



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

DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA DOLNÍ ČELISTI S FIXÁTOREM

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF MANDIBLE WITH FIXATOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jaroslav Semerák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2018

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Jaroslav Semerák
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2017/18

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:

Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s fixátorem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zlomeniny, případně nádorové onemocnění dolní čelisti značně omezuje postiženého pacienta na kvalitě života. Nejen že je problematické přijímání potravy, ale mění se i podstatně vzhled tváře. Při vlastní rekonstrukci se používají buďto komerčně vyráběné implantáty nebo implantáty vyráběné pacientovi na míru. Časté je také použití více než jednoho fixátoru. Zavedením fixátorů se mění mechanické poměry v soustavě dolní čelisti s fixátorem, která je vysoce mechanicky namáhaná.

Cíle diplomové práce:

- Provedení rešeršní studie v oblasti řešeného problému.
- Vytvoření modelu geometrie dolní čelisti s defektem a fixátorem.
- Vytvoření výpočtového modelu.
- Provedení deformační a napěťové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

- NARRA, N., VALÁŠEK, J., HANNULA, M., MARCIÁN, P., SÁNDOR, G., HYTTINEN, J., 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 diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá problematikou fixace zlomenin dolní čelisti pomocí komerčně vyráběných fixátorů. K danému tématu byla vypracována podrobná rešeršní studie na základě dostupné literatury. V práci je mimo jiné uvedena základní anatomie zkoumané oblasti a nejčastěji používané materiály fixátorů. Následně byla provedena analýza deformace a napjatosti soustavy zlomené dolní čelisti s aplikovanou úhlově stabilní dlahou. Deformační a napěťová analýza byla realizována pro dolní čelist se zlomeninou v oblasti kloubního výběžku, s různými typy fixačních dlah vyrobených z materiálu CP-Ti Grade 4. Navíc byla provedena analýza deformačních posuvů zhojené dolní čelisti s fixátory po defektu v oblasti brady a úhlu. Pro posouzení mechanické interakce dolní čelisti s defektem a aplikovaným fixátorem bylo použito výpočtové modelování s variačním přístupem pomocí metody konečných prvků (MKP) v programu Ansys Workbench 18.1. V práci je podrobně popsána tvorba výpočtového modelu soustavy a následné řešení.

Abstract

This diploma thesis deals with fixation of the lower jaw fractures using commercially produced fixators. The topic was researched on the basis of the available literature. The thesis also indicates basic anatomy of the surveyed area and nowadays the most commonly used materials. Subsequently, the stress-strain analysis of the lower jaw with the applied angular stable fixation plate was performed. The solution was performed for the lower jaw with a fracture in the area of the condyle with different types of fixation plates made of CP-Ti Grade 4. In addition, the strain analysis of the healed lower jaw with the fixators after the defect in the area of chin and angle was performed. The mechanical interaction analysis of the lower jaw with defect and applied fixation plate was solved by using computational modeling with variational approach, in use of the finite element method in Ansys Workbench 18.1. The thesis also describes in detail the creation of a computational model of the system and the subsequent solution.

Klíčová slova

Dolní čelist, zlomenina, fixace, úhlově stabilní dlaha, deformačně napěťová analýza, CAD modelování, výpočtové modelování, metoda konečných prvků

Key words

Mandible, fracture, fixation, locking plate, stress strain analysis, CAD modeling, computational modeling, finite element method

Bibliografická citace

SEMERÁK, J. *Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s fixátorem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že jsem diplomovou práci pod vedením Ing. Petra Marciána Ph.D. vypracoval sám s využitím svých znalostí a odborné literatury.

Bc. Jaroslav Semerák, Brno, květen 2018

.....

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl srdečně poděkovat mému vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Marciánovi Ph.D., především za jeho ochotu, trpělivost a neocenitelné rady. Největší poděkování patří také mým rodičům a především moji přítelkyni Kristýnce, kteří mě podporovali v průběhu celého bakalářského a magisterského studia na vysoké škole.

OBSAH

1	ÚVOD.....	- 15 -
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	- 17 -
3	FORMULACE PROBLÉMŮ A CÍLE ŘEŠENÍ	- 18 -
3.1	Formulace problémů	- 18 -
3.2	Cíle řešení.....	- 18 -
4	HISTORIE	- 19 -
5	ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉ ÚLOHY.....	- 21 -
5.1	Základní orientace na lidském těle.....	- 21 -
5.1.1	Označení rovin těla.....	- 21 -
5.1.2	Označení směrů	- 21 -
5.2	Stavba dolní čelisti	- 22 -
5.2.1	Vývoj dolní čelisti	- 23 -
5.3	Obecná stavba kosti.....	- 24 -
5.4	Kostní tkáň	- 25 -
5.4.1	Kompaktní kostní tkáň	- 26 -
5.4.2	Spongiózní kostní tkáň	- 26 -
5.5	Frostova hypotéza	- 27 -
5.6	Hustota kostní tkáně a její klasifikace.....	- 28 -
5.7	Mechanické vlastnosti kostní tkáně	- 30 -
5.7.1	Nejčastěji používané modely materiálu kostní tkáně	- 31 -
5.8	Nervová soustava dolní čelisti	- 33 -
5.9	Svalová soustava dolní čelisti	- 34 -
5.10	Základní pohyby dolní čelisti	- 36 -
5.11	Hodnoty skusových sil.....	- 37 -
5.12	Napjatost v dolní čelisti při skusu a ideální linie osteosyntézy	- 38 -
6	ZLOMENINY DOLNÍ ČELISTI	- 40 -
7	RIGIDNÍ OSTEOSYNTÉZA	- 41 -
7.1	Nekompresivní osteosyntéza.....	- 41 -
7.2	Kompresivní osteosyntéza	- 44 -
7.3	Postup dlahové osteosyntézy.....	- 45 -

8	NEJČASTĚJI POUŽÍVANÉ MATERIÁLY	- 47 -
9	REŠERŠNÍ STUDIE LITERATURY TÝKAJÍCÍ SE DANÉHO PROBLÉMU	- 51 -
10	SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN	- 53 -
10.1	Volba metody pro řešení problému	- 55 -
10.2	Výběr vstupních parametrů do metody řešení.....	- 55 -
11	VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	- 56 -
11.1	Model geometrie.....	- 56 -
11.2	Model materiálu	- 62 -
11.3	Model vazeb	- 63 -
11.4	Model zatížení	- 64 -
11.5	Model diskretizace	- 68 -
11.6	Nastavení řešiče.....	- 70 -
12	PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ.....	- 71 -
12.1	Deformační posuvy zlomené dolní čelisti s fixátorem (varianta A)	- 71 -
12.2	Deformační posuvy zhojené dolní čelisti s fixátorem (varianta B a C)	- 73 -
12.3	Redukované napětí ve fixátorech (varianta A).....	- 76 -
12.4	Redukované napětí ve šroubech (varianta A).....	- 79 -
12.5	Redukované přetvoření v kostních tkáních (varianta A).....	- 82 -
13	ZÁVĚR.....	- 87 -
14	LITERATURA	- 89 -
14.1	Knihy	- 89 -
14.2	Odborné články	- 90 -
14.3	Dizertační a závěrečné práce	- 95 -
14.4	Katalogy	- 95 -
14.5	Internetové odkazy a ostatní.....	- 96 -
15	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	- 98 -
16	SEZNAM TABULEK A GRAFŮ	- 100 -
16.1	Seznam tabulek.....	- 100 -
16.2	Seznam grafů.....	- 100 -
17	SEZNAM OBRÁZKŮ	- 101 -

1 Úvod

V poslední době můžeme sledovat stoupající množství obličejových poranění, jenž je zapříčiněno především enormním nárůstem fyzického násilí a zvyšující se četností dopravních nehod. Následkem těchto úrazů dochází ke vzniku jednoduchých i komplikovaných zlomenin, které je nezbytné rychlým a účinným způsobem stabilizovat.

Obličej má pro každého člověka zásadní význam a je hned z několika důvodů traumatologicky velmi významnou oblastí. Maxilofaciální oblast je spojena s řadou důležitých fyziologických pochodů každodenního života jako je příjem potravy, komunikace, dýchání, čich nebo zrak a jejichž narušení vede k zásadnímu zhoršení kvality života jedince. Obličejová oblast je rovněž velmi významná z estetického hlediska, které má nemalý význam pro komunikaci člověka s jeho okolím a vliv na jeho sebevědomí.

Dolní čelist je tvarově složitá nepárová kost, která je z traumatologického hlediska nejexponovanější částí obličejového skeletu. K poranění dolní čelisti dochází zejména v důsledku fyzického násilí, dopravních nehod, úrazů při sportu a pádů. Cílem lékařů je co nejlépe a nejrychleji dosáhnout předúrazového (fyziologického) stavu a funkce dolní čelisti, přičemž je kladen velký důraz na návrat původních skusových poměrů a procesu žvýkání. Jedním ze způsobů jak toho dosáhnout je pomocí nepřímé repozice dislokovaných kostních fragmentů a jejich znehybněním za pomoci dlah nebo mezizubních drátěných vazeb s následnou aplikací mezičelistní fixace. Tato metoda má však určité nevýhody, které pro pacienta představují značné nepohodlí. Ovlivněn bývá především příjem potravy, s čímž souvisí i ztráta hmotnosti pacienta, dále je ztížena ústní hygiena a dýchání. Často také dochází k poškození paradontu zubu nebo jen částečnému návratu původního otevírání úst. V poslední době je snaha tyto nevýhody eliminovat a co nejrychleji dosáhnout fyziologického stavu čelisti před úrazem [62].

Přijatelnější a také pohodlnější variantou je léčba pomocí přímé fixace otevřeným (chirurgickým) způsobem, který dovoluje přesnější repozici dislokovaných kostních úlomků. Ke stabilizaci zlomeniny se používá celá řada kovových dlah různých tvarů a velikostí, které jsou ke kostní tkáni připevněny pomocí šroubů. Tímto způsobem je dosaženo stabilní fixace kostních fragmentů ve vyhovující poloze, což je podstatné pro správné hojení poškozené kostní tkáně [62]. Specifickým okruhem jsou rekonstrukce čelisti např. po rozsáhlých tříštivých zlomeninách nebo nádorovém onemocnění. V těchto případech, kdy je nezbytné nahradit velkou část kostní tkáně, se používají speciální rekonstrukční dlahy, které jsou konkrétnímu pacientovi zpravidla vyrobeny na míru.

Ve všech případech by po příslušném zákroku měly zůstat zachovány biomechanické poměry čelisti a fixátory zaváděné do těla pacienta by se měly chovat tak, aby okolní tkáň nebyla přetěžována, nedocházelo tak k nežádoucím stavům (nekrotizaci) a jejich následnému selhání. To vše úzce souvisí nejen s návrhem tvaru a materiálu fixátorů, ale také s operačním postupem a pooperační rehabilitací. Nutnost spolupráce lékařů a techniků je tedy zřejmá.

