivé úpony jsou zobrazeny na obr. 2.3 v předchozí podkapitole Dolní čelist; 2 - podrobnější popis jednotlivých funkcí je uveden v následující podkapitole Kinematika TMK

Pro tvorbu výpočtového modelu je nutná znalost směrů jednotlivých svalů, které jsou uvedeny v tab. 2.3 (vyjádřené pomocí směrových kosinů) pro daný zvolený souřadný systém, který je znázorněn na obr. 2.7. K získání hodnot pro pravou stranu dolní čelisti je zapotřebí před hodnoty ve směru y dát opačné znaménko. Horní hlava *m. pterygoideus lateralis* není brána v potaz, neboť není z hlediska řešení podstatná. Řešení je bráno pro žvýkací svaly, kteří se zúčastní jednostranného skusu na pravé moláry (stoličky).



Obr. 2.7: Zvolený souřadný systém dle [35]

Tab. 2.3: Směrové kosiny žvýkacích svalů (levá strana dolní čelisti)

Autor	Sval	cos-x	cos-y	cos-z
May ¹ [35]	M. masseter	0,628	0,389	0,674
	M. pterygoideus medialis	0,177	-0,178	0,968
	M. temporalis	0,138	0,131	0,982
	M. pterygoideus lateralis	0,899	-0,199	0,390
Korioth [36]	Povrchový m. masseter	0,419	0,207	0,884
	Hluboký m. masseter	-0,358	0,546	0,758
	M. pterygoideus medialis ²	0,373	-0,486	0,791
	Přední m. temporalis	0,044	0,149	0,988
	Střední m. temporalis	-0,500	0,222	0,837
	Zadní m. temporalis	-0,855	0,208	0,474
	Dolní m. pterygoideus lateralis	0,757	-0,630	-0,174

1 – hodnoty byly naměřeny pro celistvé svaly; 2 – hodnoty pro vnitřní i vnější hlavu svalu

V odborné literatuře se uvádějí i hodnoty průměrných příčných průřezů **S** pro jednotlivé svaly. Uvedené hodnoty se u různých autorů liší. Především kvůli odlišnosti provedení experimentu a stavu vzorku.

Tab. 2.4: Průměrné hodnoty příčných průřezů jednotlivých svalů

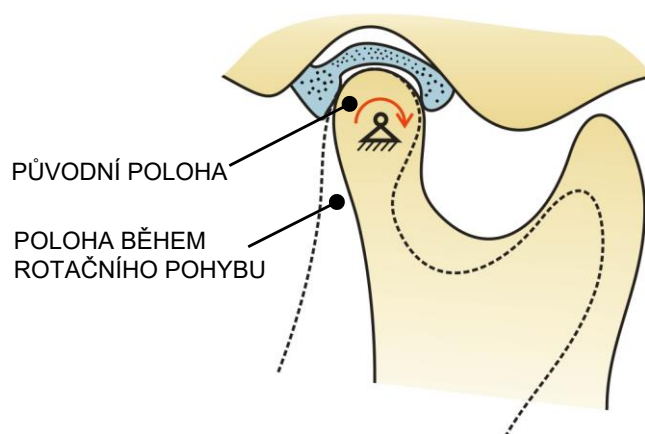
Sval	May ¹ [35]	Pruim [37]	Schumacher [38]	Ben-Nissan [39]
	[cm ²]			
M. masseter	4,78/4,36	}5,30 ²	3,02	3,00
M. pterygoideus medialis	2,37/2,14		1,97	2,00
M. temporalis	2,83/3,40	4,20	3,81	3,80
M. pterygoideus lateralis	2,91/2,58	2,10	1,83	1,80

1 – levá/pravá strana; 2 – naměřená společná hodnota pro m. masseter a m. pterygoideus medialis

2.4 Kinematika TMK

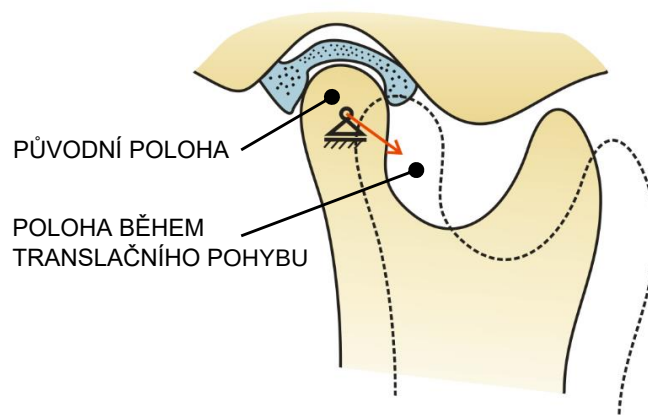
Za předpokladu volně pohyblivých kloubů, umožňuje TMK dolní čelisti konat dva základní typy pohybů (většina pohybů však probíhá kombinací rotačního a translačního pohybu) [15]:

- Pohyb rotační (otáčivý) probíhající v dolním oddílu kloubu, kdy je disk stlačován (viz obr. 2.8)



Obr. 2.8: Čelistní kloub pouze při rotačním pohybu dle [40]

- Pohyb translační (posuvný) probíhající v horním oddílu kloubu, kdy je disk protahován a zkracován (viz obr. 2.9).



Obr. 2.9: Čelistní kloub pouze při translačním pohybu dle [40]

Díky změně polohy kondylu v kloubní jamce vznikají dva typy pohybů [15], [16]:

- Sagitální pohyby v předozadním směru: propulze dolní čelisti – pohyb dopředu, retropulze dolní čelisti – pohyb dozadu
- Stranové pohyby (příčné): laterální exkurze vpravo a vlevo

2.4.1 Základní pohyby dolní čelisti

Elevace

Elevace (*addukce*) neboli zavírání úst. Tento pohyb je umožněn díky žvýkacím svalům (*m. masseter*, *m. pterygoideus medialis*, *m. pterygoideus lateralis*, *m. temporalis*). V první fázi dochází nejprve k posuvu disku vzad spolu s kloubní hlavicí. Uvolnění *m. pterygoideus lateralis* umožní návrat disku až do kloubní jamky. Disk je schopen pomocí přirozené viskoelastické měnit tloušťku během posuvu mezi kloubními plochami. Konečná fáze elevace dolní čelisti končí v základní okluzní poloze dolní čelisti (při styku žvýkacích ploch zubních oblouků). [15], [40]

Deprese

Deprese (*abdukce*) neboli otevírání úst je pohyb opačný vůči elevaci, který je prováděn za pomoci svalů (*m. digastricus*, *m. mylohyoideus* a *m. geniohyoideus*). Při otevírání úst kloubní hlavice (kondylu) nejprve rotuje kolem horizontální osy, tzv. šarnýrové osy (do chvíle, kdy jsou řezáky od sebe cca 10 mm). Následně hlavice spolu s diskem provádějí pohyb dopředný translační, až se při maximální depresi kloubní hlavice dostane na vrchol kloubního hrbolku, popřípadě mírně za vrchol. V této fázi je šarnýrová osa dokonce až mimo vlastní kloub a pohyb disku je zastaven díky napnutí jeho zadní části. [1], [15], [16]

Protruzní exkurze

Protruzní exkurze neboli propulze je posun dolní čelisti ze základní okluzní polohy vpřed. Kondyly přitom vykonávají, při současném vytažení disku, pohyb pouze translační, a to vpřed a dolů. Během protruze se zapojují oboustranně svaly *m. pterygoidei lateralis*,

z části i *m. masseter* a *m. pterygoideus medialis*. S tímto pohybem je možné se setkat u ukusování sousta. [15], [40]

Retruzní exkurze

Retruzní exkurze (retropulze) dolní čelisti koná posun ze základní polohy směrem vzad. Je to pohyb opačný vůči propulzi. Svaly účastníci se retropulze jsou *m. temporalis*, hluboká část *m. masseter* a *m. digastricus*. Tento pohyb nemá žádný zvláštní funkční význam [15], [40]

Laterální exkurze

Laterální exkurze neboli lateropulze. V tomto případě jde o asymetrický pohyb ze základní polohy do stran, a to buď doprava, nebo doleva. K laterální exkurzi dochází zejména působením svalu *m. pterygoideus lateralis*, který stahuje kondyl na tzv. balančující straně (nepracující) čelisti. Svým způsobem se jedná o retropulzi na jedné straně s propulzí na straně opačné. Tento pohyb není zcela funkční, při žvýkání se vždy kombinuje s depresí. [15], [40]

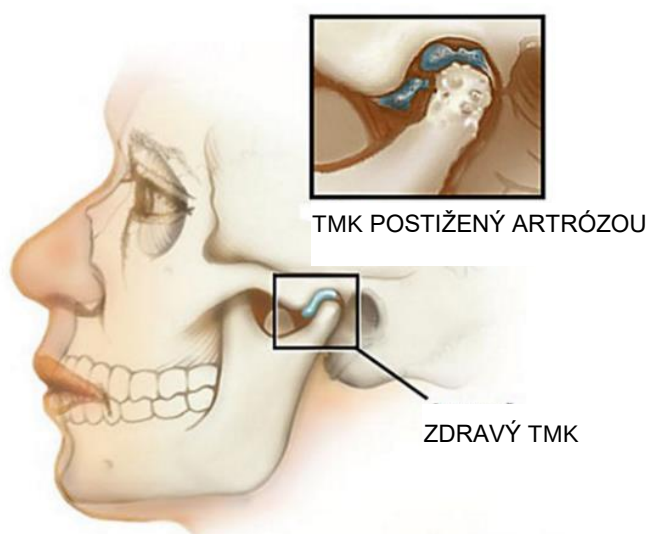
3 ONEMOCNĚNÍ A CHIRURGICKÁ LÉČBA TMK

K základním příznakům onemocnění TMK patří bolesti ve žvýkacích svalech, bolesti TMK, zvukové fenomény (lupání a vrzání kloubu) a funkční omezení pohybu dolní čelisti [41]. V současné době vycházíme z tzv. multifaktoriální teorie, kdy se na vzniku onemocnění nepodílí pouze jedna příčina, ale jejich kombinace. K příčinám onemocnění patří např. změna tvaru kloubních výběžků, jamky nebo strmost kloubního hrbolku, dále mikrotraumata (skřípání a zatínání zubů), makrotraumata (prudký úder, zlomení kloubního výběžku), stres, věk, pohlaví a dědičnost. [1]

Mezi závažná onemocnění TMK, která vedou k chirurgické léčbě pomocí aplikace částečné nebo TEP, patří artróza a ankylóza.

3.1 Artróza

Neboli osteoartróza se řadí mezi degenerativní onemocnění a je nejčastějším nezánettým onemocněním TMK. Může se projevit primárně degenerativními změnami kostí a chrupavek nebo dočasnou až trvalou dislokací disku. Potíže mohou vzniknout sekundárně také po infekci, traumatu, předchozí operaci nebo po jiném strukturálním poškození kloubní chrupavky, což vede k dislokaci nebo perforaci disku. Při tomto typu onemocnění se provádí chirurgická léčba formou náhrady TMK za pomoci částečné nebo TEP. [42]



Obr. 3.1: Artróza TMK [92]

3.2 Ankylóza

Toto onemocnění TMK je charakterizováno jako pevné spojení dolní čelisti s kostí spánkovou. Toto spojení může být vazivové nebo kostní. K tomuto onemocnění vedou infekční a revmatoidní artritidy či makrotraumata. Ankylózy vyskytují i z neznámé příčiny.

K příznakům se řadí omezené či zcela znemožněné otevírání úst (hypomobilita⁴) a omezení rozsahu do protrakce i laterotruze. Vysoký výskyt onemocnění je do desátého roku života. V tomto věku ještě není dolní čelist zcela vyvinutá. Následkem ankylózy může být růst čelisti na postižené straně omezen a mohou vznikat asymetrie. Léčba spočívá v resekci (odstranění) kostního spojení a následném provedení náhrady TMK za pomoci TEP. U ankylózy TMK jsou velmi časté recidivy⁵. [1], [43]

3.3 Chirurgická léčba

Tento typ léčby je brán v úvahu ve většině případů jako úplně poslední možnost. Tedy v případech, kdy konzervativní⁶ či miniinvazivní⁷ léčba nepřináší uspokojivé výsledky. Chirurgická léčba se volí u vývojových anomálií, zlomeninách kloubního výběžku nebo při onemocnění ankylózou či artrózou. Při operaci je však nutné brát zřetel na anatomické struktury, které jsou v místě kloubu. Po zákroku je nutná dlouhodobá rehabilitace. [1]

Dělení chirurgické léčby do 3 skupin:

a) Operace měkkých tkání kloubu

Jedná se o artroplastiku neboli o náhradu kloubního disku. Zákrok má však nízkou úspěšnost, a proto se preferuje náhrada TMK. [1]

b) Operace tvrdých tkání kloubu

Operace, které se provádějí na kostních a chrupavčitých strukturách kloubní hlavice, jamky a kloubního hrbolku. [1]

c) Náhrada TMK

Náhrada (rekonstrukce) TMK je využívána u pacienta se signifikantní kostní změnou (ankylóza, artróza), nádorovým onemocněním nebo tříštivým traumatem [1]. Náhrada je provedena pomocí TEP nebo za použití protézy kloubní hlavice nebo kloubní jamky (částečná náhrada TMK) [2]. Tento zákrok lze provést dvěma typy náhrad.

- **Autologní náhrada**

Jedná se o náhradu kostním štěpem např. z kyčelní či klíční kosti. Výhody této náhrady je povaha bioinertního materiálu⁸ a minimální finanční náklady. Nevýhodami jsou další operace (odběr kostního štěpu) nebo přetrvávající rozvoj degenerativních změn. [1], [44]

- **Částečná nebo TEP (alloplastické náhrady)**

Jedná se o samostatnou protézu kloubní hlavice či kloubní jamky, anebo o kompletní náhradu TMK za pomoci totální endoprotézy (TEP). Hlavní nevýhodou je

⁴ Jedná se o poruchu hybnosti, kdy dochází k omezení pohybu v jakémkoliv směru. Nejvýrazněji se projevuje omezením deprese mandibuly pod 30 mm, což postiženého velmi limituje při příjmu potravy, mluvení nebo při každodenní dentální hygieně. [1], [91]

⁵ Dochází k častému obnovení nemoci.

⁶ Jedná se o nechirurgickou léčbu, která se skládá z léčby analgetiky, nákusnými dlahami, termoterapií (teplem nebo chladem), rehabilitačním cvičením nebo masáží svalů. [88]

⁷ Jde o chirurgickou metodu, při které se do TMK vstupuje jehlou nebo artroskopem. [88]

⁸ Materiál je tkáněmi plně akceptovatelný. [89]

finanční náročnost. Tento typ náhrad má mnoho výhod jako např. pouze jeden operační zákrok a zastavení rozvoje degenerativních změn [1] , [44]. Podrobnější rozdělení a klasifikace jednotlivých TEP bude popsána v následující kapitole.