Deformačně napěťové analýzy částí lidského těla patří mezi významné pomocníky, které jsou v současné době značně využívány vědním oborem zvaným biomechanika. Tento obor spojuje poznatky technických a medicínských oborů (ale také kriminalistiky nebo tělovýchovy) a hraje nezastupitelnou roli v moderní vědě. Znalost deformačně napěťových stavů v dolní čelisti s aplikovaným fixátorem je důležitá nejen k rozšíření dosavadních poznatků o mechanických vlastnostech důležitého prvku svalově-kosterní soustavy, ale také proto, že může být výchozím bodem např. při návrhu nových typů fixátorů. Téma této diplomové práce přispívá k rozvoji současné vědy a techniky a může poskytnout užitečné informace, které mohou být využity jak lékaři zabývajícími se implantologií nebo chirurgií, tak i techniky, kteří se podílejí na návrhu a vývoji příslušných fixátorů.

Velmi efektivním nástrojem pro řešení biomechanických problémů je výpočtové modelování, přičemž modely z oblasti biomechaniky lze rozdělit na dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení. V současnosti již není problém získat poměrně přesný model geometrie kosti dolní čelisti, tvarově komplikovaných implantátů apod. díky možnostem počítačové tomografie či optického skenování. Naopak velmi obtížné je v souvislosti s modelem materiálu kostní tkáně získání vstupních údajů. Biomechanika se zabývá soustavami, které mají zcela rozdílné vlastnosti než soustavy čistě technické a v této souvislosti je velkým problémem určení mezních stavů živých tkání a s tím spojené stanovení hodnot materiálových charakteristik při jejich dosažení. Z tohoto důvodu se v praxi pro posuzování technických prvků aplikovaných do živých soustav často využívá srovnávací analýza, jejíž podstatou je srovnání řešeného případu s případy z klinické praxe, případně s fyziologickým stavem řešené soustavy.

2 Popis problémové situace

Dolní čelist je tvarově složitá nepárová kost, která má kromě žvýkací funkce rovněž značný podíl na verbální komunikaci, vytváření mimiky tváře a celkového vzhledu jedince. Jakékoliv narušení některé z těchto funkcí představuje výrazné omezení kvality života člověka.

Zlomeniny obličejového skeletu jsou ve většině případů příčinou k bezodkladné hospitalizaci pacienta. Čelist s frakturou je potřeba co nejrychleji stabilizovat a předejít tak možnému vzniku infekce. K tomu se používají různé typy nepřímých spojení ve formě dlah připevněných k čelisti dráty, nebo dnes rozšířenější přímé fixátory zaváděné chirurgicky. Těmi jsou nejčastěji kovové destičky různých tvarů, které jsou k čelisti připevněny pomocí šroubů a tvoří tak přímou mechanickou oporu poškozeným tkáním.

Na rozdíl od dolní čelisti ve fyziologickém stavu dochází u zlomené dolní čelisti s aplikovaným fixátorem ke změně mechanických stavů a jejich veličin (deformace a napjatost). Pro jejich určení je nutné vybrat vhodnou metodu řešení. Dle literatury se biomechanické problémy často řeší pomocí výpočtového modelování. V oblasti řešeného problému jsou možnosti využití výpočtového modelování velké. Na základě mechanických analýz lze vyhodnocovat fixátory různých typů, při frakturách v různých oblastech čelisti a při různých zatíženích, porovnávat použité materiály apod. Pro posouzení mechanické interakce dolní čelisti s defektem a aplikovaným fixátorem je vhodné použít výpočtové modelování s variačním přístupem, do kterého patří i metoda konečných prvků (MKP). Kvůli složitosti geometrie soustavy, obtížnému určení materiálových vlastností jednotlivých prvků soustavy, zatížení a vazeb se při tvorbě výpočtového modelu, vlastního řešení a následné analýzy vyskytuje řada dílčích problémů. Z tohoto důvodu je nezbytná rešeršní studie, která se týká dané problematiky a objasnění problémů souvisejících s tvorbou modelu pro výpočet.

3 Formulace problémů a cíle řešení

3.1 Formulace problémů

Na základě popisu problémové situace lze řešený problém formulovat takto:

Provedení rešeršní studie zabývající se fixátory zlomenin dolní čelisti a provedení deformačně napěťové analýzy dolní čelisti s defektem a aplikovaným fixátorem.

3.2 Cíle řešení

1. Provedení rešeršní studie v oblasti řešeného problému.
2. Vytvoření modelu geometrie dolní čelisti s defektem a fixátorem.
3. Vytvoření výpočtového modelu.
4. Provedení deformační a napěťové analýzy.

4 Historie

Znalost historie zubního lékařství zlepšuje pochopení současných technik maxilofaciální chirurgie a poskytuje teoretické základy pro vývoj nových metod. Od dob *Hippocrata* lékaři popsali mnoho různých technik léčby zlomenin dolní čelisti, jejichž principem byla vždy repozice a imobilizace kostních fragmentů. Během posledních 50 let však dokonalost anestetik a radiografických metod, zavedení antibiotik, speciálně navržených nástrojů a pokroky v biomateriálech umožnily maxilofaciálním chirurgům zlepšit výsledky léčby a současně snížit morbiditu.

První zmínky o zlomeninách dolní čelisti se objevují již 2500 až 3000 let př. n. l. ve starobylém Egyptě, kde se vyšetření provádělo položením ruky na poraněné místo a zjišťováním praskavého zvuku. Léčba se realizovala dlahováním pomocí dřevěných destiček fixovanými obvazy. V helénském období (asi 460-370 př. n. l.) popsal slavný řecký lékař *Hippokrates* úplné, částečné i dislokované zlomeniny mandibuly a jejich fixaci s použitím lněného vlákna nebo zlatého drátu připevněného k okolním zubům. Ve svých spisech rovněž doporučil následné znehybnění čelistí koženými bandážemi. Během období vzniku římské říše vzdělaný římský encyklopedista *Aulus Cornelius Celsus* (25 př. n. l. – 50 n. l.) shromáždil lékařské vědomosti Římanů a Řeků. Podrobně popsal manuální repozici zlomeniny dolní čelisti a její fixaci pomocí drátu či koňských žíní v kombinaci s bandáží brady, zpevněnou smáčením v oleji nebo víně a posypáním moukou. V následných několika dnech zakazoval svým pacientům mluvit a doporučil jim přijímat pouze tekutou stravu. Kolem roku 500 indický lékař *Sushruta* napsal pojednání o operacích, ve kterém popsal léčbu zlomenin mandibuly komplikovanými obvazy a bambusovými dlahami zpevněnými směsí mouky a lepidla. Avšak potom, co v roce 1163 prohlásil papež *Alexandr III* jakoukoliv operaci spojenou s krvácením za odporující kněžskému řádu, přešlo praktikování primitivní chirurgie až do počátku 19. století do rukou ranhojičů. Tito všumělové extrahovali zuby, léčili obličejové zlomeniny a prováděli menší chirurgické zákroky, ale kromě toho také stříhali vlasy, přikládali pijavice či balzamovali mrtvé. Při léčbě zlomenin mandibuly byla běžná manuální repozice kostních fragmentů s ohledem na správnou okluzi, ligatura okolních zubů a znehybnění čelisti různými typy bandáží [3].

Éra vědecké stomatologie byla zahájena v roce 1728 vydáním knihy *Pierra Faucharda*, s názvem *Traité de chirurgie dentaire* (v překl. *Pojednání o zubní chirurgii*). Ten jako první popsal komplexní systém pro praxi zubního lékařství, včetně základní orální anatomie a fyziologie, operačních a rekonstrukčních technik nebo konstrukce zubních protéz. To dalo impuls ke vzniku nových technik a rozvoji zubních dlah [3].

Na přelomu 19. století došlo k postupnému přesunu léčby zlomenin čelistí od všeobecných chirurgů do rukou zubních chirurgů v důsledku úzkého spojení těchto zranění s chrupem pacienta. V nadcházejících 150 letech se maxilofaciální traumatologie začala význačně zabývat konzervativními metodami fixace zlomenin čelistí pomocí intraorálních vazeb a různých druhů dlah, přičemž obecným základem léčby byla imobilizace čelistí ve skusu. Postupně se začal zavádět chirurgický způsob léčby osteosyntézou, ke kterému se řadila např. fixace kostních úlomků osteosuturou – drátěným stehem [3].

V roce 1871 *Gurnell Hammond* jako první vyvinul intraorální drátěnou dlahu k fixaci čelistních zlomenin, jejíž modifikace se používají i v dnešní době. O deset let později *Thomas Gilmer* jako první popsal osteosuturu mandibuly z extraorálního přístupu a v roce 1887 poprvé použil intermaxilární fixaci drátem. Myšlenka využití zubů k zajištění mezičelistní fixace při ošetření zlomenin čelistí byla nejvýznamnějším krokem maxilofaciální chirurgie po několik následujících desetiletí [3], [4].

Během první světové války vytvořil *Varaztad Kazanjian* jedinečný a velice úspěšný postup léčby závažných, dosud neřešitelných obličejových poranění. K tomu používal drátěné kostní stehy, speciálně konstruované dlahy a vnitřní podpěry z vulkanizované pryže, které zabraňovaly kontrakci obličejových tkání do doby konečného ošetření. *Kazanjian* je také považován za průkopníka v oblasti moderní rekonstrukční chirurgie [3].

Moderní traumatologie je spojována s vývojem osteosyntézy, která byla obrovským krokem vpřed v oblasti kranio-maxilofaciální chirurgie. Léčba zlomenin drátěnou osteosuturou byla později rozšířena o různé modifikace dřevových hřebů či zevních fixátorů využívaných především v traumatologii dlouhých kostí. V roce 1893 *Sir William Lane* jako první použil šroubované kostní dlahy. Kovové materiály používané k jejich výrobě však nebyly dostatečně biokompatibilní a vznikalo velké riziko pooperační infekce. První kladný výsledek se objevil až v roce 1943, kdy *Henry Bigelow* úspěšně aplikoval mandibulární kostní dlahy a šrouby z vitalia – slitiny kobaltu, chromu a molybdenu [3].

V roce 1958 byla ve Švýcarsku založena nezisková organizace AO/ASIF (Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation) podrobně se zabývající léčbou zlomenin pohybového aparátu pomocí osteosyntézy [5]. Tato mezinárodní skupina význačně ovlivnila a nadále ovlivňuje vývoj léčebných metod jak v obecné, tak i maxilofaciální traumatologii.

Později, koncem šedesátých let, *Luhr* a *Perren* vyvinuli kompresivní kostní dlahy s kuželovitými nebo kulovými otvory pro šrouby [3]. V roce 1973 *Michelet a kol.* poprvé aplikovali nekompresivní monokortikální minidlahy, které dále zdokonalil *Champy a kol.* [3], [6]. Zanedlouho nato *Spiessl* představil léčbu zlomenin pomocí nitrokostního tažného šroubu, který se do kosti zavádí kolmo na linii lomu a po jehož dotažení dochází k pevnému spojení kostních úlomků pod tlakem [3].

Během následujících dvou desetiletí bylo popsáno velké množství modifikací kostních dlah, které vedly k použití osteosyntézy tak, jak ji známe dnes. K léčbě zlomenin orofaciální oblasti je v současnosti k dispozici mnoho různých typů fixátorů, od rigidních kompresivních dlah pro mandibulární rekonstrukci až po nízkoprofilové minidlahy sloužící k léčbě fraktur střední obličejové etáže. Tyto fixátory jsou vyrobeny především z titanu nebo nerezové oceli a jejich tloušťka se pohybuje v rozmezí od 0,5 do 3,0 mm [3]. V dnešní době se vývoj těchto fixátorů zaměřuje především na biologicky degradabilní materiály mezi které patří např. polymery kyseliny mléčné, glykolové nebo paradioxanonu [3], [7].

5 Anatomie z hlediska řešené úlohy

Při řešení problému jako je deformačně-napěťová analýza dolní čelisti s aplikovanými fixátory je nezbytné mít základní vědomosti ze všech oblastí týkajících se daného problému. Jelikož se předložená práce zabývá biomechanikou dolní čelisti, patří mezi ně především znalost anatomie orofaciální oblasti, struktury a vlastností kostní tkáně nebo žvýkacích sil způsobujících zatěžování. Jednotlivé oblasti jsou podrobněji popsány v následujících kapitolách.

5.1 Základní orientace na lidském těle

Lidské tělo se skládá ze tří hlavních částí, které se dále dělí na jednotlivé podčásti. Jsou jimi hlava, trup a končetiny (horní a dolní). Každá tato část má svoje vlastní funkce a tvar, jenž umožňují organismu životaschopnost.

Při popisu stavby lidského těla vždy vycházíme ze základní anatomické polohy těla, kterou je vzpřímený stoj s horními končetinami svěřenými podél boků a s dlaněmi obrácenými vpřed (viz obr. 5.1). K usnadnění popisu a pro jeho naprostou jednoznačnost se používá latinské názvosloví, které bylo mezinárodně přijato.

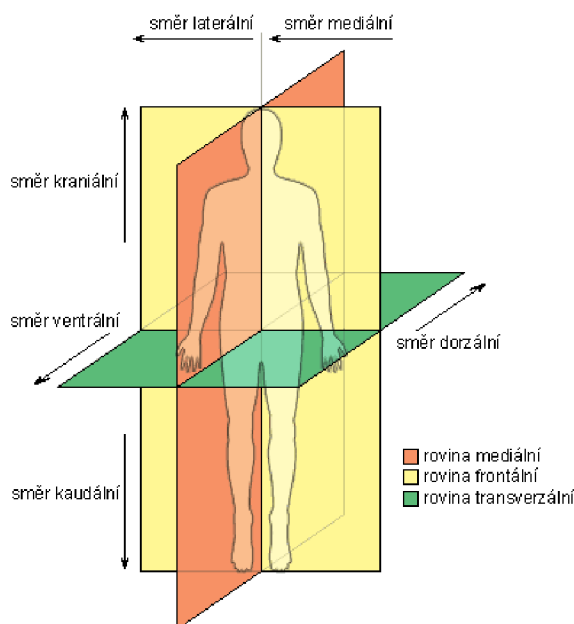
5.1.1 Označení rovin těla

rovina mediální – svislá rovina procházející předozadně středem těla, dělící ho na dvě symetrické poloviny

roviny sagitální – všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediální

roviny frontální – všechny roviny kolmé na rovinu mediální a rovnoběžné s kostí čelní, dělí tělo na přední a zadní část

roviny transverzální – horizontální roviny, kolmé na všechny předešlé roviny



Obrázek 5.1: Orientace na lidském těle [8]

5.1.2 Označení směrů

vertikální

- směr k hlavě – kranální (*cranialis*) nebo horní – *superior*
- směr k pánvi – kaudální (*caudalis*) nebo dolní – *inferior*
- na končetinách k trupu – proximální (*proximalis*), od trupu – distální (*distalis*)

předozadní

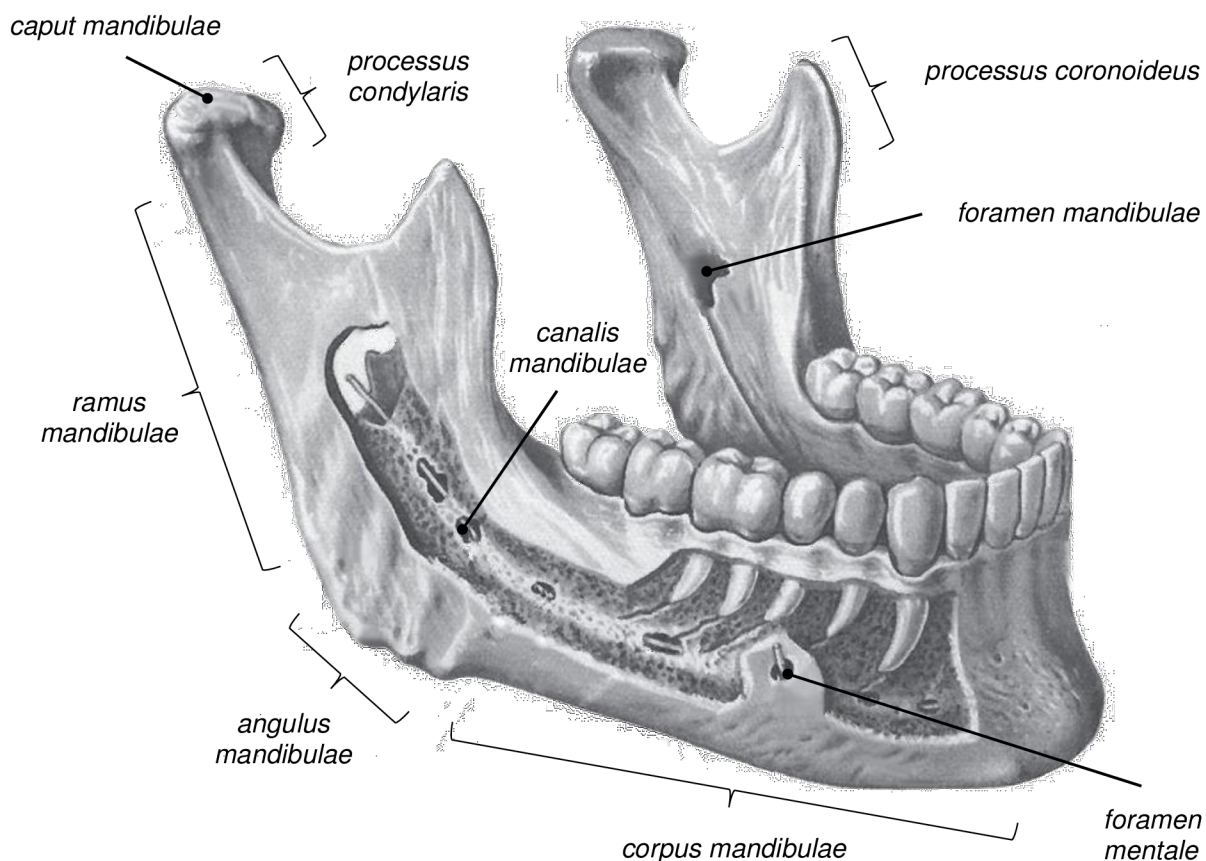
- směr dopředu – ventrální (*ventralis*) nebo přední – *anterior*
- směr dozadu – dorzální (*dorsalis*) nebo zadní – *posterior*

horizontální

- směr ke střední rovině – mediální (*medialis*)
- směr od střední roviny ke stranám – laterální (*lateralis*)
- napravo, pravý – *dexter*
- nalevo, levý – *sinister*

5.2 Stavba dolní čelisti

Dolní čelist (*mandibula*) je nejsilnější a nejmohutnější z obličejových kostí (viz obr. 5.2). Díky její stavbě je schopná odolávat velkému zatížení při žvýkání. Je to symetricky stavěná nepárová kost, která tvoří spodní oddíl obličejové části lebky. S lebkou je spojena pomocí kloubního spojení (temporomandibulárního kloubu), což z ní dělá jedinou pohyblivou kost orofaciální oblasti. Dolní čelist je důležitá zejména pro zpracování potravy, dýchání a artikulaci [1], [2].



Obrázek 5.2: Anatomie dolní čelisti [1], [8]

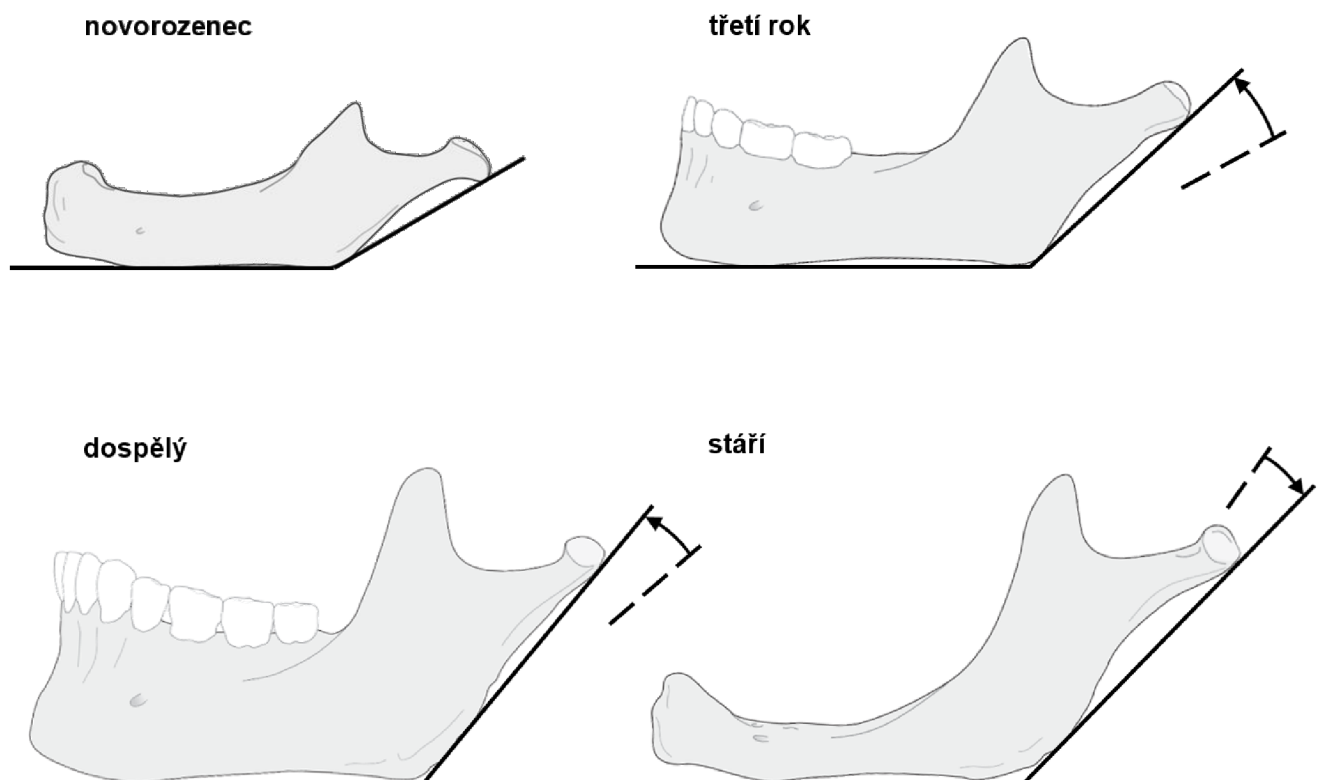
Skládá se z parabolicky zahnutého těla (*corpus mandibulae*), které je mohutnější při svém dolním okraji a dvou ramen (*rami mandibulae*) zakončených dvěma zploštělými výběžky oddělenými od sebe hlubokým oblým výřezem. Přední svalový výběžek (*processus coronoideus*) má trojúhelníkový tvar a slouží k upnutí spánkového svalu. Zadní kloubní výběžek (*processus condylaris*) je zakončen hlavou mandibuly (*caput mandibulae*) nesoucí kloubní hlavici. Ramena dolní čelisti svírají s tělem různě velký tupý úhel (*angulus mandibulae*). Na těle i větví čelisti se také nachází různé hrany a drsnatiny, které slouží k upnutí žvýkacích svalů [1].