3.3.1 Průběh implantace TEP

Implantace je provedena v celkové anestezii. Po provedení osteotomie⁹ kloubní hlavice (kondylektomie) a svalového výběžku (koronoidektomie)¹⁰ dolní čelisti (viz obr. 3.2) se ochladí kloubní jamka a kloubní výběžek (u ankylózy se provádí resekce kostního bloku). Je-li přítomen disk nebo jeho části – odstraní se. Poté se fixují jednotlivé části TEP pomocí šroubů. Kloubní jamka ke kosti spánkové a kloubní hlavice k rameni dolní čelisti. Nejdůležitějším bodem operace je správné postavení hlavice do středu jamky, které umožňuje volný pohyb kloubu. [12], [44], [45],



Obr. 3.2: Označení řezu při osteotomii; černá křivka označuje řez v případě, kdy není zapotřebí odstranění svalového výběžku [12]



Obr. 3.3: Rentgenový snímek po implantaci TEP [12]

⁹ Jde o tzv. protěti kosti za účelem jejího zkrácení. [12]

¹⁰ Svalový výběžek se odstraňuje jen v případech, kdy je po provedení kondylektomie maximální deprese mandibuly menší než 30 mm. [12]

V současné době je preferována náhrada TEP. Autologní náhrada se používá pouze u dětí z důvodu její schopnosti přizpůsobit se růstu skeletu dítěte, čímž se omezuje možnost další operace. [1]

Hlavním cílem rekonstrukce TMK je obnovení funkčnosti dolní čelisti a celkové zlepšení kvality života pacienta. Vždy je však zapotřebí zvážit, zda u daného pacienta není vhodnou možností konzervativní či miniinvazivní léčba. Jako každý chirurgický zákrok i náhrada TMK nese svá rizika (alergie na kovy, bakteriální kontaminace, fraktura TEP, opotřebení a koroze materiálu). [3], [46]

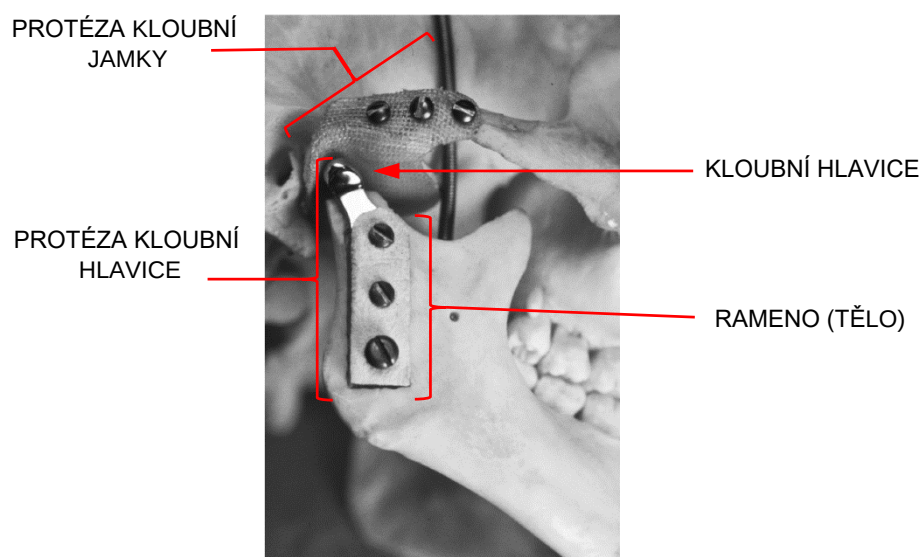
4 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY TMK

Jedná se o alloplastické náhrady, které se skládají z protézy kloubní hlavice a protézy kloubní jamky. Do roku 1974 nebyla implantace totální endoprotézy (TEP) zaznamenána, protože se prováděli pouze částečné náhrady TMK [11]. V tomto roce Kiehn *et al.* [11] aplikoval principy při rekonstrukci kyčelního kloubu na TEP TMK. TEP byla celistvě zhotovena ze slitiny vitallium a její fixace byla vyřešena pomocí PMMA cementu [4], [47].

V osmdesátých letech dvacátého století se začaly stávat TEP populární díky výrobci Vitek-Kent. S jejich výrobou začala mnoho dalších společností [48]. Nicméně u nich docházelo k častým neúspěchům a průměrná životnost byla 2-3 roky [49]. Díky tomuto problému byl určen seznam 10 nezbytných konstrukčních požadavků, které měly zaručit úspěšnou aplikaci TEP (viz tab. 4.1).

Tab. 4.1: Konstrukční požadavky pro TEP [50]

č.	Popis
1	Imitace pohybu kloubní hlavice při otevírání úst
2	Neomezené pohyby dolní čelisti
3	Adaptabilita k anatomii spánkové kosti a dolní čelisti
4	Stabilní fixace ke kostním strukturám
5	Očekávaná životnost vyšší jak 20 let
6	Odolnost proti opotřebení
7	Částice vzniklé opotřebením nepoškozují okolní tkáň v těle
8	Biokompatibilní materiály
9	Dostatečná mechanická odolnost
10	Jednoduchá a bezpečná implantace



Obr. 4.1: TEP Vitek-Kent [3]

4.1 Používané materiály

Používané materiály pro zhotovení TEP musí nutně splňovat biologické a mechanické požadavky. [50], [51]

4.1.1 Polymerní materiály

Polytetrafluoroetylen – Proplast (PTFE)

Proplast je pórovitá forma polytetrafluoroetylenu s příměsí grafitu (Proplast I) nebo oxidu hlinitého (Proplast II) [47], [52]. Implantáty z tohoto materiálu se vyznačovaly vyšší pevností a malým koeficientem tření [52].

Ovšem v roce 1992 byl pro výrobu TEP tento materiál zakázán. Způsoboval vážné zánětlivé reakce a těžké degenerativní onemocnění kloubů, což vedlo k destrukci měkké a tvrdé tkáně a neúšlechtné bolesti. [52]

Polymethylmetaakrylát (PMMA)

Čirý materiál, v minulosti používaný pro výrobu protézy kloubní hlavice. Problematickou vlastností PMMA byly částice vznikající opotřebením, které poškozovaly okolní tkáň v těle. [3], [51]

Ultra-high-molecular-weight polyethylen (UHMWP)

Název tohoto materiálu pochází z angličtiny. Jedná se o polymer vodíku a uhlíku s vynikajícími vlastnostmi jako je biokompatibilita, kluzkost, odolnost proti nárazu, odolnost proti otěru. V současné době jeden z nejpoužívanějších materiálů k výrobě kloubní jamky. [53]

4.1.2 Kovové materiály

Korozivzdorná ocel

Korozivzdorná ocel se v praxi používá velmi dlouho. Jedním z důvodů je nízká cena, odolnost proti korozi a dobrá dostupnost. Vyšší odolnosti bylo dosaženo přidáním legujících prvků – chromu, molybdenu a dusíku [54]. Ovšem nikl, který byl také součástí korozivzdorné oceli, způsoboval alergické reakce. Řešením byla výroba bezniklové korozivzdorné oceli, která již byla kompatibilní [55].

Slitiny kobaltu a chromu

Vyznačují se především vysokou pevností, tvrdostí a odolností proti korozi či opotřebením [54], [56]. Pro výrobu TEP se používá např. slitina chromu, kobaltu a molybdenu označovaná jako vitallium, která obsahuje 60,6% kobaltu, 31,5% chromu, 6% molybdenu a 1,9% ostatních prvků (křemík, mangan a uhlík) [56].

Titan a jeho slitiny

Jedná se o materiál s vysokou pevností, nízkou hustotou, odolností proti korozi a biokompatibilitou [54], [55]. Čistý titan a slitina Ti-6Al-4V patří v současnosti k nejpoužívanějším materiálům pro TEP. Je velmi dobře tolerovaný lidským organismem a v optimálním případě je schopen i oseointegraci¹¹ s kostí [54], [55], [57], [58]. Titan ale má omezené

¹¹ Přímé strukturální a funkční spojení mezi kostní tkání a povrchem zatíženého implantátu. [95]

použití, díky nízké odolnosti před opotřebením na kluzných plochách. Díky úpravám povrchu titanu a jeho slitin za pomoci diamantového povlaku byla zaznamenána vyšší odolnost vůči opotřebení [54].

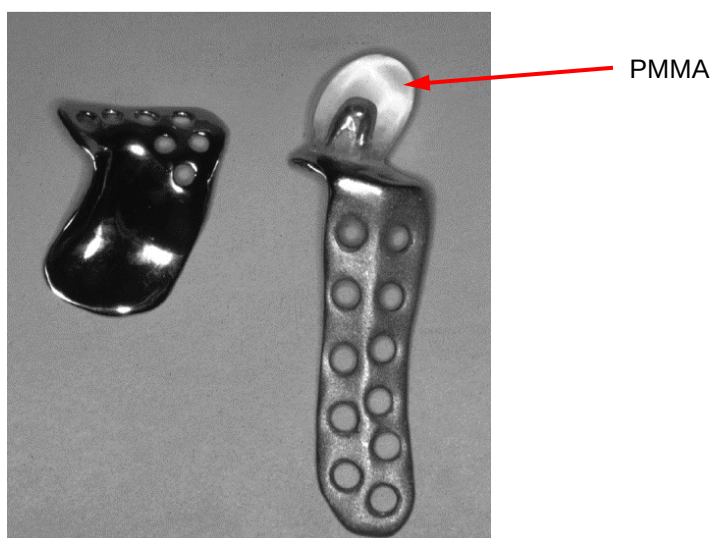
4.2 Výrobci

V současné době jsou nejvýznamnějšími výrobci TMJ Medical (TEP typu Christensen III), TMJ Concepts a Biomet Microfixation [59], [60], [61]. Česká společnost MEDIN Orthopaedics (nyní část společnosti ProSpon) zabývající se danou problematikou, má TEP stále ve stádiu vývoje [62].

4.2.1 Christensen (TMJ Medical)

Již v roce 1960 Christensen vyvinul protézu kloubní jamky, ve 20 různých velikostech, na základě odlišnosti anatomické stavby lidské lebky. Její tloušťka byla 0,5 mm a pro její zhotovení byla použita slitina chromu a kobaltu. [3]

V roce 1965 Christensen vynalezl protézu kloubní hlavice, která byla označována jako Christensen typ I. Rameno protézy bylo vyrobeno ze slitiny vitallium a hlavice z PMMA. Bohužel PMMA byl problematickým materiálem, neboť z důsledku jeho opotřebení docházelo k úbytku materiálu PMMA, což vedlo ke kontaktu na artikulační ploše s kostí a následné osteolýze¹². [3]



Obr. 4.2: Protéza kloubní jamky a hlavice typu Christensen I [3]

V postupném vývoji došlo v roce 1997 k vynalezení TEP typu Christensen III. Jedná se o celokovovou TEP, u které byl problematický materiál PMMA a materiál kloubní jamky byl nahrazen slitinou vitallium [12], [47]. Došlo ke zvětšení tloušťky u ramena protézy. Bylo upraveno rozvržení umístění šroubů a zkosení hran u děr pro šrouby [3]. Protéza kloubní hlavice je vyráběna ve třech velikostech (45, 50, 55 mm) a fixace k dolní čelisti je vyřešena za pomoci samořezných šroubů o průměru 2,7 mm [12], [63]. Protéza kloubní jamky má přes 40 různých velikostí a její fixace ke spánkové kosti je vyřešena

¹² Jedná se o významné ubývání až vymizení kostní tkáně. [90]

minimálně 4 samořeznými šrouby [3]. V současnosti je nabízen výrobcem TMJ Medical (Nexus CMF) [64].



Obr. 4.3: Celokovová TEP typu Christensen III (TMJ Medical) [97]

Klinické ohlasy

V roce 1995 byla zkoumána skupina 21 pacientů (34 TEP), kteří podstoupili náhradu TMK totální endoprotézou typu Christensen I. Celá skupina (kromě 1 pacienta) prodělali v minulosti neúspěšnou náhradu TMK. Skupina byla sledována v průměru 2,4 roku. Sledovalo se, zda došlo ke zlepšení oproti předoperačním stavu. [63]

Náhrada TMK tímto typem TEP prokázala signifikantní snížení bolesti a zvýšení rozsahu otevírání úst. Výsledek studie byl v porovnání s ostatními, které se zabývali stejnou problematikou, velmi příznivý. [65], [66]

Jiná studie však poukazovala na to, že docházelo ke frakturám TEP typu Christensen I (viz obr. 4.4), a to především v důsledku parafunkčních zlovyků. Místo, ve kterém docházelo nejčastěji k porušení, bylo rameno kloubní hlavice. Důvodem bylo špatné rozvržení děr pro šrouby a jeho malá tloušťka. Tato komplikace napomohla k dalšímu vývoji a zdokonalení protézy kloubní hlavice (viz obr. 4.5). [12]



Obr. 4.4: Fraktura TEP typu Christensen I [12]



Obr. 4.5: Postupný vývoj protézy kloubní hlavice; zleva doprava: Christensen I, Christensen II, Christensen III [12]

Studie, která sledovala 23 pacientů s TEP typu Christensen III, prokázala výrazné snížení bolesti a zvýšení rozsahu otevírání úst (v průměru o 5 mm) [67]. Oproti tomu jiná studie poukazuje na to, že u celokovového typu Christensen III může docházet ke zvýšení opotřebení na artikulární ploše a může dojít ke vzniku metalózy¹³ a korozi [68]. Přesto patří v současnosti mezi standardně používané TEP [47].

4.2.2 Biomet Microfixation

Protéza kloubní hlavice je vytvořena ze slitiny kobaltu, chromu a molybdenu. Na vnitřní straně ramena protézy obsahuje titanový povlak. Je vyráběna ve třech velikostech, stejných jako u TEP typu Christensen III (45, 50, 55 mm). Protéza kloubní hlavice je vytvořena ze specifické třídy materiálu UHMWPE zvanou ArCom. U této třídy bylo zaznamenáno 24% snížení opotřebení ve srovnání s tradičním UHMWPE. Vyrábí se ve třech velikostech o minimální tloušťce 4 mm. Fixace obou částí TEP je vyřešena pomocí samořezných šroubů ze slitiny titanu Ti-6AL-4V. [3], [46], [69]



Obr. 4.6: TEP Biomet Microfixation [70]

Klinické ohlasy

Výsledky 3 leté studie, která sledovala 50 pacientů (69 TEP) s náhradou TMK pomocí TEP typu Biomet, prokazují obnovení funkce, zvýšení rozsahu otevírání úst a snížení bolesti. [3], [46]

Další studie sledovala skupinu 12 pacientů v rozmezí 2-8 let. U ankylozních pacientů došlo po prvním roce ke zvýšení rozsahu otevírání úst z 3,8 mm na 30,2 mm. Související bolesti a problémy s příjmem potravy byly po rekonstrukci TMK odstraněny. Nebyly zjištěny žádné trvalé poruchy či pooperační infekce. [70]

¹³ Dochází k narušení materiálu, jeho rozpuštění a korozi. [89]

4.2.3 TMJ Concepts

Tato TEP byla vytvořena v roce 1989 a pacientovi se vyrábí přesně na míru [47]. Pro výrobu jsou použity osvědčené materiály, v praxi používané u kyčelních a kolenních náhrad [48], [68].

Protéza kloubní jamky je materiálově dvoučlenná. Skládá se z čistého titanu a na artikulaci ploše z materiálu UHMWPE. Rameno protézy kloubní hlavice je zhotoveno ze slitiny titanu Ti-6Al-4V a hlavice ze slitiny kobaltu, chromu a molybdenu. Obě protézy jsou fixovány za pomoci samořezných šroubů ze slitiny titanu Ti-6Al-4V. [3], [46], [68]



Obr. 4.7: TEP TMJ Concepts [98]

Před samotnou náhradou TMK se pacientovi vytvoří 3D plastický model TMK, a to za pomoci CT a CAD/CAM¹⁴ softwaru [12]. Na tomto modelu se nejdříve zaznačí potřebné chirurgické postupy, které musí být následně při samotném zákroku provedeny zcela stejně. Poté se pečlivě okopíruje daná anatomie pacienta a vytvoří se TEP [48]. V porovnání s ostatními typy TEP, které nejsou vyráběny pacientovy na míru, je tento postup velmi výhodný, neboť zajišťuje velmi přesnou stabilizaci a přizpůsobení TEP. Nevýhodou je příliš vysoká cena [71], [72], [73].

Klinické ohlasy

Prospektivní studie trvající 5-8 let sledovala 42 pacientů, kteří podstoupili náhradu TMK pomocí TEP Techmedica. Studie prokázala, že TEP je schopná primární léčby pro pacienty s předešlými neúspěšnými operacemi a vážně poškozeným TMK [71]. Na základě volby materiálu, filozofie léčby a klinické praxe je životnost této TEP vyšší jak 14 let bez záznamu opotřebení či selhání [48], [71], [72].

Další studie porovnávala dvě skupiny pacientů. První skupina podstoupila rekonstrukci TMK pomocí TEP Christensen III a druhá pomocí TMJ Concepts. V závěru práce je uvedeno, že lepší výsledky prokazuje skupina s TEP TMJ Concepts. [68]

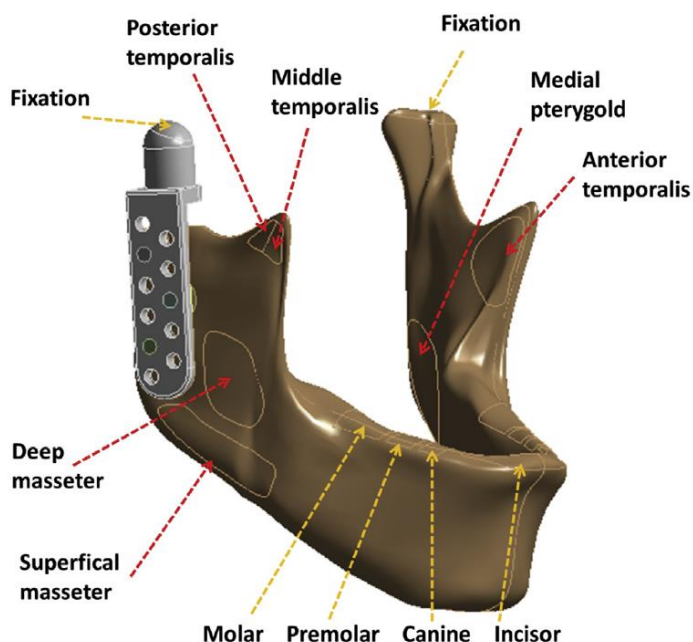
¹⁴ z angl. computer-aided design/ computer-aided manufacturing

5 REŠERŠE VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ V BIOMECHANICE

Rešeršní studie byla provedena u renomovaných článků. Je zaměřena na řešení deformačně napěťových stavů soustavy kosti, protézy kloubní hlavice a vložených šroubů. Řešení jsou provedena pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků.

a) Analýza protézy kloubní hlavice pro různé varianty skusu dolní čelisti [61]

- Ve studii bylo srovnáno 6 různých variant skusu dolní čelisti s aplikací protézy kloubní hlavice (podobné typu Christensen III) na pravou stranu dolní čelisti (viz obr. 5.1). Pro všechny varianty skusu byly zamezeny posuvy a natočení ve všech směrech v nejvyšším bodě protézy kloubní hlavice a levého kondylu.



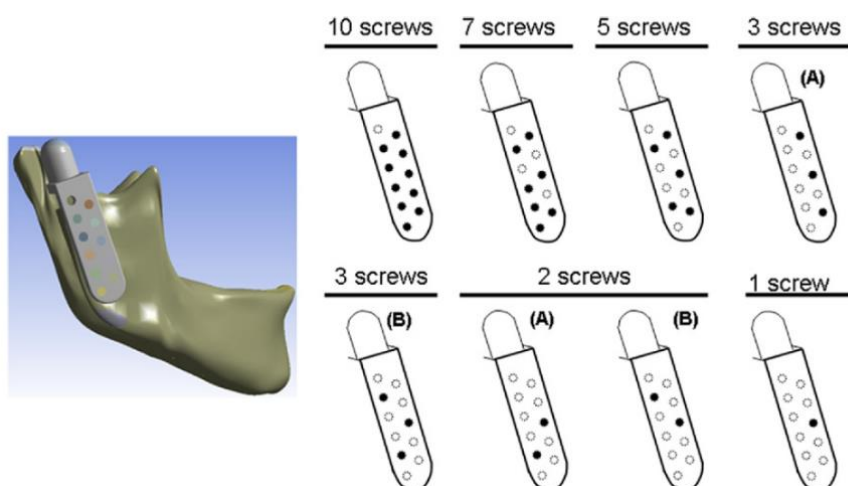
Obr. 5.1: Znárodnění použitých okrajových podmínek (označeny žlutě) a znárodnění použitých svalů (označeny červeně) při zatížení daného modelu [61]

- Cílem autorů bylo provést analýzu následujících veličin: deformace protézy kloubní hlavice a kosti; redukované přetvoření a napětí HMH celé dolní čelisti a kostní tkáň obklopující vložené šrouby; redukované napětí HMH u protézy kloubní hlavice a šroubů
- Analýza je provedena na homogenním, izotropním a lineárně pružným modelu.
- Pro jednostranný skus na levé moláry byla vypočtena maximální hodnota deformace (4,48 μm) a napětí protézy kloubní hlavice (159,1 MPa). Dále bylo pro tuto variantu skusu vypočteno maximální napětí a přetvoření pro kostní tkáň

- obklopující vložené šrouby, kde nejvíce byla přetvořena spongiózní kost ($1503,6 \mu\epsilon^{15}$) a nejvyšší napětí bylo vypočteno pro kortikální kost (18,797 MPa)
- Maximální hodnota napětí šroubů byla vypočtena pro skus na pravý špičák, premolár a moláry, a to o hodnotě 50,09 MPa.
- Při variantě skusu na špičáky a premoláry byly vypočteny maximální hodnoty přetvoření a napětí kostní tkáně, respektive kortikální kosti ($6118,3 \mu\epsilon$ a 79,538 MPa)
- Z výsledků studie vyplývá, že varianty skusu dolní čelisti mají signifikantní vliv na výsledné hodnoty deformace, napětí a přetvoření řešené soustavy.

b) Analýza vlivu konfigurace šroubů při fixaci protézy kloubní hlavice [74]

- Cílem této studie bylo vyhodnotit vliv počtu a umístění šroubů (celkem 8 konfigurací) na redukované napětí HMH a deformaci protézy kloubní hlavice (podobné typu Chirstensen III) a redukované přetvoření HMH v kosti (viz obr. 5.2).



Obr. 5.2: Znáznornění konfigurace šroubů [74]

- Protéza kloubní hlavice obsahovala 11 děr a byla aplikována na pravou stranu dolní čelisti. Ve studii byl použit třecí kontakt mezi kortikální kostí a protézou kloubní hlavice, a to s koeficientem tření 0,42. Pro šroub-protéza a šroub-kost bylo provedeno lepené spojení. Analýza byla provedena na homogenním, izotropním a lineárně pružným modelu.
- Při zavedení 10 šroubů bylo dosaženo minimálního napětí o hodnotě 44,3 MPa. Naopak při zavedení 1 šroubu bylo napětí nejvyšší, a to 48,2 MPa.
- Vypočtené přetvoření bylo pro kortikální kost v rozmezí 1652-2174 $\mu\epsilon$ a pro spongiózní kost 509-718 $\mu\epsilon$.
- V závěru studie se uvádí, že při fixaci pomocí 3 šroubů (umístěny dle varianty B - viz obr. 5.2) bylo dosaženo optimální stability implantátu a optimálního přetvoření kosti. Dále se uvádí, že volba umístění šroubů má zásadní vliv na konečné přetvoření kostní tkáně.

¹⁵ Hodnoty přetvoření se uvádějí v micro-strainech ($\mu\epsilon$), kde $1000 \mu\epsilon = 0,1\%$ přetvoření, tzn. $\epsilon = 0,001$

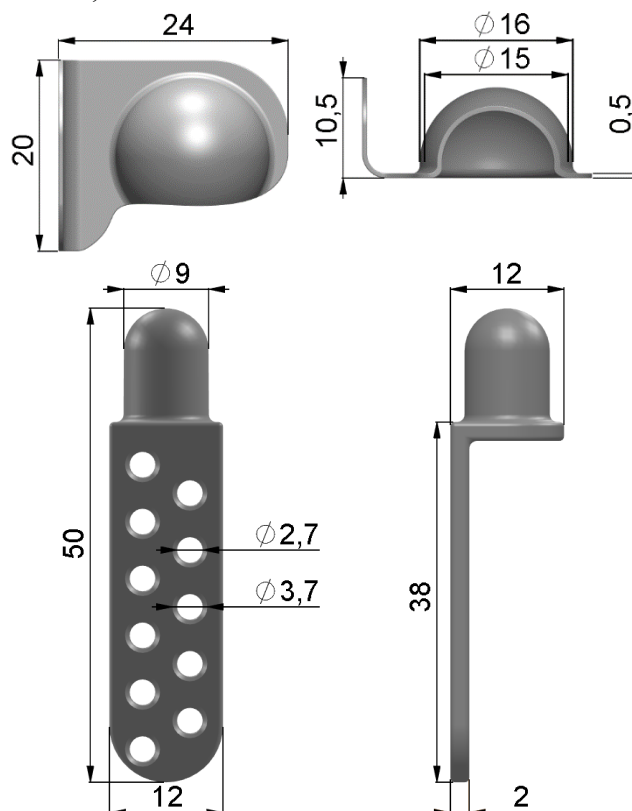
6 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ

Výpočtový model byl řešen pomocí metody konečných prvků v prostředí ANSYS Workbench. Řešení bylo provedeno na 3D modelu sestavy. Výpočtový model se skládá z následujících dílčích modelů: model geometrie, model materiálu, model vazeb a modelu zatížení.

6.1 Model geometrie

Trojrozměrné (3D) modely TEP a samořezných šroubů byly vytvořeny v programu SolidWorks. 3D model dolní čelisti, který byl dodán Ing. Petrem Marciánem Ph.D., byl vytvořen za pomoci CT snímků a je sestavený z jedné části kortikály a ze tří částí spongiózy. Celá sestava byla následně importována do programu ANSYS WorkBench.

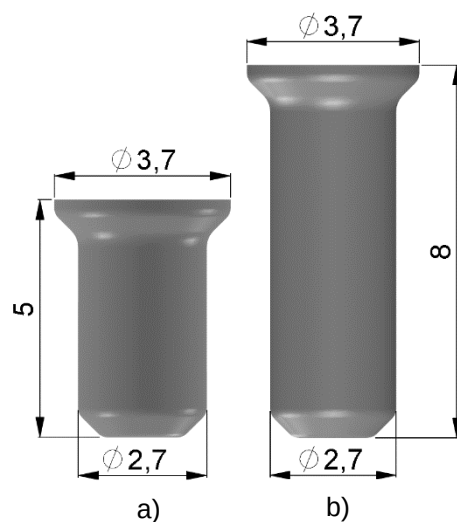
Vytvořená geometrie protézy kloubní jamky a protézy kloubní hlavice (viz obr. 6.1) byla odvozena na základě získaných informací v rešeršní studii. Jedná se o podobnou geometrii TEP typu Christensen III. Protéza kloubní hlavice má výšku 50 mm, tloušťku 2 mm a obsahuje 11 otvorů pro šroub o průměru 2,7 mm. Dále je vytvořeno zkosení pro hlavu šroubu o průměru 3,7 mm.



Obr. 6.1: Základní rozměry TEP (v mm)

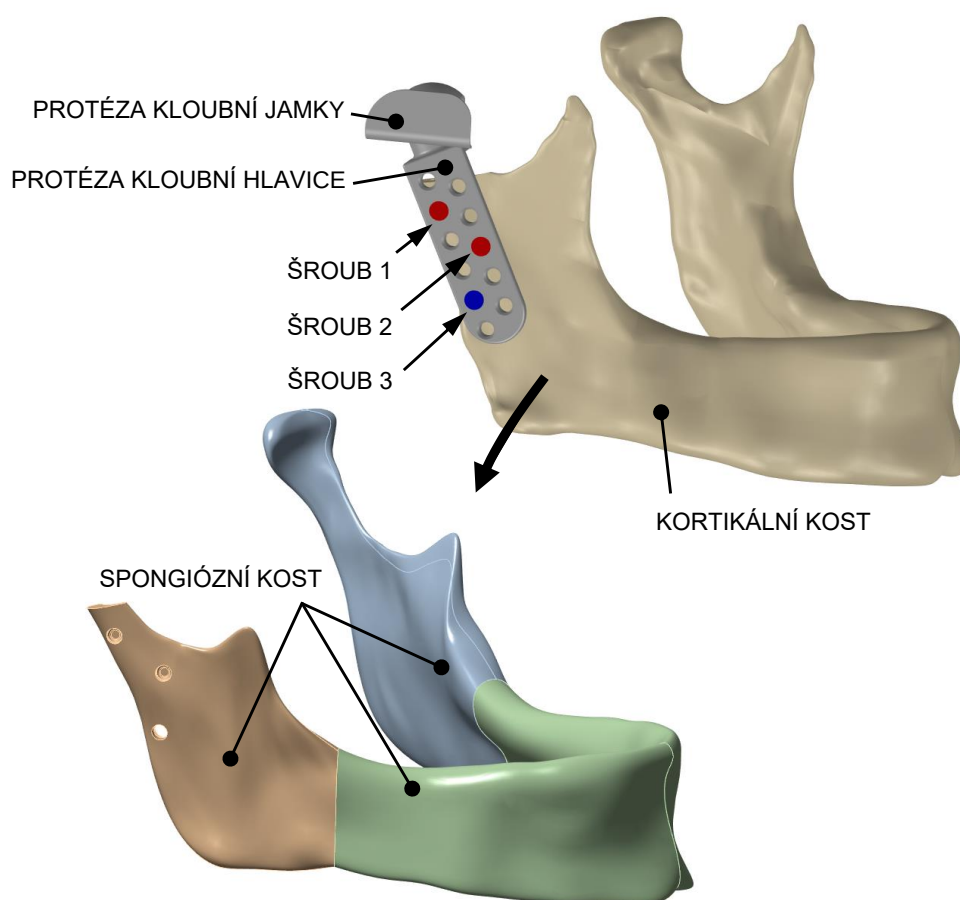
Délky jednotlivých samořezných šroubů (viz obr. 6.2 na následující straně) jsou voleny tak, aby neprocházely skrze celou tloušťku dolní čelisti v místě aplikace TEP. Respektive byly vymodelovány dva šrouby o délce 5 mm a jeden šroub o délce 8 mm. Počet a rozvržení umístění šroubů bylo zvoleno na základě studie, dle které by měl být daný počet a umístění stabilním řešením (viz obr. 6.3) [74]. Z hlediska řešení bakalářské práce

nebyla detailní geometrie šroubu řešena. Současně se dosáhlo snížení počtu elementů a náročnosti výpočtu.