V horní části dolní čelisti (*pars alveolaris*, *processus alveolaris*) jsou prostřednictvím zubních lůžek (alveolů) uloženy jednotlivé zuby. Otvorem v bradovém úseku (*foramen mentale*) prochází nerv a cévy zajišťující inervaci a krevní zásobení dolního rtu a oblasti brady. Na vnitřní straně každého ramene mandibuly je otvor (*foramen mandibulae*), kterým vstupuje do mandibulárního kanálu (*canalis mandibulae*) nerv společně s tepnou a žílou. Tento nerv senzitivně inervuje kořeny zubů a dásně dolní čelisti [1].

5.2.1 Vývoj dolní čelisti

V průběhu života se dolní čelist postupně mění (viz obr. 5.3), což je podstatné z hlediska biomechanických poměrů. Čelist novorozence je nízká a plochá s širokým žlábkem se základy mléčných zubů. Ramena svírají s tělem čelisti značně tupý úhel 140-150° [1], [8].

S přibývajícím věkem čelist roste důsledkem zatížení kosti a tento úhel se zmenšuje. Vyvíjí se bradový výběžek a s růstem zubů též *processus alveolaris*. Ve 3 letech dosahuje úhel mandibuly přibližně 130°, v dospělosti se pohybuje v rozmezí 120-125°. Ve stáří dochází ztrátou zubů k postupnému snižování celého *processu alveolaris* až do úplného vymizení. Později se snižuje i samo tělo mandibuly a dochází k opětovnému zvětšení úhlu, který činí asi 140° [1], [8].



Obrázek 5.3: Změny tvaru dolní čelisti v závislosti na věku [8]

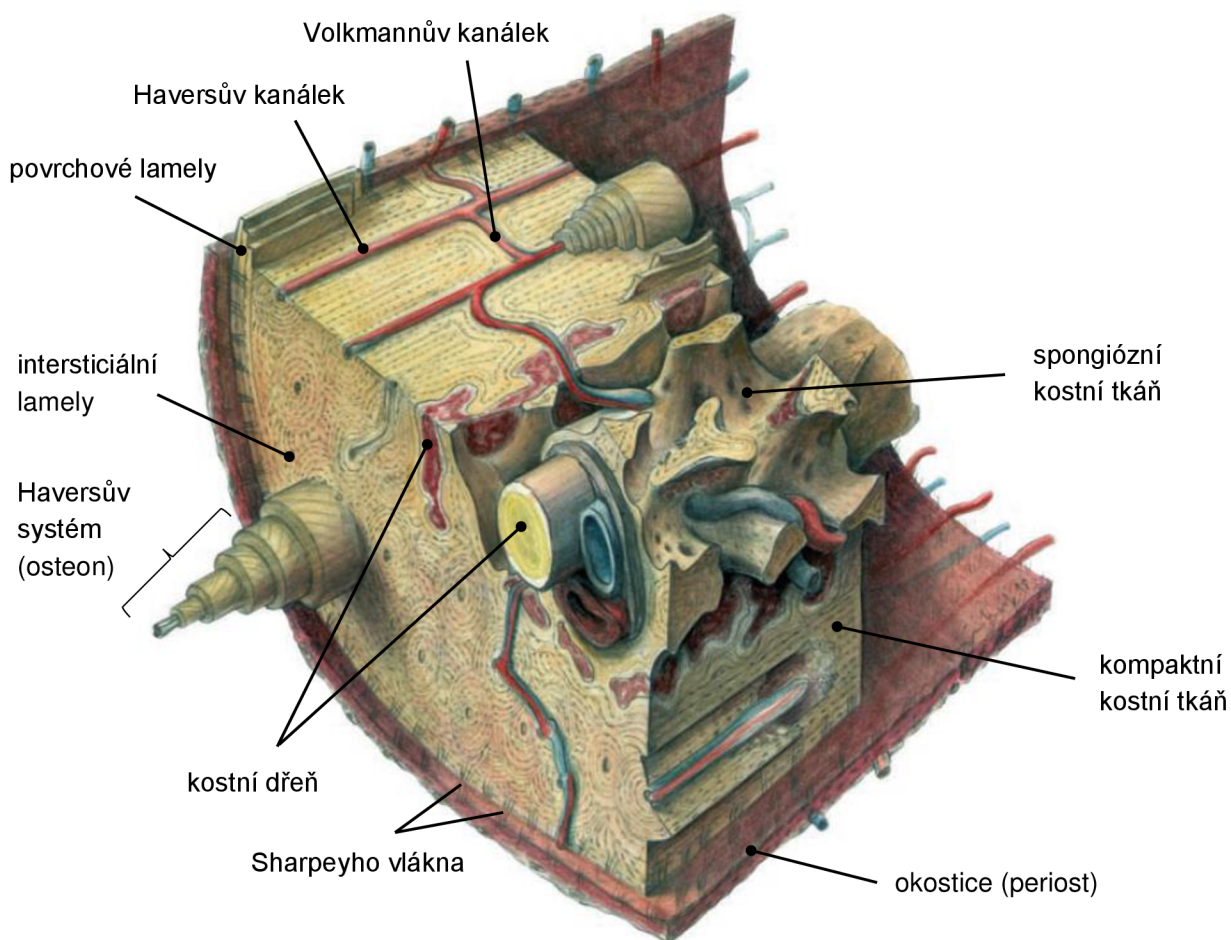
5.3 Obecná stavba kosti

Kost (*os, ossis*) je tvrdá, mineralizovaná, pojivová tkáň žlutobílé barvy. Poskytuje pevnou, ale zároveň pohyblivou oporu lidského těla formou vnitřní konstrukce, na kterou se upínají svaly a šlachy [9]. Kosti vznikají z vaziva nebo chrupavky procesem, který se nazývá osifikace (kostnatění) [10]. Jelikož je to tkáň nehomogenní a anizotropní, vykazuje různé mechanické vlastnosti v závislosti na její struktuře, lokalitě, směru nebo vnějším zatížení [9].

Kosti lidského těla můžeme rozdělit podle jejich tvaru a stavby do několika kategorií:

- kosti dlouhé (stehenní a pažní kost)
- kosti krátké (kosti zápěstní, články prstů)
- kosti ploché (lopatka, pánevní kost, kosti lebky)
- kosti nepravidelného tvaru (dolní čelist, obratle)

Každá kost se skládá ze tří základních komponent. Vnější povrch kosti kryje okostice (periost), což je tenká vazivová membrána, která je ke kosti přichycena vazivovými (Sharpeyho) vlákny a jejíž cévy dodávají kosti potřebné živiny. Obsahuje také citlivé nervy, které zajišťují vedení tzv. kostní bolesti. Následuje vlastní kostní tkáň, ve které se uvnitř kostních dutin nachází kostní dřev [8]. Struktura kosti je podrobně zobrazena na následujícím obrázku.

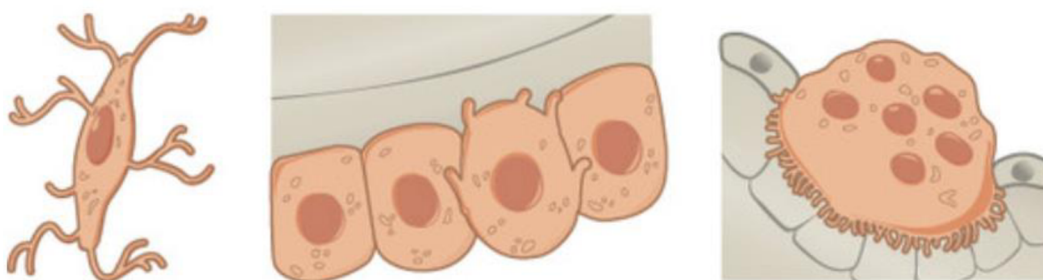


Obrázek 5.4: Vnitřní stavba kosti [85]

5.4 Kostní tkáň

Kostní tkáň je specifickým typem opěrného pojiva s mineralizovanou mezibuněčnou hmotou [10]. Jejími základními stavebními složkami jsou: kostní buňky (osteoblasty, osteocyty, osteoklasty), dále pak vazivová vlákna a mezibuněčná hmota [8].

Osteoblasty vznikají z kmenových buněk nacházejících se v kostní dřeni. Slouží k tvorbě kostní tkáně (produkují mezibuněčnou hmotu) a účastní se remodelace kosti. Postupem času se kolem nich hromadí jimi vytvořená mezibuněčná hmota, až dojde k jejich úplnému uzavření a přeměně v **osteocyty** (viz obr. 5.5). Tyto klidové formy osteoblastů již nevytváří novou kostní hmotu. Účastní se však procesu uvolňování minerálů z kostní tkáně a zastupují důležitou funkci regulace hladiny vápníku v tělních tekutinách, především v krevní plazmě [8], [10]. **Osteoklasty** jsou mnohohaderné buňky, které dokáží odbourávat kostní tkáň. Produkují enzymy rozrušující strukturu kosti a napomáhají tak její remodelaci [10].