Obr. 6.2: Základní rozměry samořezných šroubů (v mm): a) šroub 1, 2 b) šroub 3

Byla uvažována rekonstrukce pravého TMK s aplikací TEP, kde před samotnou aplikací je nutné provést odstranění kloubní hlavice (kondylektomie) dle obr. 3.2. Následně došlo k sestavení kompletního modelu.



Obr. 6.3: Model sestavy včetně spongiózní části dolní čelisti

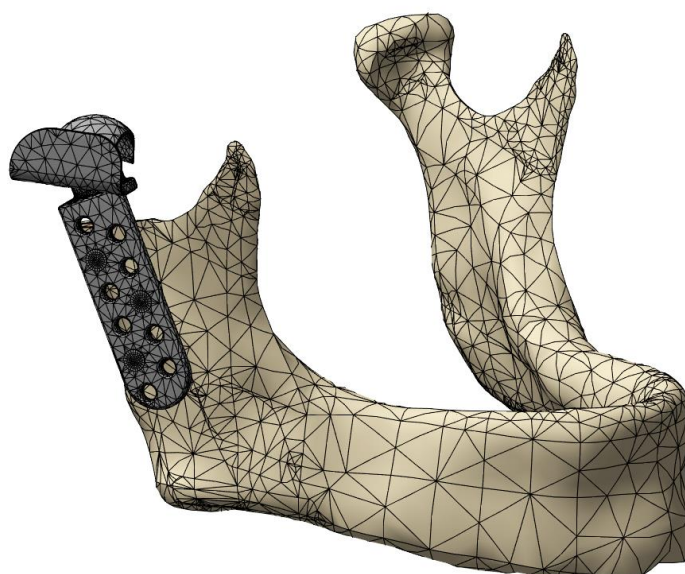
6.1.1 Diskretizace modelu

Nejprve byla vytvořena síť („mesh“), která byla automaticky vygenerována programem *ANSYS Workbench*. Objemové elementy jsou převážně tvořeny 10zlovým elementem *SOLID187*, zbylé 20uzlovým elementem *SOLID186*. Jedná se o kvadratické elementy, které jsou vhodné pro tvorbu nepravidelné sítě. Pro tvorbu kontaktních elementů byly použity kontaktní páry *CONTA174* a *TARGE170*.

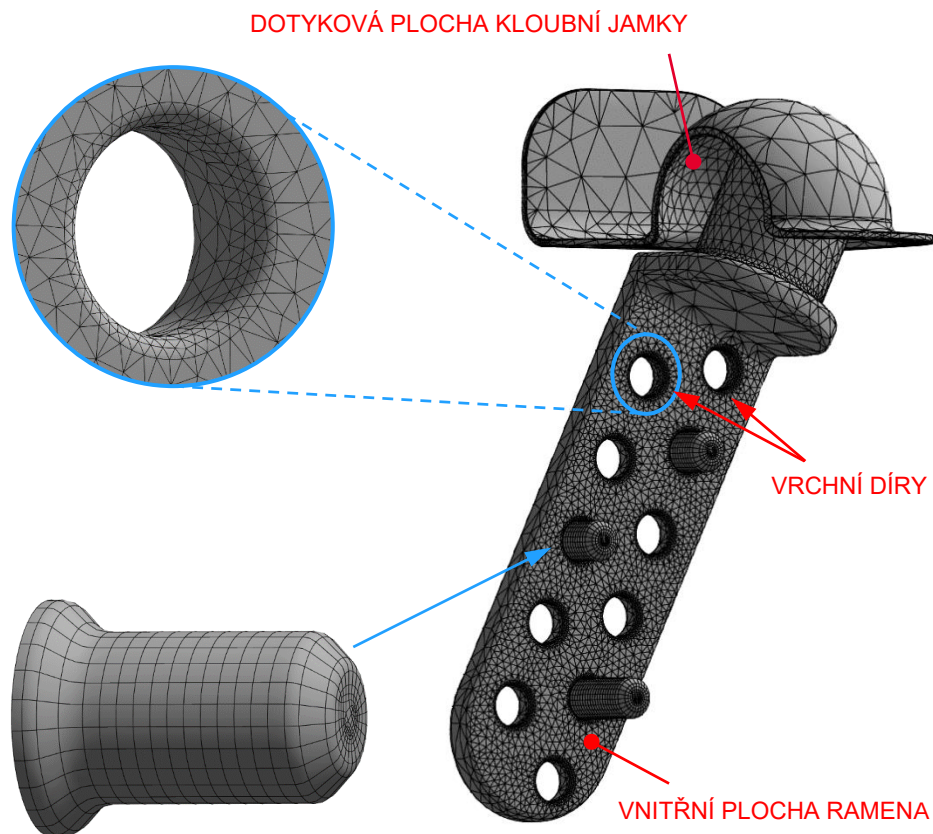
Na plochách, kde byl nastaven třecí kontakt (vyjma třecího kontaktu mezi kortikální kostí a protézou kloubní hlavice), došlo k zjemnění sítě. Síť byla také zjemňována v místech s potenciálními koncentratory napětí. Úpravy na daných entitách byly provedeny pomocí „face sizing“. Velikost elementů se pohybovala v rozmezí 0,2-1,0 mm (viz tab. 6.1). Síť modelu celkově obsahuje 122 275 uzlů, 54 677 objemových elementů a 29 659 kontaktních elementů.

Tab. 6.1: Přehled velikostí elementů pro dané entity

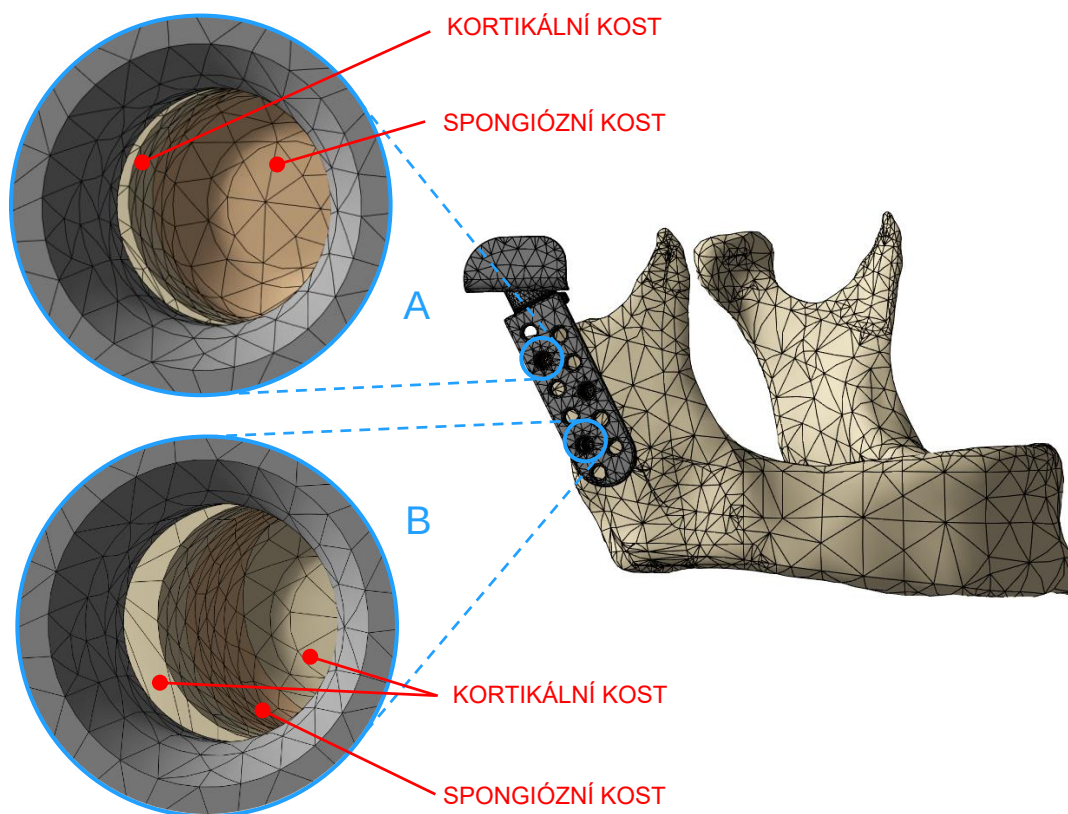
Entita	Velikost elementu [mm]
Dotyková plocha kloubní jamky	1,0
Kloubní hlavice	1,0
Zkosení děr v kontaktu se šrouby	0,5
Zkosení šroubů	0,5
Válcovité plochy šroubů	0,3
Plochy děr v dolní čelisti	0,5
Zaoblení u paty kloubní hlavice	0,4
Vnitřní plochy vrchních děr	0,5
Vnitřní plocha ramena	0,5
Zaoblení děr na vnitřní ploše ramena	0,2



Obr. 6.4: Znáznornění sítě celého modelu



Obr. 6.5: Sít TEP s detailem sítě vrchní díry a šroubu



Obr. 6.6: Detail sítě děr pro: A - šroub 1,2; B - šroub 3

6.2 Model materiálu

Pro výpočtové modelování byl zvolen homogenní, izotropní a lineárně pružný model. Model je popsán dvěma nezávislými materiálovými parametry, a to Youngovým modulem pružnosti E a Poissonovým číslem μ (viz tab. 6.2). Parametry pro kortikální a spongiózní kost jsou voleny na základě provedené rešerše. TEP a samořezné šrouby jsou ze slitiny vitallium (slitina chromu, kobaltu a molybdenu).

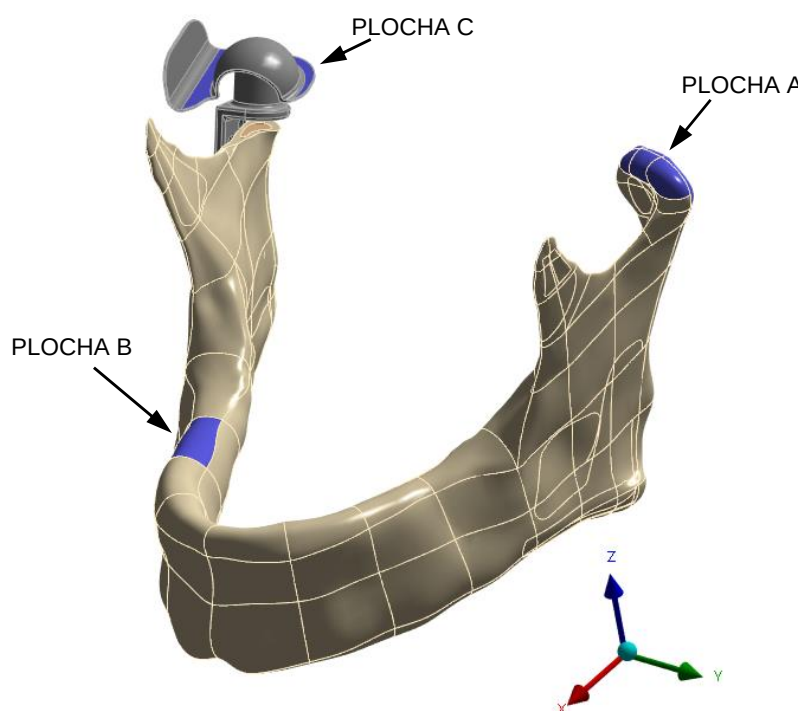
Tab. 6.2: Mechanické vlastnosti materiálů

Materiál	E [MPa]	μ [-]
Kortikální kost [21]	13 700	0,30
Spongiózní kost [21]	1 370	0,30
Vitallium [75], [76]	200 000	0,29

6.3 Model vazeb

Aby byla soustava jednoznačně vymezena v prostoru, bylo nutné zadat okrajové podmínky.