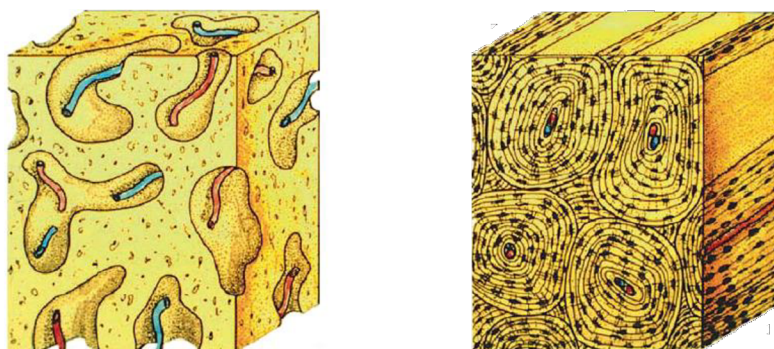


Obrázek 5.5: Zleva osteoblast, osteocyt, osteoklast [110]

Mezibuněčná kostní hmota je jako u všech pojivových tkání tvořena svazky kolagenních vláken stmelěných základní amorfní hmotou [10]. Tato hmota je v kostní tkáni mineralizována krystaly solí, především fosforečnanu vápenatého a hydroxiapatitu. Ty kosti dodávají tvrdost, pevnost, ale také křehkost. Samotná kolagenová vlákna jsou měkká, ohebná a vysoce pružná. S rostoucím věkem se poměr zastoupení obou těchto složek mění. Kostí jsou proto v mládí pružnější a v pozdním věku naopak křehké [8].

Na základě uspořádání kolagenních vláken v základní hmotě (viz obr. 5.6) rozlišujeme:

- kost fibrilární (vláknitá) – neuspořádané pletivo, tvoří výběžky a drsnatiny
- kost lamelózní (vrstevnatou) – uspořádané vrstvy, tvoří většinu skeletu



Obrázek 5.6: Kost fibrilární (vlevo) a lamelózní (vpravo) [11]

Z makroskopického hlediska lze kostní tkáň rozdělit na dva základní druhy: pevnou kompaktní vrstvu (kortikálu) a houbovitou část (spongiózu), které se od sebe liší jak strukturou, tak mechanickými vlastnostmi. Lidská kostra se z 80 % skládá z kortikální kosti, která je nositelkou především mechanických vlastností skeletu, a z 20 % spongiózní kosti reprezentující obrovskou plochu pro realizaci látkové výměny kostí a jejich remodelaci [10]. V dolní čelisti se spongiózní kostní tkáň nachází v oblasti těla, úhlu a v kondylech. Ramena dolní čelisti a svalové výběžky jsou z většiny tvořeny jen kortikální kostní tkání. Na obrázku 5.7 je zobrazeno charakteristické rozložení kostních tkání mandibuly v oblasti brady.

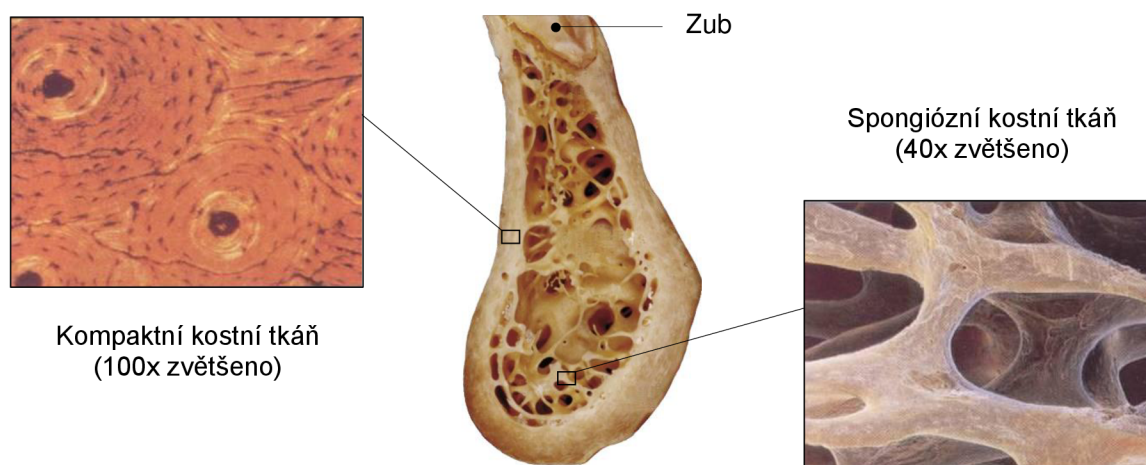
5.4.1 Kompaktní kostní tkáň

Na povrchu kosti je kompakta, která je tvořena buď koncentricky uspořádanými tubicovitými lamelami, nebo destičkovými lamelami orientovanými rovnoběžně s dlouhou osou kosti. Komplex čtyř až dvaceti soustředných lamel vrstvených na sebe se označuje Haversův systém neboli osteon [10]. Mezi jednotlivými lamelami se nacházejí mělké dutinky (lakuny), které obsahují kostní buňky – osteocyty [8]. Středem každého osteonu probíhá Haversův kanálek, který vyplňuje řídké vazivo, pojivové buňky a krevní kapiláry doprovázené nervovými vlákny. Krevní oběh osteonů je vzájemně propojen příčnými nebo šikmými Volkmannovými kanálky. Osteony jsou vždy orientovány ve směru největšího tlakového zatížení [10].

5.4.2 Spongiózní kostní tkáň

Uvnitř kosti je spongióza, která je složena z plotének a trámců (trabekul) tvořících prostorové struktury, jejichž tvar je výsledkem různých mechanických sil působících na kost. Jejich stavba je v podstatě stejná jako stavba tubicovitých lamel osteonů. Na povrchu trámců jsou drobné lakuny s osteoblasty a kostními kanálky. Uspořádání vytvořených struktur odpovídá směřům největších zatížení kosti, čímž kost dosáhne malé hmotnosti při poměrně velké pevnosti. Každá kost má proto svou specifickou a typickou strukturu spongiózy, která se v průběhu života mění [10].

Pro modelaci (nárůst) i remodelaci (obnovu) kostní tkáně platí tzv. Wolffův zákon (viz kapitola 5.5), podle kterého jsou zevní tvar, vnitřní struktura i funkční zatížení kosti ve vzájemné rovnováze. Při jakékoliv změně tedy dochází k přestavbě kosti, jejímž cílem je dosažení původní rovnováhy [10].

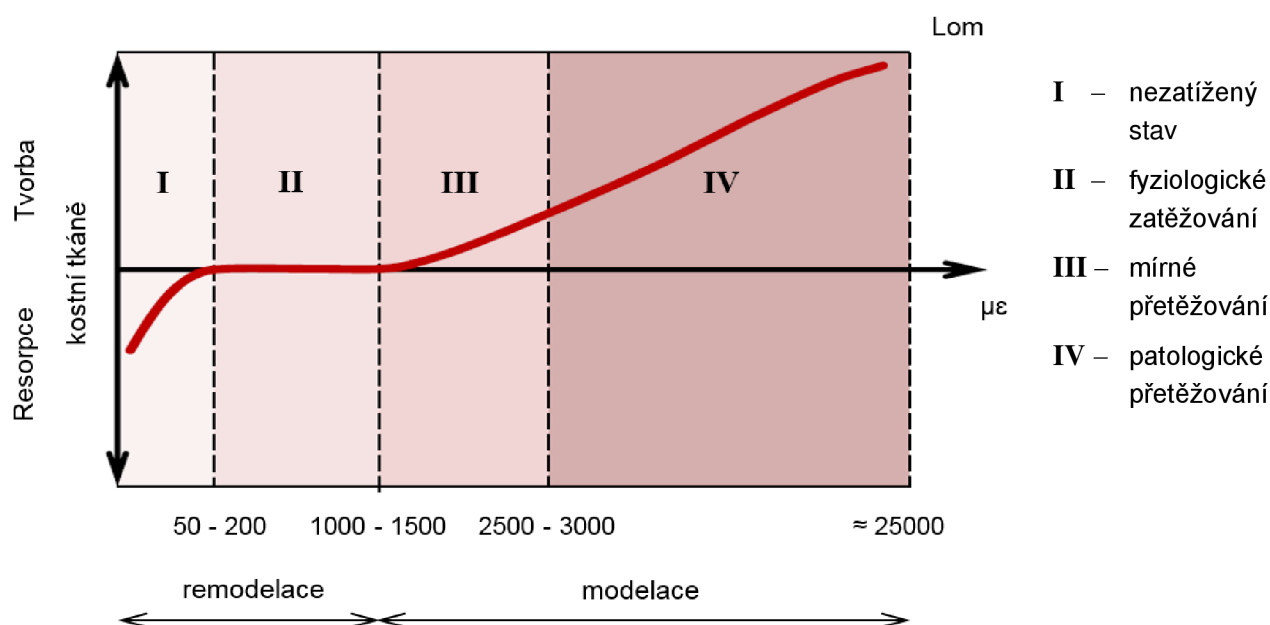


Obrázek 5.7: Rozložení kostních tkání dolní čelisti v oblasti brady [12]

5.5 Frostova hypotéza

Kostní tkáň reaguje na vnější zatížení změnou tvaru a hustoty. K analýze těchto změn je možné využít Frostovu hypotézu, popisující tvorbu a ztrátu (resorpci) této tkáně při mechanickém zatěžování [13]. Předpokladem této hypotézy je mechanismus odezvy, který přizpůsobuje kostní tkáň podle působícího zatížení tak, aby nedošlo k selhání její struktury. V oblastech maximálního přetvoření dochází ke vzniku nové kostní tkáně, naopak v oblastech malého přetvoření kostní tkáň postupně podléhá resorpci [14].

Podle Frosta lze přizpůsobení kostní tkáně rozdělit do čtyř stádií na základě hodnot přetvoření (viz obr. 5.8). Jednotkou tohoto přetvoření je micro-strain, kdy 1000 $\mu\epsilon$ odpovídá 0,1 % deformaci, což je $\epsilon = 0,001$. Jednotlivá stádia jsou od sebe oddělena pomocí hodnot tzv. minimálních efektivních přetvoření (Minimally Effective Strain – MES), při nichž dochází ke změně procesu adaptace kostní tkáně [13]. Tyto prahové hodnoty však mohou být rozdílné v závislosti na typu kosti, věku, pohlaví či genetické výbavě jedince a proto je k nim potřeba přistupovat pouze orientačně.



Obrázek 5.8: Závislost množství kostní tkáně na přetvoření dle Frosta [13]

První stádium je charakterizováno nedostatečným zatěžováním kosti, čímž dochází k postupné resorpci kostní tkáně – její množství a hustota se snižuje (osteoporóza). Horní hranice tohoto stádia se pohybuje v rozmezí 50 – 200 $\mu\epsilon$ [15].

Stádium druhé končí na hodnotě 1000 – 1500 $\mu\epsilon$. Jedná se o fyziologický (zdravý) stav, při kterém dochází k remodelaci kostní tkáně. V tomto stádiu dochází k její mírné resorpci, to však pouze z důvodu její obnovy – stará kostní tkáň je odstraněna a nahrazena novou [15]. Každý rok se takto obnoví přibližně 18 % veškeré spongiózy a 2 – 5 % kompakty [16].