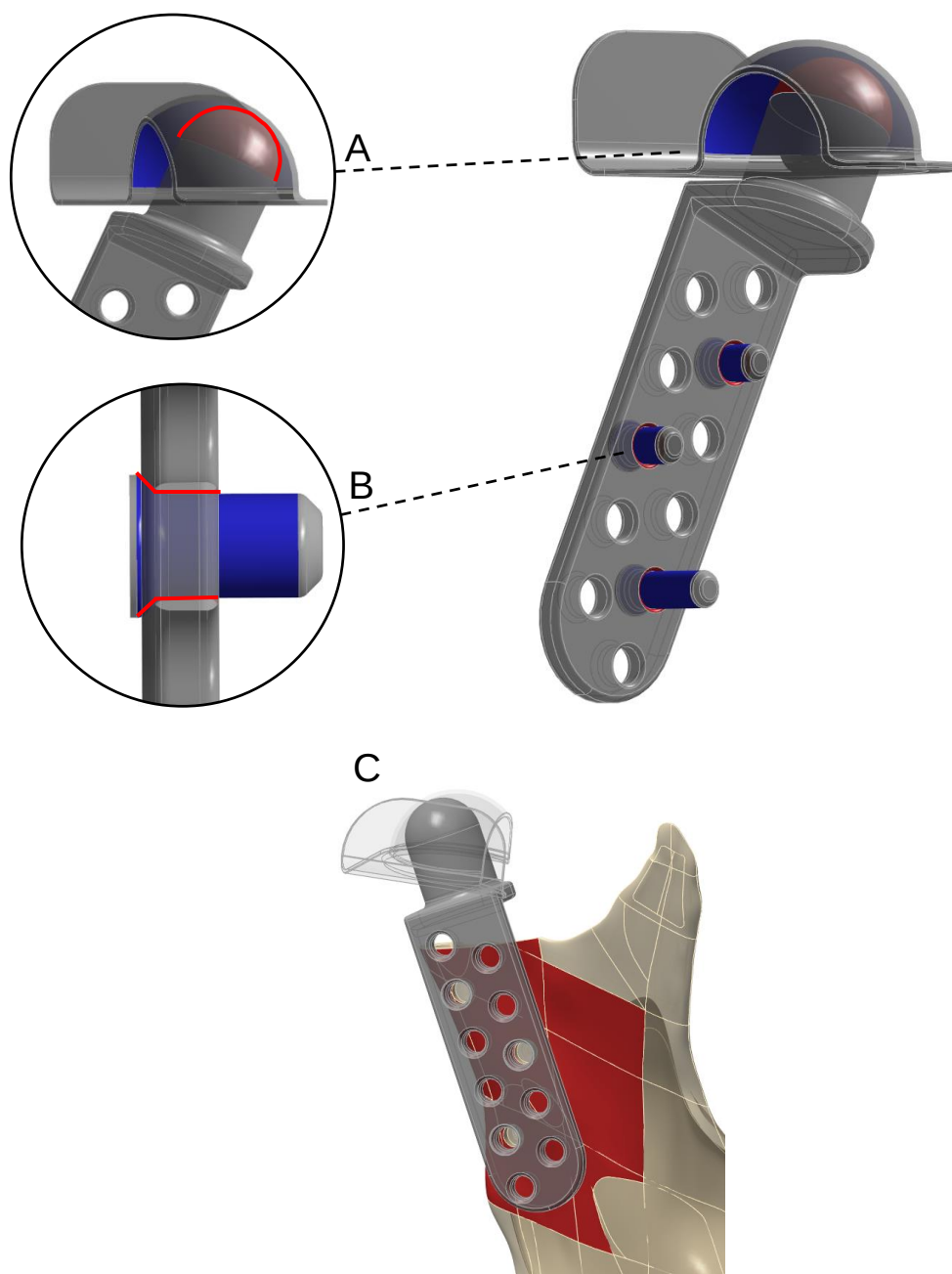
Řešená soustava byla analyzována pro jednostranný skus dolní čelisti na pravé moláry. Proto došlo k zamezení posuvů a natočení ve všech směrech na ploše kloubní hlavici (plocha A), na ploše pravých stoliček (plocha B) a na ploše kloubní jamky (plocha C).



Obr. 6.7: Znáznornění jednotlivých okrajových podmínek

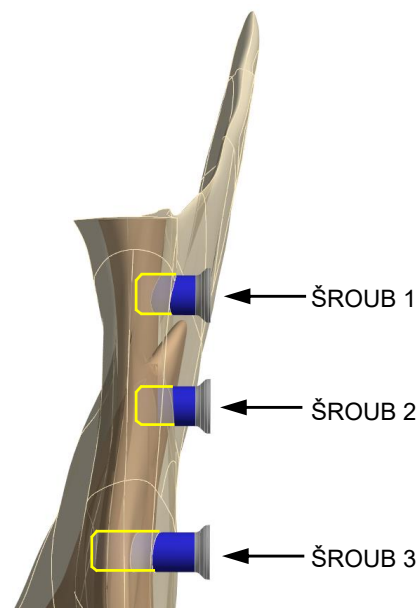
Šrouby a kostní tkáň (kortikála a spongióza) byly spojeny, respektive slepeny („bonded“) – viz obr. 6.9 na následující straně. Šroub 1 a 2 byl zaveden unikortikálně, šroub 3 bikortikálně.

V místě aplikace TEP byl přiřazen třecí kontakt („frictional“) na vnitřní plochu ramene protézy kloubní hlavice a plochu kortikální kosti s koeficientem tření 0,3 [77]. Dále byly nastaveny třecí kontakty s koeficientem tření 0,25 [78] na plochách děr protézy kloubní hlavice (určené pro závitorezné šrouby) a na artikulační ploše TEP. Kontakty jsou znázorněny na obr. 6.8.



Obr. 6.8: Znázornění třecích kontaktů (označeny červeně)

A - detail třecího kontaktu na artikulační ploše; B – detail třecího kontaktu mezi šrouby a protézou kloubní hlavice; C – třecí kontakt kortikály a vnitřní plochy ramena



Obr. 6.9: Lepené spojení šroubů a kostní tkáně (označeno žlutě)

6.4 Model zatížení

Soustava byla zatěžována za pomoci žvýkacích sil, které působí při jednostranném skusu dolní čelisti na pravé moláry. K úponům jednotlivých svalů, které jsou na obou stranách dolní čelisti zcela totožné, byly přiřazeny vektory žvýkacích sil. Hodnoty sil žvýkacích svalů se určují pomocí následujících tří metod.

- **Metoda příčných průřezů**

Tato metoda spočívá ve změření příčných průřezů S u jednotlivých svalů (např. pomocí CT snímků). Následně s využitím vztahu dle rovnice (6.1)

$$F_i = K \times S_i, \quad [N] \quad (6.1)$$

kde $K = 37 \text{ N/cm}^2$ [79], se vypočítají síly F k jednotlivým svalům [35]. Tato metoda byla použita např. ve studiích [37], [38], [39].

- **Metoda EMG**

U této metody se jednotlivé velikosti žvýkacích sil určují ze signálu EMG (elektromyografů). Při měření signálů (za pomoci povrchových elektrod) u svalů *m. masseter* a *m. temporalis* se dosahuje relativně přesných hodnot, oproti tomu měření signálů vnitřních svalů *m. pterygoideus lateralis* a *medialis* je velmi obtížné a nepřesné. [35]

- **Optimalizační metoda**

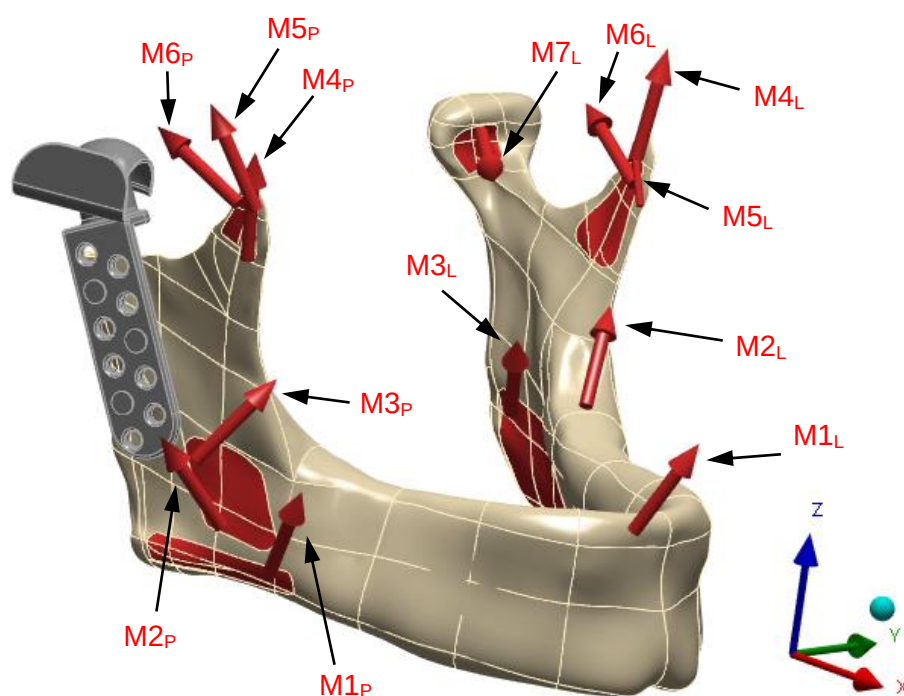
Tuto metodu lze využít jako např. minimalizaci optimalizačních funkcí, kde se požaduje minimální svalové působení, stykové síly v kloubech, svalové napětí atd. Tato metoda je založena na sestavení různých okrajových podmínek [80], [36]. Při sestavování optimalizační metody je nejpřesnější metodou kombinace příčných průřezů se signály EMG [81], [82].

Touto problematikou se zabýval ve své studii Koriath *et al.* [36], kde byly určeny síly pro jednotlivé části a hlavy svalů pomocí optimalizační metody¹⁶. Z této studie byly převzaty hodnoty směrů a velikosti žvýkacích sil určené pro jednostranný skus dolní čelisti na pravé moláry, které byly následně použity při zatížení (viz obr. 6.10). Zjištěné hodnoty jsou uvedeny v tab. 6.3. Jednotlivé složky sil jsou brány ke dříve zvolenému souřadnému systému (viz obr. 2.7).

Tab. 6.3: Složky žvýkacích sil pro pravou i levou stranu dolní čelisti [36]

Sval	Levá strana			Pravá strana		
	F_x	F_y	F_z	F_x	F_y	F_z
[N]						
M1	47,87	23,65	100,99	57,44	-28,38	121,19
M2	-17,53	26,73	37,11	-21,03	-32,08	44,53
M3	39,12	-50,97	82,96	54,77	71,36	116,14
M4	4,03	13,65	90,54	5,07	-17,19	113,96
M5	-32,03	14,22	53,61	-31,55	-14,01	52,81
M6	-25,21	6,13	13,98	-38,14	-9,28	21,14
M7 ¹	32,92	-27,40	-7,57	-	-	-

M1 - povrchový m. masseter; M2 - hluboký m. masseter; M3 - m. pterygoideus medialis; M4 - přední m. temporalis; M5 - střední m. temporalis; M6 - zadní m. temporalis; M7 - dolní m. pterygoideus lateralis; 1 – na pravé straně dolní čelisti je z důvodu náhrady TMK tento sval odstraněn



Obr. 6.10: Znázornění modelu zatížení: dolní index P – pravá strana; dolní index L – levá strana

¹⁶ Jako optimalizační metoda byla použita kombinace metody příčných průřezů se signály EMG.

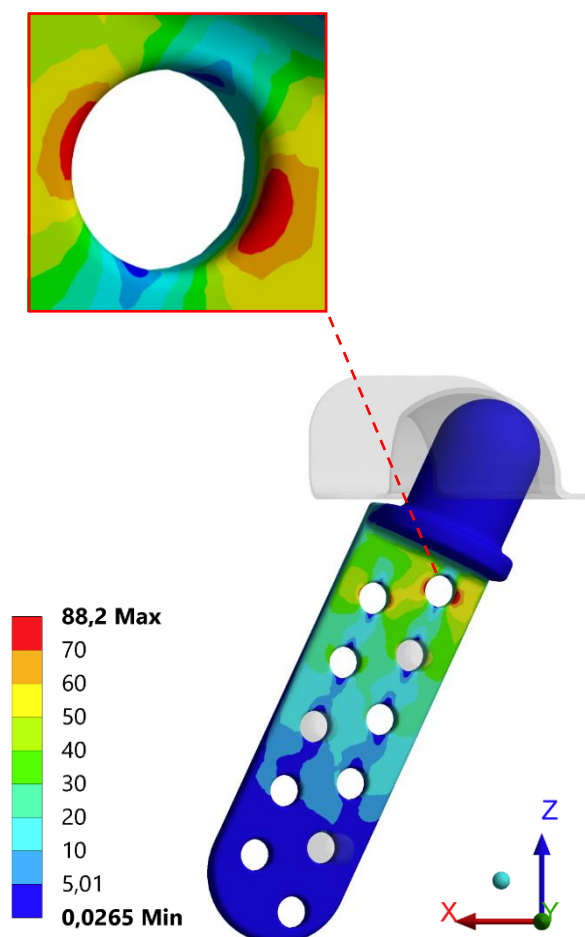
7 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Řešená soustava byla analyzována pro jednostranný skus dolní čelisti na pravé moláry. Byly vyhodnoceny redukované napětí TEP a šroubů, redukované přetvoření kostní tkáně a deformace (celková a ve směru osy x, y, z) celé soustavy.

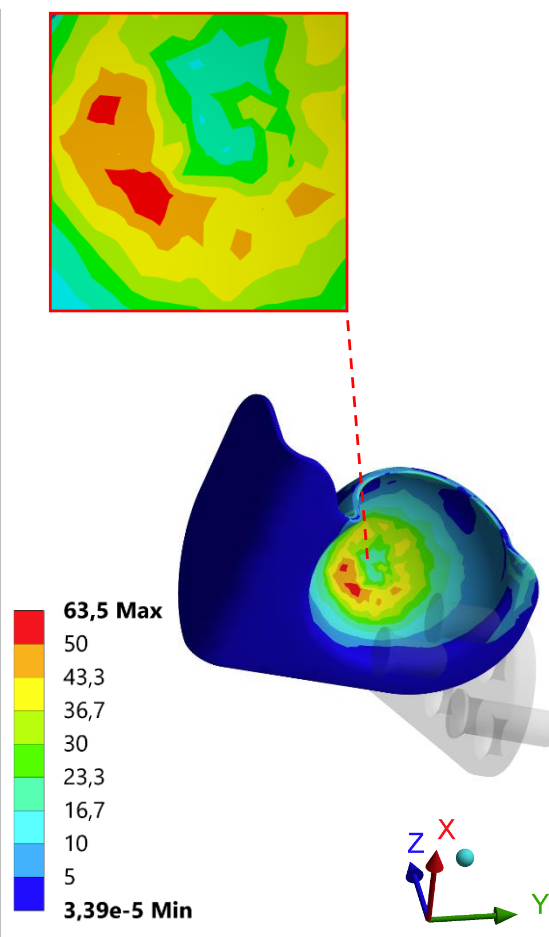
7.1 Redukované napětí TEP a šroubů

U TEP a jednotlivých šroubů bylo vyhodnoceno redukované napětí dle podmínky HMM. Aby nedošlo k mezní stavu pružnosti, nesmí maxima napětí překročit hodnotu meze kluzu **Re**. Všechny vyhodnocované části jsou ze slitiny vitallium, která má hodnotu meze kluzu **Re** = 450 MPa [76].

U protézy kloubní hlavice bylo vypočteno maximální napětí o hodnotě 88,2 MPa, a to v místě zaoblení vrchní díry na vnitřní ploše ramene (viz obr. 7.1). Nejvyšší koncentrace napětí protézy kloubní jamky byla na artikulární ploše, a to 63,5 MPa (viz obr. 7.2).

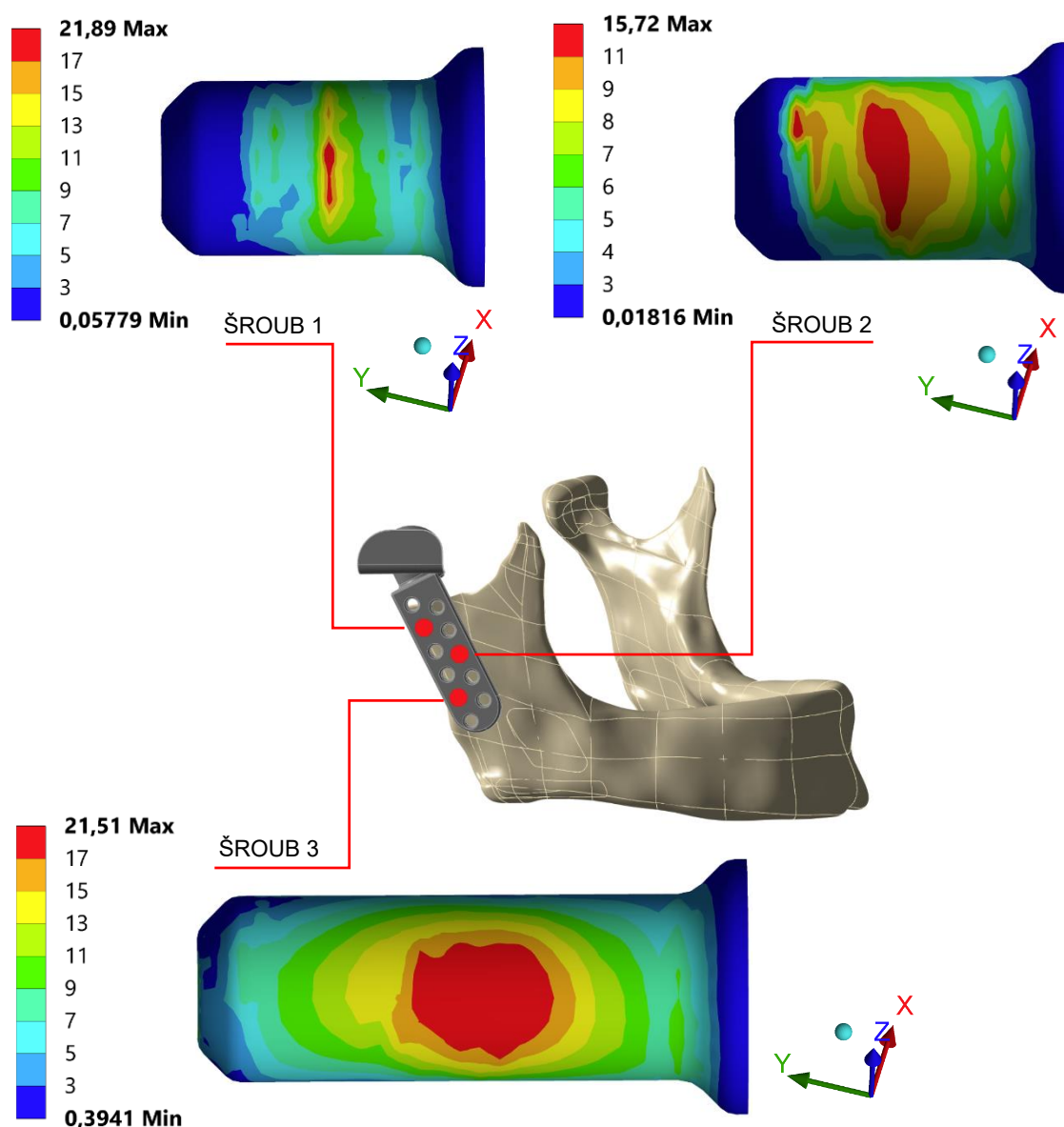


Obr. 7.1: Redukované napětí HMM [MPa] protézy kloubní hlavice



Obr. 7.2: Redukované napětí HMM [MPa] protézy kloubní jamky

U šroubů byla vypočteno nejvyšší napětí o hodnotě 21,89 MPa (viz obr. 7.3). Tato hodnota se nacházela u nejvýše zavedeného šroubu 1, a to v kontaktu s protézou kloubní hlavice. Výsledné hodnoty jsou jen orientační, protože výpočet byl proveden na zjednodušeném modelu.



Obr. 7.3: Redukované napětí HMH [MPa] jednotlivých šroubů

Je důležité podotknout, že na šroubu 3 byla maximální hodnota napětí přibližná jako u šroubu 1. Lze konstatovat, že šrouby na levé straně ramena protézy kloubní hlavice jsou vystavovány vyššímu napětí.

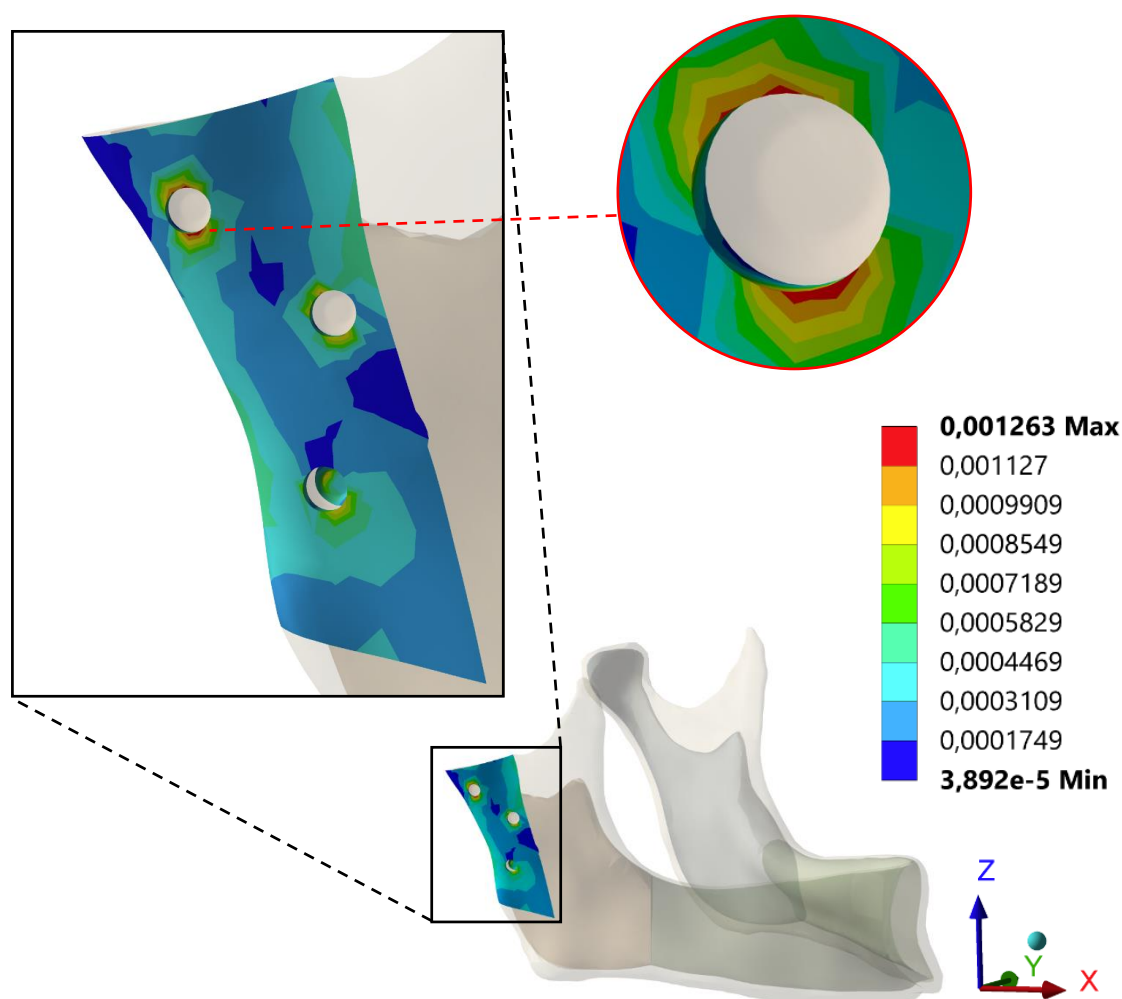
Dle vypočtených hodnot redukovaného napětí HMH nedošlo u žádné komponenty TEP a jednotlivých šroubů k meznímu stavu pružnosti, neboť maxima napětí nedosahují hodnoty meze kluzu. Napětí u TEP je možné snížit změnou konstrukce protézy kloubní hlavice, a to odstraněním vrchních děr pro šrouby. Napětí ve šroubech lze snížit zvýšením počtu vložených šroubů.

7.2 Redukované přetvoření kostní tkáně

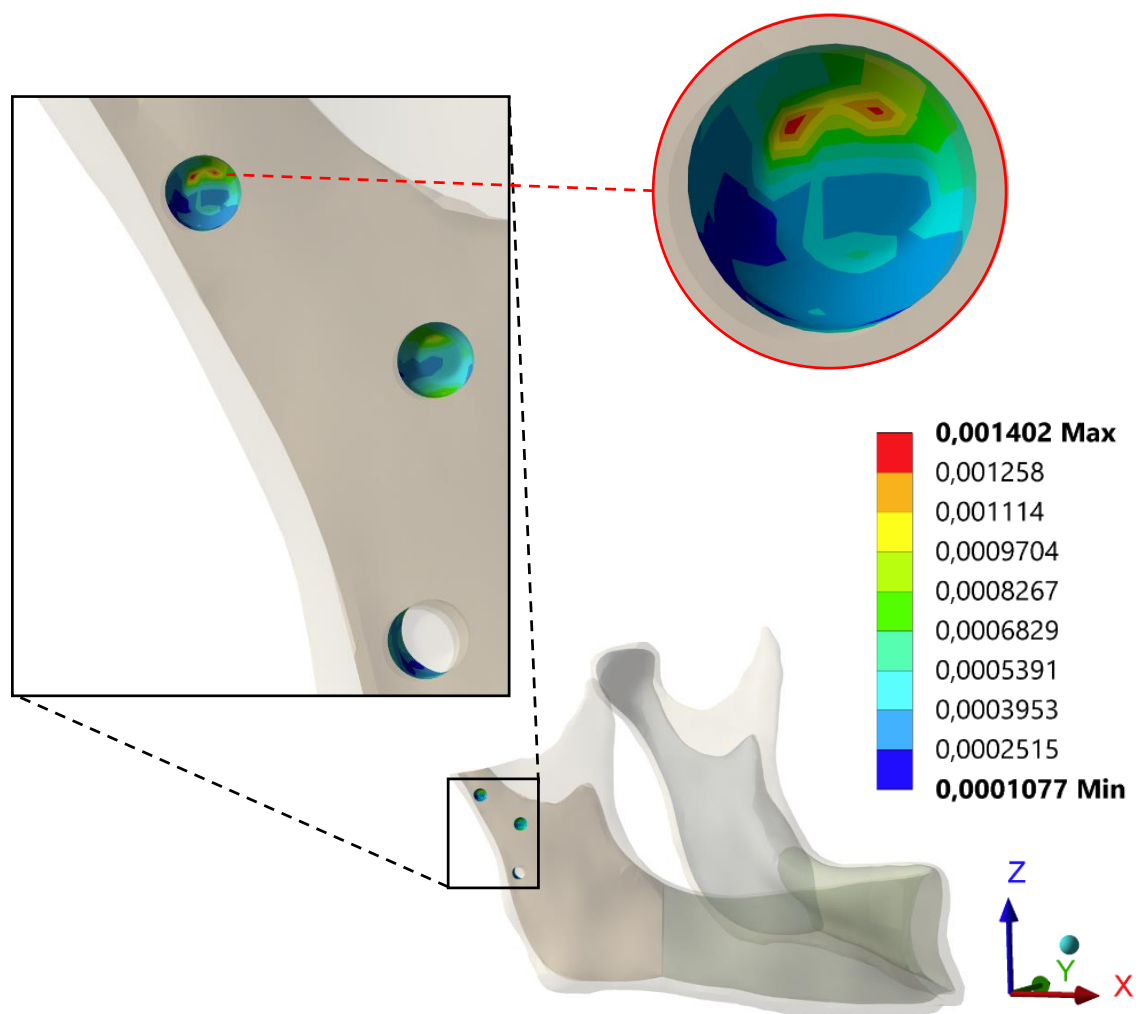
K analýze přetvoření lze vycházet z Wolffova zákona, dle kterého kostní tkáň mění svoji strukturu a tvar v závislosti na vnějším zatížení. Toto tvrzení jako první experimentálně potvrdil profesor Harold Frost (mechanostat hypotéza). Tato hypotéza pojednává o čtyřech stádiích kosti, ve kterých se nachází během působení vnějšího zatížení. [83], [84]

- V prvním stádiu (0-50 $\mu\epsilon$) je kost minimálně zatěžována. Dochází ke snížení hustoty kosti a k jejímu odbourávání (resorpci)
- V druhém stádiu (50-1500 $\mu\epsilon$) probíhá pouze remodelace kosti, jedná se o tzv. zdravý stav (rovnováha kosti)
- Ve třetím stádiu (1500-3000 $\mu\epsilon$), kdy je kost mírně zatěžována, nastává remodelace a tvorba kostní tkáně
- Ve čtvrtém stádiu (3000-25000 $\mu\epsilon$) je kost patologicky přetěžována. Dochází k prudkému nárůstu kostní hmoty vedoucí až k lomu kosti

Analýza kostní tkáně byla provedena na základě Frostovy hypotézy. Redukované přetvoření HMH byly vyhodnocovány v místě lepeného spoje mezi kostní tkání a šrouby a v oblasti třetího kontaktu mezi protézou kloubní hlavičky a kortikální kostí. Vypočtené maximální přetvoření HMH kortikální kosti bylo 1263 $\mu\epsilon$ (viz obr. 7.4) a spongiózní kosti 1402 $\mu\epsilon$ (viz obr. 7.5 na následující straně). Maximální hodnoty přetvoření u obou kostí se nacházejí v oblasti vloženého šroubu 1.



Obr. 7.4: Redukované přetvoření HMH [-] kortikální kosti



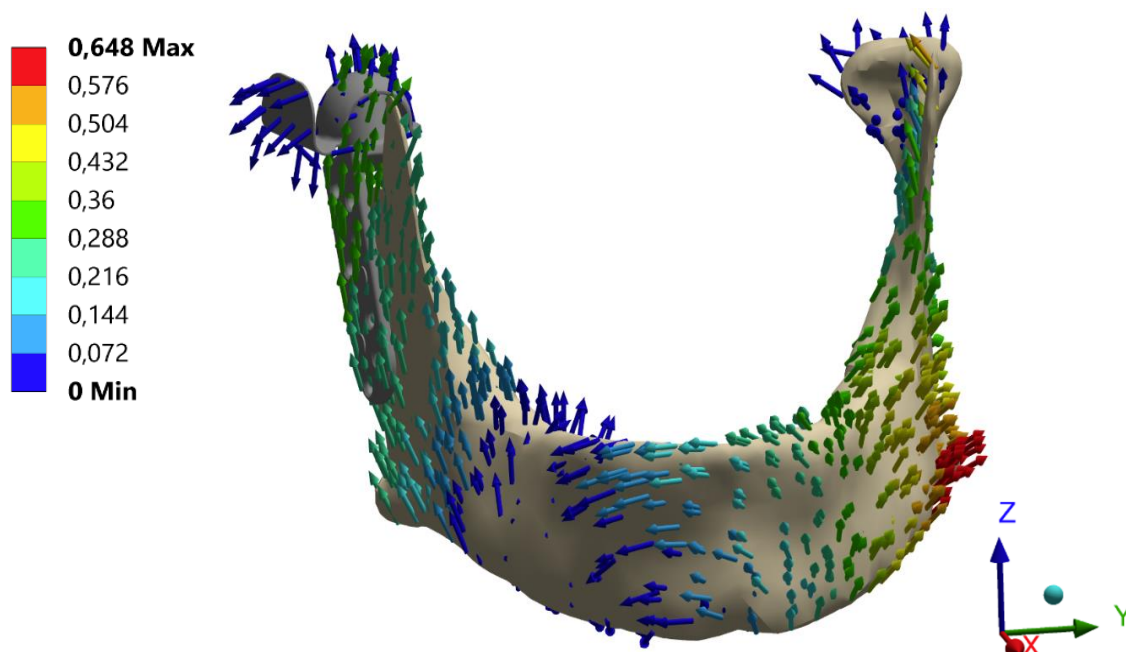
Obr. 7.5: Redukované přetvoření HMM $[-]$ spongiózní kosti

Na základě vypočtených hodnot redukovaného přetvoření HMM lze konstatovat, že u kostní tkáně nedošlo (dle Frostovy hypotézy) při statickém zatížení k jejímu poškození, neboť maximální hodnoty nepřekročili kritickou hodnotu $25000 \mu\epsilon$.