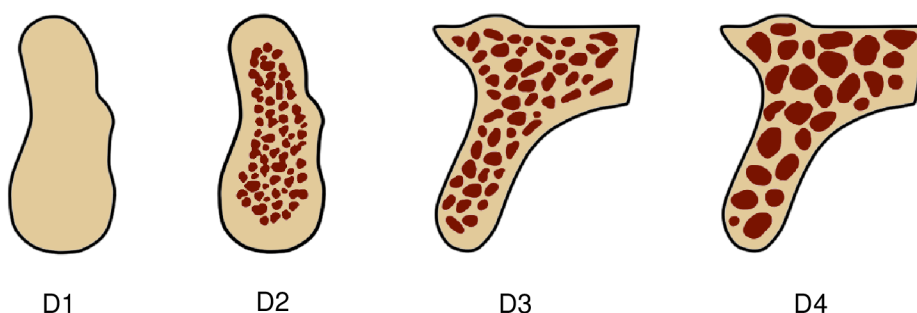
Třetí stádium je omezeno hodnotou 2500 – 3000 $\mu\epsilon$ a je charakteristické mírným přetěžováním kostní tkáně při kterém dochází k mikrozlomeninám. Na toto přetížení kost reaguje zvýšenou tvorbou kostní hmoty a změnou tvaru povrchu v důsledku její resorpcce. Kost postupně ztrácí pružnost a narůstá pevnost, avšak spolu s ní i křehkost [15], [16].

Ve čtvrtém stádiu (oblasti patologického přetěžování), kde je už zatížení významně vyšší, dochází k rapidnímu růstu fibrilární kostní tkáně na povrchu již existující kostní tkáně. Pokud je zatížení příliš velké (hodnoty přetvoření $> 20000 \mu\epsilon$) může dojít ke vzniku trhliny a následnému lomu [16].

5.6 Hustota kostní tkáně a její klasifikace

Jedním z podstatných faktorů ovlivňujících mechanické vlastnosti kosti je její hustota (denzita) neboli kvalita kosti. Cílem léčby zlomenin dolní čelisti je zajištění dlouhodobé stability aplikovaných fixátorů a jejich kvalitní osseointegrace¹. Toho se snadněji dosáhne, pokud jsou šrouby fixátorů zavedeny do kvalitní kosti [20].

Hustota kostní tkáně se často určuje podle Lekholmovy a Zarbovy klasifikace z roku 1985, která byla později v roce 1987 modifikována Mische. Ten ji rozdělil do čtyř základních tříd D1 – D4 (viz obr. 5.9) podle zastoupení kompaktní a spongiózní kostní tkáně v kosti. Ke kvantitativnímu určení denzity se používají Hounsfieldovy jednotky (HU). Rozmístění jednotlivých úseků je znázorněno na obrázku 5.10 [20], [21].



Obrázek 5.9: Klasifikace hustoty kostní tkáně dle Mische [20]

D1 – kvalitní kompakta

- Poloha: frontální část mandibuly
- Výhody: primární stabilita fixátoru
kvalitní osseointegrace
- Nevýhody: horší krevní zásobení, delší doba hojení

D2 – kvalitní kompakta, hustá spongióza

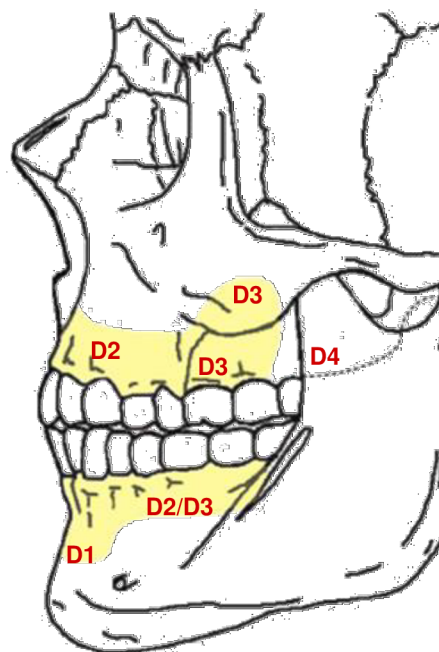
- Poloha: frontální a postranní část mandibuly
- Výhody: primární stabilita fixátoru
dobré krevní zásobení a osseointegrace
snadná operace, bezproblémové hojení

D3 – tenká kompakta, řídká spongióza

- Poloha: postranní část mandibuly
- Výhody: bohaté krevní zásobení
- Nevýhody: horší osseointegrace

D4 – téměř žádná kompakta, řídká spongióza

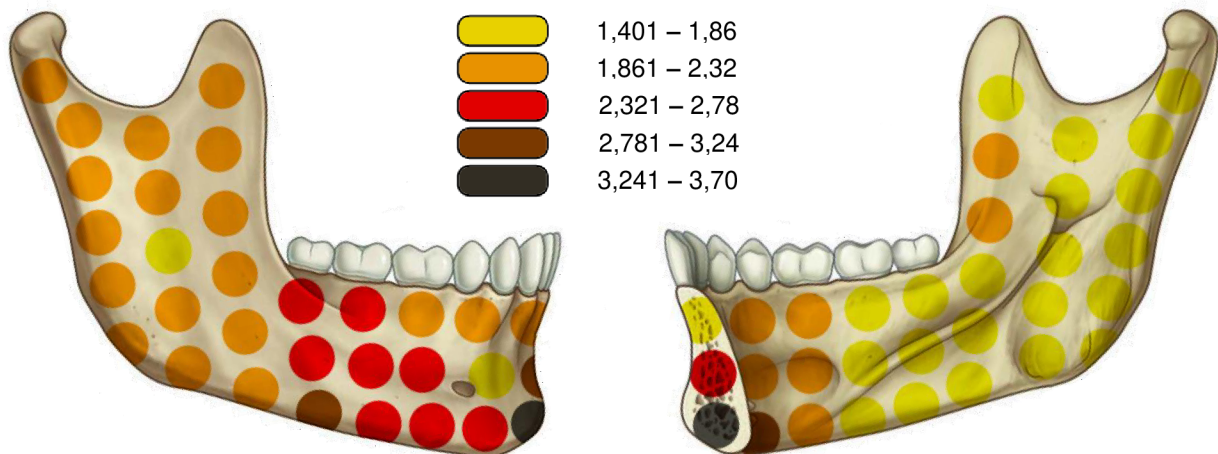
- Nevýhody: snížená primární stabilita, špatná osseointegrace



Obrázek 5.10: Poloha jednotlivých oblastí kostní denzity [107]

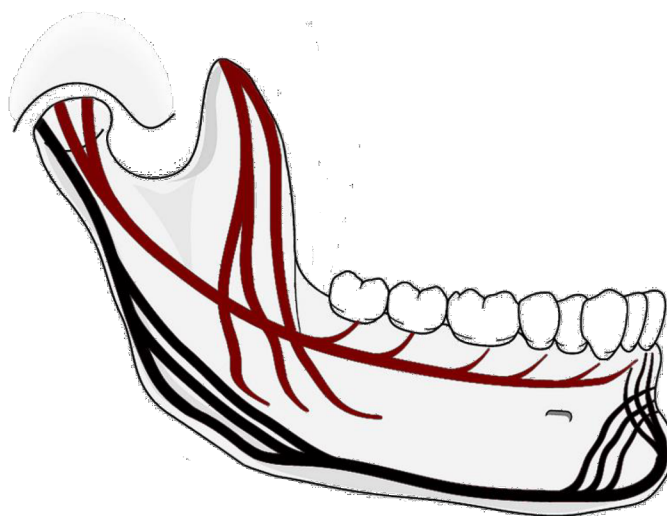
¹ Vhojení implantátu do kosti bez mezivrstvy měkké vazivové tkáně. Kost na implantát nejen přímo naléhá, ale je s ním spojená chemickými vazbami.

V případě mandibuly je podíl kompaktní a spongiózní kostní tkáně velmi proměnlivý, což je částečně způsobeno jejím složitějším tvarem než např. u kostí dlouhých. Tloušťka kortikály dolní čelisti se pohybuje v rozsahu 1,4 – 3,7 mm, přičemž větší tloušťku vykazuje *corpus mandibulae*. Určité rozdíly v tloušťce kortikální kosti lze rovněž pozorovat mezi faciální (vnější) a lingvální (vnitřní) stranou mandibuly, což je zřejmé z obr. 5.11 [17]. Podstatné faktory ovlivňující tuto tloušťku jsou pohlaví a věk jedince, u žen pak počet dětí či doba menopauzy [18].



Obrázek 5.11: Průměrná tloušťka kortikální kosti dolní čelisti [17]

Během žvýkání dochází ke značnému namáhání dolní čelisti. Z tohoto důvodu je její spongiózní kostní tkáň v oblastech největšího zatížení zesílena systémem kostních pilířů (trajektorií). Tyto trajektorie jsou orientovány ve směru tlakového zatížení při kousání (viz obr. 5.12). Kostní pilíře se velmi často překrývají a tvoří hlavní výztužné pásmo mandibuly. Jejich znalost má praktický význam pro umístění osteosyntetických dlah při léčbě zlomenin dolní čelisti [19], [22].



Obrázek 5.12: Trajektorie dolní čelisti [22]

5.7 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kost představuje velmi specifický materiál, který se z mechanického hlediska chová nehomogenně, anizotropně a nelineárně viskoelasticky. Lze ji považovat za kompozitní materiál složený z tvrdé kortikální složky a houbovité trámčiny - spongiózy [32]. Jelikož se jedná o živou tkáň, která se během života člověka neustále mění a vyvíjí, její mechanické vlastnosti nejsou stálé. Hlavním faktorem ovlivňujícím mechanické vlastnosti kosti je především obsah vody a minerálních látek, který se mění v závislosti na věku jedince. S přibývajícím věkem se rovněž snižuje hustota kosti a tím i její pevnost, což má za následek zvýšenou náchylnost ke zlomeninám. Dalšími faktory mající vliv na mechanické vlastnosti a složení kosti jsou např. věk, pohlaví, umístění v těle, teplota, životospráva, zdravotní stav jedince či různá onemocnění kosti [33].

Stanovení mechanických vlastností biologických tkání, resp. jejich materiálových charakteristik, je obvykle značně problematické a závisí na celé řadě faktorů daných zejména fyziologickým stavem vzorku a podmínkami experimentu. Řada komplikací je spojena právě se získáním vhodných experimentálních vzorků, u kterých záleží především na jejich velikosti a stavu [34]. Mechanické zkoušky kostní tkáně se provádí pouze na vzorcích *in vitro*, přičemž je nutné vzorky stále udržovat ve vlhkém stavu [35]. V opačném případě kost rychle podléhá vlivům okolí, vysychá a mění své vlastnosti. Vzorky se proto zpravidla uchovávají ve fyziologickém roztoku a pro delší dobu uložení se zmrazují. Doba konzervace a způsob jakým je provedena však výrazně ovlivňuje výsledky experimentu [36].