7.3 Deformace celé soustavy

Jako poslední byla provedena analýza celkové deformace a posuvů ve směru osy x, y, z.

Celková deformace je třináásobně zvětšena oproti skutečnému stavu (viz obr. 7.6). Maximální hodnota celkové deformace je 0,648 mm a nachází se na levé straně dolní čelisti, přesněji na spodním okraji těla a úhlu dolní čelisti (*corpus et angulus mandibulae*).



Obr. 7.6: Celková deformace [mm]

Dále byly vyhodnoceny posuvy ve všech směrech (viz tab. 7.1). Z tabulky je zřejmé, že nejvyšších hodnot nabývají posuvy ve směru osy x, naopak nejnižších ve směru osy y.

Tab. 7.1: Přehled hodnot posuvů ve směru osy x, y, z

U_x [mm]	U_y [mm]	U_z [mm]
0,451	0,374	0,401

Z vypočtených hodnot vyplývá, že řešená soustava se při daném zatěžování a daných okrajových podmínkách nejvíce deformuje ve směru osy x.

ZÁVĚR

U TEP proběhla od roku 1974 řada klinických studií, které napomohly ke zlepšení a vývoji těchto implantátů. Klíčovým faktorem ovlivňující úspěšnost aplikace TEP je především zvolený materiál, který musí splňovat řadu požadavků. Mezi nejdůležitější patří biokompatibilita, dostatečná mechanická odolnost a životnost vyšší jak 20 let. V klinické praxi je prokázáno, že při nedodržení těchto podmínek může nastat řada problému jako je např. bakteriální kontaminace, fraktura TEP a opotřebení či koroze materiálu.

Na základě provedené rešerše lze konstatovat, že v současnosti je rekonstrukce TMK pomocí TEP vhodnou metodou pro obnovení funkčnosti dolní čelisti a zlepšení kvality života pacienta. Ovšem je vždy nutné při náhradě TMK zvážit, zda u daného pacienta není vhodnější možností konzervativní či miniinvazivní léčba.

TMK je součástí žvýkací soustavy a při jeho léčbě pomocí TEP jsou nezbytné znalosti týkající se jeho anatomie a biomechaniky. V práci byla provedena podrobná rešerše z oblasti řešené soustavy, ve které byla uvedena základní anatomie TMK, dolní čelisti a žvýkacích svalů. Dále byly zjištěny mechanické vlastnosti kortikální a spongiózní kosti a byly uvedeny směry a velikosti žvýkacích sil. Naměřené hodnoty se v odborné literatuře dosti liší, a to především z důvodu odlišnosti použitých metod při měření a různorodosti anatomie měřených vzorků.

V poslední části práce byla provedena deformačně napěťová analýza řešené soustavy skládající se z TEP, 3 šroubů a dolní čelisti. Řešení bylo provedeno pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků v programu ANSYS WorkBench. Pro dané zatížení a okrajové podmínky lze na základě vypočtených hodnot konstatovat, že u TEP a jednotlivých šroubů nedošlo k meznímu stavu pružnosti a u kostní tkáně nedošlo dle Frostovy hypotézy k jejímu poškození. Je nutno podotknout, že soustava byla zatěžována staticky a při změně charakteru zatěžování se vypočtené hodnoty budou lišit.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] MACHOŇ, Vladimír. *Léčba onemocnění čelistního kloubu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 88 s. ISBN 9788024723945.
- [2] INGAWALÉ, Shirish a Tarun GOSWAMI. Temporomandibular joint: Disorders, treatments, and biomechanics. *Annals of Biomedical Engineering*. Boston: Springer US, 2009, **37**(5), 976-996 [cit. 2016-04-10]. ISSN 00906964.
- [3] QUINN, P. Alloplastic reconstruction of the temporomandibular joint. *Selected Readings in Oral and Maxillofacial Surgery*. 1999, **7**(5), 1-23.
- [4] MERCURI, Louis. Alloplastic temporomandibular joint reconstruction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* [online]. 1998, **85**(6), 631-637 [cit. 2016-04-15]. ISSN 10792104. Dostupné z: DOI:10.1016/S1079-2104(98)90028-2
- [5] CARNOCHAN, J.. Mobilizing a patient's ankylosed jaw by placing a block of wood between the raw bony surfaces after resection. *Archiv de Medicin*. 1860, 284-286.
- [6] RISDON, F. Ankylosis of the temporomandibular joint. *Journal of the American Dental Association*. 1934, **21**(11), 1933-1937.
- [7] EGGERS, G.. Arthroplasty of the temporomandibular joint in children with interposition of tantalum foil. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1946, **28**, 603-606.
- [8] GOODSSELL, J.. Tantalum in temporomandibular joint arthroplasty: Report of a case. *Journal of Oral Surgery*. 1947, **5**, 41.
- [9] ROBINSON, M. Temporomandibular ankylosis corrected by creating a false stainless steel fossa. *Journal of the California Dental Association*. 1960, **28**, 186-189.
- [10] CHRISTENSEN, RW. The correction of mandibular ankylosis by arthroplasty and insertion of a cast vitallium glenoid fossa. *The American Journal of Orthopedics*. 1963, **48**, 16-24.
- [11] KIEHN, C., J. DES PREZ a C. CONVERSE A new procedure for total temporomandibular joint replacement. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 1974, **53**(2), 221-226.
- [12] QUINN, Peter a Eric GRANQUIST *Atlas of Temporomandibular Joint Surgery*. 2. Ames (Iowa): Willey, 2015. ISBN 9781119949855.
- [13] QUINN, Peter. *Color atlas of temporomandibular joint surgery*. St. Louis: Mosby, 1998, 254 s. ISBN 0815145403.
- [14] GERBINO, Giovanni, Emanuele ZAVATTERO, Sid BERRONE a Guglielmo RAMIERI. One stage treatment of temporomandibular joint complete bony ankylosis using total joint replacement. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2016, **44**(4), [cit. 2016-02-16]. ISSN 10105182. Dostupné z:1016/j.jcms.2016.01.003
- [15] KLEPÁČEK, Ivo a Jiří MAZÁNEK. *Klinická anatomie ve stomatologii*. 1. vyd. Praha: Grada, 2001, 331 s. ISBN 8071697702.
- [16] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 8071699705.
- [17] ŠEDÝ, Jiří a René FOLTÁN. *Klinická anatomie zubů a čelistí*. 1. vyd. Praha: Triton, 2009, 175 s., [16] s. obr. příl. ISBN 9788073873127.
- [18] KOLEKTIV AUTORŮ, . *Lidské tělo: Srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu*. 3. vyd. Praha: Cesty, 1996, 336 s. ISBN 8071810932.
- [19] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém, 1. díl*. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 1996, 2 sv. ISBN 80-01-01452-5.

- [20] APICELLA, A., E. MASI, L. NICOLAIS, F. ZARONE, N. DE ROSA a G. VALLETTA A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1998, **9**(4), 191-196. ISSN 09574530.
- [21] BRATU, Emanuel a Marius STEIGMANN. Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen. *Implantologie Journal*. 2003, (7), 47-49.
- [22] CARTER, D. a D. SPENGLER Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 135. 1978, **135**, 733-741.
- [23] CLASON, Christian, Andreas HINZ a Heinrich SCHIEFERSTEIN. A Method for Material Parameter Determination for the Human Mandible Based on Simulation and Experiment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. Taylor, 2004, **7**(5), 265-276 [cit. 2016-03-18]. ISSN 10255842. Dostupné z: DOI:10.1080/10255840412331313590
- [24] GEI, Massimiliano, Francesco GENNA a Davide BIGONI. An Interface Model for the Periodontal Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2002, **124**(5), 538-546. ISSN 01480731.
- [25] JONES, M, J HICKMAN, J MIDDLETON, J KNOX a C VOLP. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics*. Oxford: Maney Publishing, 2001, **28**(1), 29. ISSN 14653125.
- [26] KOBER, Cornelia, Bodo ERDMANN, Jens LANG, Robert SADER a Hans-florian ZEILHOFER. Adaptive finite element simulation of the human mandible using a new physiological model of the masticatory muscles. *PAMM* [online]. Berlin: WILEY-VCH Verlag, 2004, **4**(1), 332-333 [cit. 2016-03-18]. ISSN 16177061. Dostupné z: DOI:10.1002/pamm.200410147
- [27] LIN, Chun-Li, Yu-Chan KUO a Ting-Sheng LIN. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: A 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2005, **17**(01), 44-49 [cit. 2016-03-18]. ISSN 10162372.
- [28] TANAKA, Eiji, Kazuo TANNE a Mamoru SAKUDA. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1994, **16**(4), 316-322 [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: DOI:10.1016/1350-4533(94)90058-2
- [29] TANNE, K, S YOSHIDA, T KAWATA, A SASAKI, J KNOX a M JONES. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics*. 1998, **25**(2), 109-115. ISSN 0301228x.
- [30] SCHWARTZ-DABNEY, C. a P. DECHOW Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. New York: Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, 2003, **120**(3), 252-277 [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: DOI:10.1002/ajpa.10121
- [31] FUKASE, Hitoshi. Functional significance of bone distribution in the human mandibular symphysis. *Anthropological Science* [online]. 2007, **115**(1), 55-62 [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: DOI: 10.1537/ase.060329.
- [32] ARDAKANI, Fatemeh a Nasim NIAFAR. Evaluation of changes in the mandibular angular cortex using panoramic images. *J Contemp Dent Pract*. 2004, **5**(3), 1-15.
- [33] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. : il. ISBN 9788024732404.
- [34] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2006, 430 s. ISBN 802471017x.
- [35] MAY, Brian, Subrata SAHA a Matthew SALTZMAN. A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. *Clinical Biomechanics* [online]. 2001, **16**(6), 489-495 [cit. 2016-02-21]. Dostupné z: DOI:10.1016/S0268-0033(01)00037-7

- [36] KORIOH, T.W.P. a A.G. HANNAM Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *Journal of Dental Research* [online]. 1994, **73**(1), 56-66 [cit. 2016-02-21]. ISSN 00220345. Dostupné z: DOI:10.1177/00220345940730010801
- [37] PRUIM, G.J., H.J. DE JONGH a J.J. TEN BOSCH Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *Journal of Biomechanics* [online]. 1980, **13**(9), 755-763 [cit. 2016-02-21]. ISSN 00219290. Dostupné z: DOI:10.1016/0021-9290(80)90237-7
- [38] SCHUMACHER, Gert-Horst. *Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur*. Jena: VEB Gustav Fischer Verlag, 1961.
- [39] BEN-NISSAN, Besim. *Three Dimensional Modelling and Finite Element Distortion Analysis of the Mandible*. University of New South Wales, 1987.
- [40] VACEK, Mojmír a Jiří BITTNER. *Gnatologie*. 1 vyd. Praha: Avicenum, 1986, 175 s.
- [41] LEEUW, Reny. AMERICAN ACADEMY OF OROFACIAL PAIN. *Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management*. Chicago: Quintessence, 2008. ISBN 9780867154139.
- [42] MILORO, Michael, G. GHALI, Peter LARSEN a Peter WAITE. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. 1. vyd. London: BC Decker, 2004. ISBN 1550092340.
- [43] MAZÁNEK, Jiří. *Stomatologie, minimum pro praxi*. 1. vyd. Praha: TRITON, 1999, 163 s. ISBN 80-7254-032-7.
- [44] PARK, Jinkyu, Eugene KELLER a Kevin REID. Surgical management of advanced degenerative arthritis of temporomandibular joint with metal fossa-eminence hemijoint replacement prosthesis: An 8-year retrospective pilot study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2004, **62**(3), 320-328 [cit. 2016]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/j.joms.2003.08.016
- [45] JONES, Robert Temporomandibular joint reconstruction with total alloplastic joint replacement. *Australian Dental Journal* [online]. 2011, **56**(1), 85-91 [cit. 2016-04-15]. ISSN 00450421. Dostupné z: DOI:10.1111/j.1834-7819.2010.01288.x
- [46] QUINN, P. Lorenz prosthesis. *Oral & Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. 2000, **12**(1), 93-104.
- [47] DRIEMEL, O., S. BRAUN, U.D.A. MÜLLER-RICHTER, M. BEHR, T.E. REICHERT, M. KUNKEL a R. REICH Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2009, **38**(9), 909-920 [cit. 2016-04-29]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1016/j.ijom.2009.01.022
- [48] WOLFORD, L. a P. MEHRA Custom-made total joint prostheses for temporomandibular joint reconstruction. *Proceedings (Baylor University. Medical Center)*. 2000, **13**(2), 135-138.
- [49] MILAM, Stephen. Failed implants and multiple operations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* [online]. 1997, **83**(1), 156-162 [cit. 2016-04-23]. ISSN 10792104. Dostupné z: DOI:10.1016/S1079-2104(97)90107-4
- [50] VAN LOON, J.-P., L.G.M. DE BONT, B. STEGENGA, F.K.L. SPIJKERVET a G.J. VERKERKE Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2002, **31**(1), 44-52 [cit. 2016-04-23]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1054/ijom.2001.0175
- [51] VAN LOON, Jan-Paul, Lambert DE BONT a Geert BOERING. Evaluation of temporomandibular joint prostheses. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 1995, **53**(9), 984-996 [cit. 2016-05-13]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/0278-2391(95)90110-8
- [52] FERREIRA, Joao, Ching-Chang KO, Sandra MYERS, James SWIFT a James FRICTON Evaluation of Surgically Retrieved Temporomandibular Joint Alloplastic Implants: Pilot Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2008, **66**(6), 1112-1124 [cit. 2016-05-13]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/j.joms.2007.09.013

- [53] KURTZ, Steven *The UHMWPE handbook: ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacement*. 1. vyd. Boston: Academic Press, 2004. ISBN 0124298516.
- [54] SINGH, Raghuvir a Narendra DAHOTRE. Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. *Journal of materials science. Materials in medicine* [online]. 2007, **18**(5), 725-751 [cit. 2016-05-13]. ISSN 09574530.
- [55] GEETHA, M., A.K. SINGH, R. ASOKAMANI a A.K. GOGIA Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science* [online]. 2009, **54**(3), 397-425 [cit. 2016-05-13]. ISSN 00796425. Dostupné z: DOI:10.1016/j.pmatsci.2008.06.004
- [56] NIINOMI, Mitsuo, Masaaki NAKAI a Junko HIEDA. Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia* [online]. 2012, **8**(11), 3888-3903 [cit. 2016-05-13]. ISSN 17427061. Dostupné z: DOI:10.1016/j.actbio.2012.06.037
- [57] NIINOMI, Mitsuo. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A* [online]. 2002, **33**(3), 477-486 [cit. 2016-05-13]. ISSN 10735623. Dostupné z: DOI:10.1007/s11661-002-0109-2
- [58] RACK, H.J. a J.I. QAZI Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2006, **26**(8), 1269-1277 [cit. 2016-05-13]. ISSN 09284931. Dostupné z: DOI:10.1016/j.msec.2005.08.032
- [59] SANOVICH, R., U. MEHTA, S. ABRAMOWICZ, C. WIDMER a M.F. DOLWICK Total alloplastic temporomandibular joint reconstruction using Biomet stock prostheses: the University of Florida experience. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, **43**(9), 1091-1095 [cit. 2016-05-25]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1016/j.ijom.2014.04.008
- [60] GUARDA-NARDINI, L., D. MANFREDINI a G. FERRONATO Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2008, **37**(2), 103-110 [cit. 2016-05-25]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1016/j.ijom.2007.09.175
- [61] HUANG, Heng-Li, Kuo-Chih SU, Lih-Jyh FUH, Michael CHEN, Jay WU, Ming-Tzu TSAI a Jui-Ting HSU. Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2015, **43**(7), 1194-1201 [cit. 2016-02-12]. ISSN 10105182. Dostupné z: DOI:10.1016/j.jcms.2015.04.016
- [62] AXIOM TECH [online]. 2012 [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <http://www.axiomtech.cz/25764n-totalni-nahrada-celistniho-kloubu-medin-orthopaedics>
- [63] CHASE, Donald, John-Wallace HUDSON, David GERARD, Robert RUSSELL, Keith CHAMBERS, James CURRY, James LATTI a Robert CHRISTENSEN The Christensen prosthesis: A retrospective clinical study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1995, **80**(3), 273-278. ISSN 10792104.
- [64] RAMOS, António a Mesnard MESNARD. Christensen vs Biomet Microfixation alloplastic TMJ implant: Are there improvements? A numerical study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2015, **43**(8), 1398-1403 [cit. 2016-05-14]. ISSN 10105182. Dostupné z: DOI:10.1016/j.jcms.2015.07.009
- [65] HENRY, Charles a Larry WOLFORD Treatment outcomes for temporomandibular joint reconstruction after Proplast-Teflon implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 1993, **51**(4), 352-358 [cit. 2016-04-18]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/S0278-2391(10)80343-X
- [66] MORGAN, Douglas Development of alloplastic materials for temporomandibular joint prosthesis: A historical perspective with clinical illustrations. *The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice* [online]. 1992, **10**(3), 192-204 [cit. 2016-04-18]. ISSN 08869634. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/08869634.1992.11677910>

- [67] LIPPINCOTT, A., D. CHASE a R. CHRISTENSEN Alternative total TMJ arthroplasty: Metal-on-metal for longevity in implant survivorship and patient satisfaction. *Surgical Technology International*. 1998, **8**, 425-435.
- [68] WOLFORD, Larry, Douglas DINGWERTH, Reena TALWAR a Marcos PITTA Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2003, **61**(6), 685-690 [cit. 2016-04-30]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1053/joms.2003.50112
- [69] Unites States Food and Drug Administration.: W. Lorenz total TMJ replacement system—patient information [online]. 2008 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: http://www.fda.gov/ohrms/dockets/ac/02/briefing/3889b1_TMJ%20Patient%20Information%20final.pdf
- [70] WESTERMARK, A. Total reconstruction of the temporomandibular joint. Up to 8 years of follow-up of patients treated with Biomet® total joint prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2010, **39**(10), 951-955 [cit. 2016-05-19]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1016/j.ijom.2010.05.010
- [71] WOLFORD, L.M., M.C. PITTA, O. REICHE-FISCHEL a P.F. FRANCO TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2003, **32**(3), 268-274 [cit. 2016-04-30]. Dostupné z: DOI:10.1054/ijom.2002.0350
- [72] MERCURI, Louis, Naushad EDIBAM a Anita GIOBBIE-HURDER. Fourteen-Year Follow-Up of a Patient-Fitted Total Temporomandibular Joint Reconstruction System. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2007, **65**(6), 1140-1148 [cit. 2016-04-30]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/j.joms.2006.10.006
- [73] MERCURI, Louis, Larry WOLFORD, Bruce SANDERS, R.Dean WHITE a Anita GIOBBIE-HURDER. Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2002, **60**(12), 1440-1448 [cit. 2016-04-30]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1053/joms.2002.36103
- [74] HSU, Jui-Ting, Heng-Li HUANG, Ming-Tzu TSAI, Lih-Jyh FUH a Ming-Gene TU. Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2011, **69**(5), 1320-1328 [cit. 2016-05-07]. ISSN 02782391. Dostupné z: DOI:10.1016/j.joms.2010.05.074
- [75] EUROPEAN SOCIETY OF BIOMECHANICS, General, Rik HUISKES, Dick CAMPEN a Joost WIJN. *Biomechanics, principles and applications: selected proceedings of the 3rd General Meeting of the European Society of Biomechanics, Nijmegen, The Netherlands, 21-23 January 1982*. Vyd. 1. USA: M. Nijhoff, 1982. ISBN 9024730473.
- [76] Vitallium: *Mechanical Properties* [online]. b.r. [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://www.steelgr.com/Steel-Grades/Special-Steel/vitallium.html>
- [77] NARRA, Nathaniel, Jiří VALÁŠEK, Markus HANNULA, Petr MARCIÁN, George SÁNDOR, Jari HYTTINEN a Jan WOLFF. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 264-268 [cit. 2016-05-07]. ISSN 00219290. Dostupné z: DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.11.016
- [78] JOHNSON, Robert a Max SWIKERT Friction and wear of cobalt-molybdenum and cobalt-molybdenum-chromium alloys for prosthetics. *Lewis Research Center*. Lewis Research Center, 1971, , 1-18.
- [79] WEIJS, A. a B. HILLEN The relationship between physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computed tomograms. *Acta Anatomica*. 1984, **118**(3), 129-138.
- [80] KOSEKI, Michihiko, Norio INOU a Koutaro MAKI. Estimation of masticatory forces for patient-specific stress analysis of the human mandible. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C* [online]. 2008, **74**(743), 1857-1864 [cit. 2016-02-22]. ISSN 18848354. Dostupné z: DOI: 10.1299/kikaic.74.1857

- [81] FAULKNER, M.G., D.C. HATCHER a A. HAY A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *Journal of Biomechanics* [online]. 1987, **20**(10), 997-1002 [cit. 2016-02-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: DOI:10.1016/0021-9290(87)90329-0
- [82] ITOH, K., T. HAYASHI a M. MIYAKAWA Controllability of temporomandibular-joint loading by coordinative activities of masticatory muscles-a two-dimensional static model analysis. In: *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 1997, **8**, s. 123-128 ISBN 0780338111.
- [83] FROST, H. Osteoporoses: A Rationale for Further Definitions?. *Calcified Tissue International* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 1998, **62**(2), 89-94 [cit. 2016-05-20]. ISSN 0171967X. Dostupné z: DOI:10.1007/s002239900399
- [84] FROST, Harold. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle orthodontist* 2004, **74**(1), 3. ISSN 00033219.
- [85] DODIG-CRNKOVIC, Gordana. *Theory of Science*. 1. vyd. Mälardalen University: Västeras, 2001. ISSN 1404-3041.
- [86] BORÁK, L. *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu*. Brno, 2010, 194 s. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [87] SOBOTTA, Johannes. *Atlas de Anatomia Humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 21. ISBN 9788479035310.
- [88] PASKA, Jan. *E15: zdraví* [online]. 2008 [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/program-komplexni-lecby-temporomandibularniho-kloubu-398401>
- [89] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 285 s. ISBN 9788087009307.
- [90] KOUDELA, Karel. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2004, 281 s. ISBN 8024606542.
- [91] ZEMEN, Jiří. *Rukověť zubního lékaře: temporomandibulární poruchy v praxi*. 1. vyd. Praha: Havlíček Brain Team, 2008, 143 s. Edice zubního lékařství. ISBN 9788087109106.
- [92] *Dalton myoskeletal* [online]. b.r. [cit. 2016-04-22]. Dostupné z: <http://erikdalton.com/clicking-jaw-syndrome-addressing-the-tmj/>
- [93] MACKOWIAK, Paula. *Relief of pain from headaches and TMJ*. 1. vyd. New York: Manhattan Printing, 1989. ISBN 0962550825.
- [94] *Bone Biology, Osseointegration, and Bone Grafting* [online]. 2015 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: http://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/B9780323055666000162_f3.jpg
- [95] MAVROGENIS, A.F., R. DIMITRIOU, J. PARVIZI a G.C. BABIS Biology of implant osseointegration. *Journal Musculoskelet Neuronal Interact*. 2009, **9**(2).
- [96] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 6. vyd. Praha: Maxdorf, 2006. ISBN 8073451050.
- [97] MERCURI, L.G. Alloplastic temporomandibular joint replacement: rationale for the use of custom devices. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2012, **41**(9), 1033-1040 [cit. 2016-05-19]. ISSN 09015027. Dostupné z: DOI:10.1016/j.ijom.2012.05.032
- [98] *TMJ Concepts* [online]. b.r. [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.orthoface.com/#!untitled/zoom/c1nkj/i1ai8>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMOBLŮ A ZKRATEK

SYMBOL	ROZMĚR	VELIČINA
E	[MPa]	Youngův modul pružnosti
F	[N]	Síla
K	[N/cm ²]	Silová konstanta
μ	[-]	Poissonovo číslo
Re	[MPa]	Mez kluzu
S	[cm ²]	Průměrný příčný průřez
t _k	[mm]	Tloušťka kortikální kosti

ZKRATKA	VÝZNAM
CT	Počítačová tomografie
EMG	Elektromyografie
PMMA	Polymethylmetakrylát
TEP	Totální endoprotéza
TJR	Total joint replacement
TMJ	Temporomandibular joint
TMK	Temporomandibulární kloub
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylene

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Znázornění TMK [86]	7
Obr. 2.2: Změny kostěného podkladu chrupavčité plochy s přibývajícím věkem dle [15]	8
Obr. 2.3: Dolní čelist [87]	9
Obr. 2.4: Kostní tkáň [94]	10
Obr. 2.5: Průměrné hodnoty t_k dolní čelisti [30]	12
Obr. 2.6: Znázornění žvýkacích svalů [86] (dle [85])	13
Obr. 2.7: Zvolený souřadný systém dle [35]	14
Obr. 2.8: Čelistní kloub pouze při rotačním pohybu dle [40]	15
Obr. 2.9: Čelistní kloub pouze při translačním pohybu dle [40]	16
Obr. 3.1: Artróza TMK [92]	19
Obr. 3.2: Označení řezu při osteotomii; černá křivka označuje řez v případě, kdy není zapotřebí odstranění svalového výběžku [12]	21
Obr. 3.3: Rentgenový snímek po implantaci TEP [12]	21
Obr. 4.1: TEP Vitek-Kent [3]	23
Obr. 4.2: Protéza kloubní jamky a hlavice typu Christensen I [3]	25
Obr. 4.3: Celokovová TEP typu Christensen III (TMJ Medical) [97]	26
Obr. 4.4: Fraktura TEP typu Christensen I [12]	26
Obr. 4.5: Postupný vývoj protézy kloubní hlavice; zleva doprava: Christensen I, Christensen II, Christensen III [12]	26
Obr. 4.6: TEP Biomet Microfixation [70]	27
Obr. 4.7: TEP TMJ Concepts [98]	28
Obr. 5.1: Znázornění použitých okrajových podmínek (označeny žlutě) a znázornění použitých svalů (označeny červeně) při zatížení daného modelu [61]	29
Obr. 5.2: Znázornění konfigurace šroubů [74]	30
Obr. 6.1: Základní rozměry TEP (v mm)	31
Obr. 6.2: Základní rozměry samořezných šroubů (v mm): a) šroub 1, 2 b) šroub 3	32
Obr. 6.3: Model sestavy včetně spongiózní části dolní čelisti	32
Obr. 6.4: Znázornění sítě celého modelu	33
Obr. 6.5: Sít' TEP s detailem sítě vrchní díry a šroubu	34
Obr. 6.6: Detail sítě děr pro: A - šroub 1,2; B - šroub 3	34
Obr. 6.7: Znázornění jednotlivých okrajových podmínek	35
Obr. 6.8: Znázornění třecích kontaktů (označeny červeně)	36

Obr. 6.9: Lepené spojení šroubů a kostní tkáň (označeno žlutě).....	37
Obr. 6.10: Znázornění modelu zatížení: dolní index P – pravá strana; dolní index L – levá strana	38
Obr. 7.1: Redukované napětí HMM [MPa] protézy kloubní hlavice.....	39
Obr. 7.2: Redukované napětí HMM [MPa] protézy kloubní jamky	39
Obr. 7.3: Redukované napětí HMM [MPa] jednotlivých šroubů	40
Obr. 7.4: Redukované přetvoření HMM [-] kortikální kosti.....	41
Obr. 7.5: Redukované přetvoření HMM [-] spongiózní kosti.....	42
Obr. 7.6: Celková deformace [mm].....	43

Seznam tabulek

Tab. 2.1: Naměřené hodnoty Youngova modulu pružnosti E a Poissonova čísla μ kortikály a spongiózy pro dolní čelist	11
Tab. 2.2: Funkce a úpony žvýkacích svalů [33], [34], [15].....	13
Tab. 2.3: Směrové kosiny žvýkacích svalů (levá strana dolní čelisti).....	14
Tab. 2.4: Průměrné hodnoty příčných průřezů jednotlivých svalů.....	15
Tab. 4.1: Konstrukční požadavky pro TEP [50].....	23
Tab. 6.1: Přehled velikostí elementů pro dané entity	33
Tab. 6.2: Mechanické vlastnosti materiálů	35
Tab. 6.3: Složky žvýkacích sil pro pravou i levou stranu dolní čelisti [36]	38
Tab. 7.1: Přehled hodnot posuvů ve směru osy x, y, z	43