Jednou z možností jak určit materiálové charakteristiky kostní tkáně je na základě její hustoty. Pro kortikální kost jsou typické hodnoty denzity v rozsahu $(1,85 - 2) \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$. V případě spongiózní kosti, která má charakter trámečkové struktury (nejedná se tedy o souvislou homogenní oblast), se mluví o tzv. zdánlivé hustotě. U spongiózní kostní tkáně se hodnoty zdánlivé hustoty pohybují v rozsahu $(0,15 - 1) \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ [37].

Vztahy pro Youngův modul pružnosti jsou obvykle odvozeny pro hodnoty zdánlivé hustoty. Proto byly vytvořeny korelační vztahy, které umožňují převádět výsledky CT měření v podobě absorpce záření vyjádřené Housfieldovými jednotkami (HU) na hodnoty zdánlivé hustoty. Pomocí těchto hodnot je následně možné dopočítat rozložení modulu pružnosti v kostní tkáni. Je však nutné zohlednit, že korelační vztahy jsou vždy odvozeny pro konkrétní nastavení CT zařízení [35], [38]. Z následujících vztahů lze určit hustotu a Youngův modul pružnosti v tahu pro dolní čelist [39].

$$\text{Hustota: } \rho = 1,14264 \cdot HU + 309,4935 \text{ [kg/m}^3\text{]} \quad (5.1)$$

$$\text{Youngův modul pružnosti: } E = 0,024 \cdot \rho^{1,777} \text{ [MPa]} \quad (5.2)$$

Všechny výše uvedené faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostní tkáně společně s rozdílnými metodami experimentu mají za následek velký rozsah naměřených hodnot materiálových charakteristik uváděných v literatuře od různých autorů.

5.7.1 Nejčastěji používané modely materiálu kostní tkáně

Kostní tkáň je komplexní biomateriál, který vykazuje různé mechanické vlastnosti dle své struktury, lokality, směru zatížení, zátěžové historie apod. Mezi nejčastěji používané modely materiálu kostní tkáně patří:

Izotropní lineárně elastický model materiálu

Mechanické vlastnosti kostní tkáně je možné modelovat s využitím homogenního izotropního lineárně pružného modelu materiálu. Tento tzv. Hookeovský model představuje nejnižší, ale zároveň nejpoužívanější model materiálu pro řešení deformačně napěťových analýz dolních čelistí. K jeho určení postačují jen dvě na sobě nezávislé materiálové charakteristiky, které jsou totožné ve všech směrech daného materiálu. Jsou jimi Youngův modul pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovo číslo μ [-]. V literatuře se lze setkat s širokým intervalem hodnot tohoto modelu materiálu, přičemž rozdíly těchto hodnot jsou způsobeny především z důvodu různého provedení experimentu a stavu zkoušených vzorků [32].

Pro lineárně elastický model materiálu platí vztahy Hookeova zákona ve tvaru:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} ; \gamma = \frac{\tau}{G} \quad (5.3), (5.4)$$

... kde G je modul pružnosti ve smyku, jenž je závislý na velikosti E a μ

V následující tabulce jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik kortikální a spongiózní kostní tkáně izotropního modelu materiálu od různých autorů.

Autor	Kortikální kostní tkáň		Spongiózní kostní tkáň	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
Vincent et al (1992) [43]	13 800	0,26	345	0,31
Menicucci et al (1998) [44]	13 700	0,30	1 370	0,30
Apicella et al (1998) [45]	15 000	0,25	1 500	0,29
Tanne et al (1998) [46]	8 000	0,30	137	0,30
Jones et al (2001) [47]	13 800	0,26	345	0,31
Gei et al (2002) [48]	13 700	0,30	1 370	0,30
Toparli et al (2002) [49]	13 800	0,26	100-500	0,30
Hu et al (2003) [50]	13 700	0,30	7 930	0,30
Bratu et al (2003) [51]	13 700	0,26	1 370	0,30
Lin et al (2005) [52]	14 800	0,35	378	0,30
Nagasao et al (2003) [53]	15 000	0,33	1 500	0,30
Huang et al (2008) [54]	13 800	0,26	345	0,31
Baggi et al (2008) [55]	13 700	0,30	500	0,30
Lan et al (2008) [56]	13 700	0,30	1 850	0,30
Ammar et al (2011) [57]	14 700	0,30	1 500	0,30

Tabulka 5.1: Přehled hodnot materiálových charakteristik kortikální a spongiózní kostní tkáně dolní čelisti pro izotropní model materiálu

Ortotropní lineárně elastický model materiálu

Vedle izotropního modelu materiálu je pro řešení deformačně napěťových analýz dolních čelistí často využíván ortotropní lineárně pružný model materiálu. Tento model je obecně definován devíti materiálovými charakteristikami: třemi moduly pružnosti v tahu (E_i), třemi poissonovými čísly (μ_{ij}) a třemi moduly pružnosti ve smyku (G_{ij}). V tomto případě už materiál nemá ve všech směrech stejné vlastnosti a je tedy nutná definice třech navzájem kolmých materiálových směrů. Tyto směry jsou v různých oblastech dolní čelisti odlišné. V literatuře se také můžeme setkat s rozdílnými hodnotami materiálových charakteristik pro jednotlivé úseky dolní čelisti [42].

Pro ortotropní model materiálu platí následující tvar Hookeova zákona ($i, j = 1, 2, 3$):

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\mu_{21}}{E_2} & -\frac{\mu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\mu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\mu_{13}}{E_1} & -\frac{\mu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \quad (5.5)$$

...kde G je modul pružnosti ve smyku, jenž je závislý na velikosti E a μ

V následující tabulce jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik kortikální kostní tkáně ortotropního modelu materiálu pro jednotlivé úseky dolní čelisti.

Materiálové charakteristiky	Kortikální kostní tkáň v jednotlivých úsecích dolní čelisti					
	Brada	Tělo	Úhel	Rameno	Kloubní výběžek	Svalový výběžek
E_x [MPa]	20 492	21 728	23 793	24 607	23 500	28 000
E_y [MPa]	12 092	12 700	12 757	12 971	12 650	14 000
E_z [MPa]	16 350	17 828	19 017	18 357	17 850	17 500
μ_{xy} [-]	0,43	0,45	0,41	0,38	0,32	0,28
μ_{yz} [-]	0,22	0,2	0,22	0,23	0,25	0,28
μ_{xz} [-]	0,34	0,34	0,3	0,28	0,24	0,28
G_{xy} [MPa]	5 317	5 533	5 493	5 386	5 500	5 750
G_{yz} [MPa]	4 825	5 083	4 986	5 014	5 150	5 300
G_{xz} [MPa]	6 908	7 450	7 579	7 407	7 150	7 150

Tabulka 5.2: Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně dolní čelisti pro ortotropní model materiálu [42]

5.8 Nervová soustava dolní čelisti

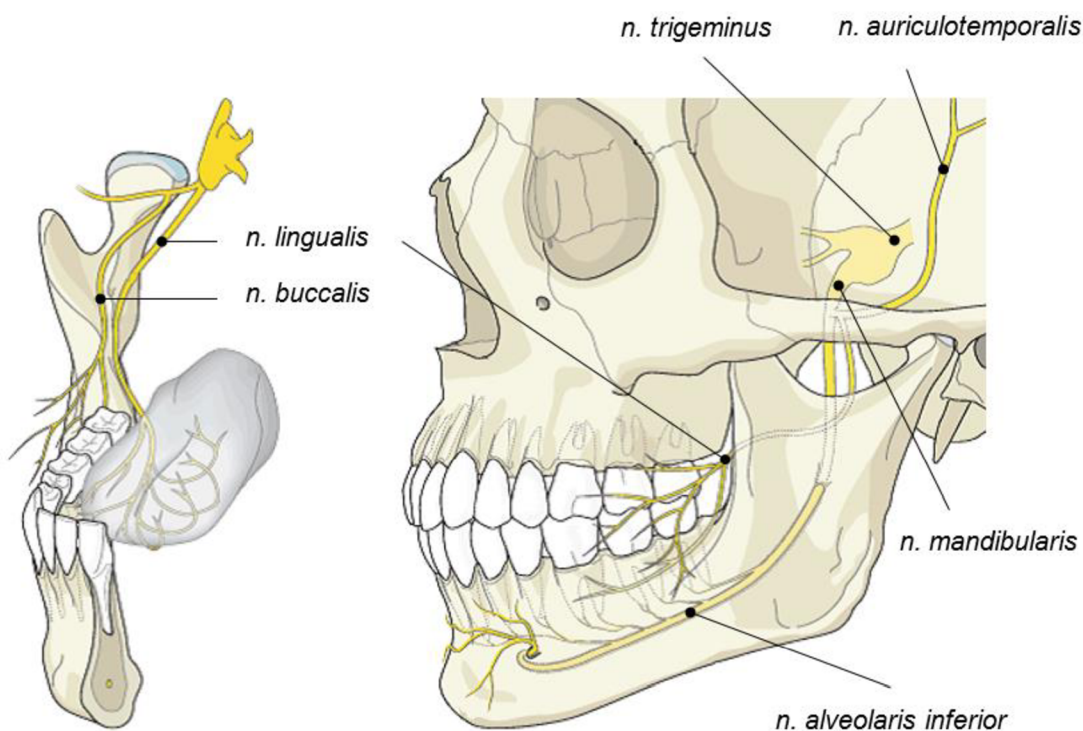
Nervy dolní čelisti zajišťují přenos veškerých vjemů z přední části hlavy (povrchové i vnitřní) do centrální nervové soustavy. Mezi nejdůležitější z nich patří třetí větev trojklaného nervu (*n. mandibularis*). Tato větev jako jediná obsahuje senzitivní i motorická vlákna, která inervují žvýkácké svaly [23]. Mandibulární nerv se dále dělí na čtyři hlavní větve (viz obr. 5.13):

Nervus lingualis – první silná větev jdoucí mezi *m. pterygoideus lateralis* a *medialis* obloukem dolů. Větví se do sliznice jazyka (přední dvě třetiny) a spodiny úst [23].

Nervus alveolaris inferior – druhá silná větev, která obsahuje senzitivní i motorická vlákna. Sestupuje za *n. lingualis* a po vydání motorických vláken vstupuje do mandibulárního kanálku, kde pokračuje dopředu. Inervuje dolní zuby společně s přílehlou dásní a vystupuje z kanálku dolní čelisti ve *foramen mentale*, kde se dále větví do dolního rtu a kůže brady.

Nervus buccalis – senzitivní větev, která inervuje kůži a sliznici tváře společně s dásněmi v oblasti prvních stoliček [23].

Nervus auriculotemporalis – senzitivní nerv, který odstupuje pod bází lebeční směrem za čelistní kloub a dále míří do spánkové krajiny. Rozestupuje se na dvě raménka vytvářející očko, jímž prochází jedna z větví čelistní tepny. Inervuje oblast čelistního kloubu, spánkovou krajinu, ušní boltec, zevní zvukovod a bubínek [23], [24].



Obrázek 5.13: Nervová soustava dolní čelisti [108]

5.9 Svalová soustava dolní čelisti

Svalová tkáň tvoří téměř polovinu hmotnosti člověka a hraje nezastupitelnou roli v lidském těle. Svaly zajišťují pohyb, držení těla, zpevnění kloubů a produkci tepla. Jejich stimulací nervovými impulsy dochází ke kontrakci a tím k svalové činnosti [32].

Svaly orofaciální oblasti můžeme podle jejich funkce dělit na svaly žvýkací (čelistní) a svaly mimické. Mimické svaly leží většinou povrchově a upínají se do kůže. Umožňují pohyb očních víček, obočí, nosu, úst a tváří, čímž určují výraz obličeje. Rovněž se podílejí na příjmu potravy a artikulaci při mluvení [8].

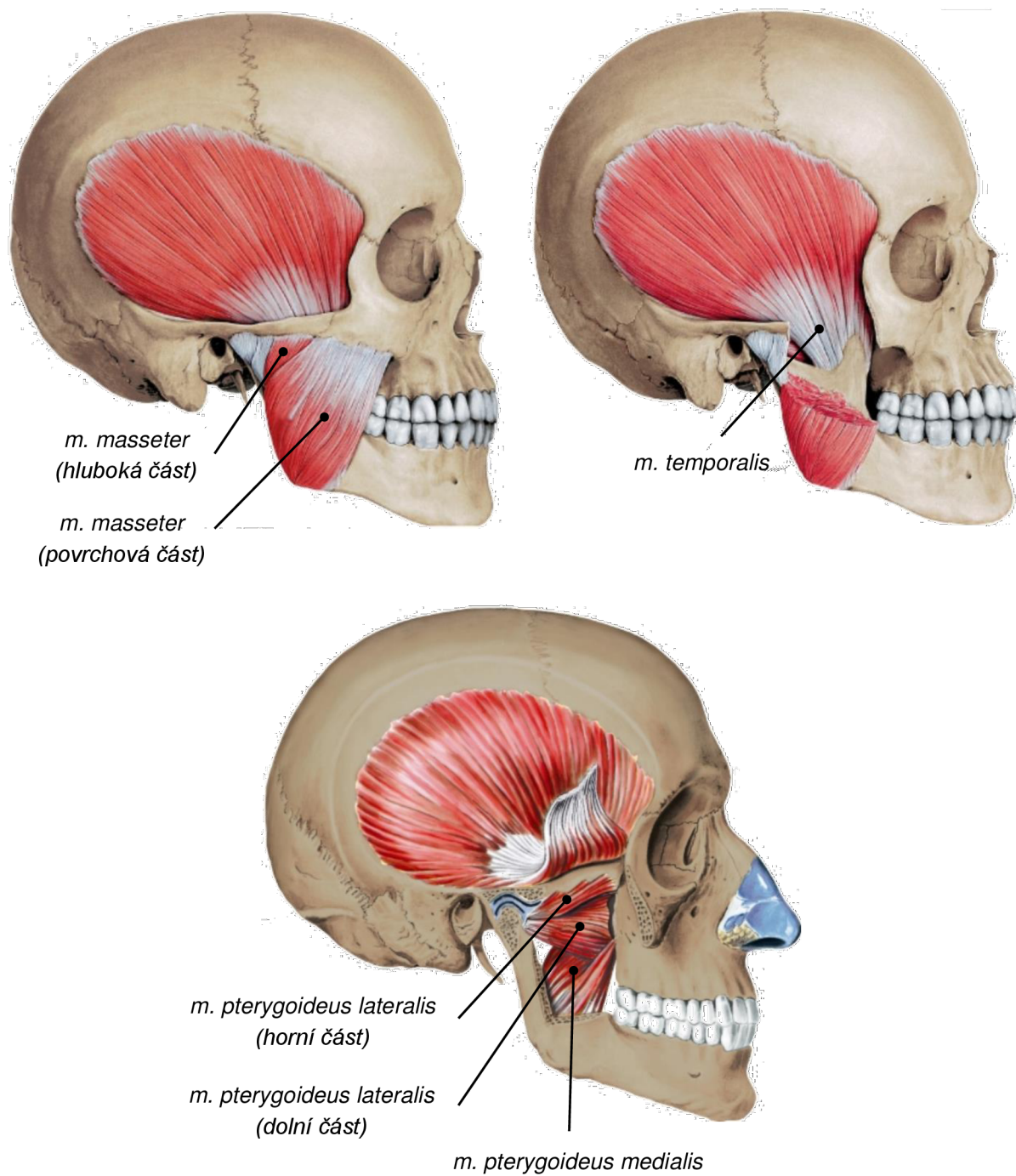
Pro řešení formulovaného problému mají význam především svaly žvýkací. Mezi nejdůležitější z nich patří zevní sval žvýkací (*musculus masseter*), sval spánkový (*m. temporalis*), vnitřní sval křídlový (*m. pterygoideus medialis*) a zevní sval křídlový (*m. pterygoideus lateralis*). Všechny tyto svaly jsou párové a většina z nich se přímo účastní elevace mandibuly (zavírání úst) a uplatňují se tedy zejména při žvýkání. Výjimkou je zevní sval křídlový, který zahajuje depresi a elevace dolní čelisti se účastní nepřímo, regulováním zpětného posunu kloubní hlavice a disku [8], [10].

Deprese mandibuly je obvykle umožněna pouhou gravitací nebo pomocí svalů *m. digastricus* a *m. mylohyoideus*. Tyto svaly však nejsou z hlediska řešení našeho problému podstatné stejně jako *m. buccinator*, který pomáhá udržovat jídlo mezi povrchy zubů při žvýkání [8].

Funkce a úpony jednotlivých svalů jsou uvedeny v následující tabulce a jejich znázornění je uvedeno na obrázku 5.14.

Sval	Úpon	Funkce
M. masseter	Ramena a úhel dolní čelisti (<i>ramus et angulus mandibulae</i>)	Zavírání a posun úst vpřed (elevace a protrakce)
M. pterygoideus medialis	Dolní okraj mandibuly	Zavírání a posun úst vpřed (elevace a protrakce), třecí pohyby během žvýkání
M. temporalis	Svalový výběžek (<i>processus coronoideus mandibulae</i>) na mediální ploše a na hrotu	Zavírá ústa a zatahuje čelist dozadu (elevace a retrakce)
M. pterygoideus lateralis	Kloubní hrboly mandibuly a pouzdro čelistního kloubu (<i>capsula articularis</i>)	Posun úst do stran a vpřed (lateropulze a protrakce)

Tabulka 5.3: Funkce a úpony žvýkacích svalů [10], [26], [40]



Obrázek 5.14: Žvýkácí svaly [8], [109]

5.10 Základní pohyby dolní čelisti

Elevace (addukce)

Elevace neboli zavírání úst je umožněno díky žvýkacím svalům (*m. masseter*, *m. pterygoideus medialis*, *m. pterygoideus lateralis*, *m. temporalis*). V první fázi dochází nejprve k posuvu kloubního disku vzad společně s kloubní hlavici, přičemž uvolnění *m. pterygoideus lateralis* umožní návrat disku až do kloubní jamky. Kloubní disk je díky jeho přirozené viskoelasticitě schopen měnit tloušťku během posuvu mezi kloubními plochami. Konečná fáze elevace mandibuly končí v základní okluzní poloze (při styku žvýkacích ploch zubních oblouků) [26], [27].

Deprese (abdukce)

Deprese neboli otevírání úst je pohyb opačný vůči elevaci. Tento pohyb je prováděn především pomocí nadjazykových svalů (*m. digastricus*, *m. mylohyoideus* a *m. geniohyoideus*). Při otevírání úst kloubní hlavice nejprve rotuje kolem své horizontální osy (do chvíle, kdy jsou řezáky od sebe cca 10 mm) a následně spolu s kloubním diskem provádějí pohyb dopředný translační. Při maximální depresi se kloubní hlavice dostane na vrchol kloubního hrbolku, popřípadě mírně za vrchol. V této fázi se horizontální osa nachází mimo vlastní kloub a pohyb disku je zastaven díky napnutí jeho zadní části [8], [24], [26].

Protruzní exkurze (propulze)

Protruzní exkurze je posun dolní čelisti ze základní okluzní polohy vpřed. Kondyly přitom vykonávají pouze translační pohyb vpřed a dolů při současném vytažení disku. Během tohoto pohybu se zapojují oboustranně svaly *m. pterygoideus lateralis* a z části i *m. masseter* a *m. pterygoideus medialis*. Tento pohyb je typický při ukusování sousta [26], [27].

Retruzní exkurze (retropulze)

Při tomto pohybu dolní čelist 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 [26], [27].

Laterální exkurze (lateropulze)

V tomto případě jde o asymetrický pohyb ze základní polohy do stran. K laterální exkurzi dochází jednostranným smrštěním svalu *m. pterygoideus lateralis*, který stahuje pouze jednu hlavici kloubu vpřed a dolů, přičemž hlavice kloubu na opačné straně zůstává téměř na místě a jen se nepatrně otáčí. Svým způsobem se jedná o retropulzi na jedné straně s propulzi na straně opačné. Tento pohyb není zcela funkční, při žvýkání se vždy kombinuje s depresí [26], [27].

5.11 Hodnoty skusových sil

Primární funkcí čelistí člověka je kousání a rozměňování při příjmu potravy, kdy dochází k mechanickému namáhání soustavy čelist – kost, případně čelist – fixátor. V celém procesu je nejdůležitějším okamžikem chvíle, kdy zuby obou čelistí svírají sousto. V tomto okamžiku dosahují skusové síly nejvyšších hodnot.

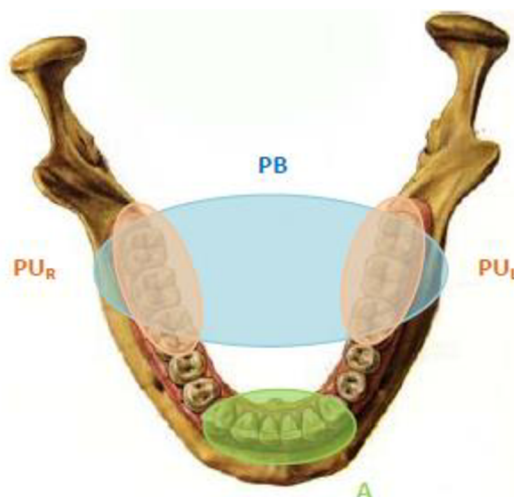
Síla skusu se vyjadřuje tzv. okluzní nebo žvýkací silou, jejíž hodnoty se měří mezi zuby dolní a horní čelisti. Okluzní (stykové) síly se měří speciálními metodami buď za přítomnosti měřicího zařízení, různých druhů potravin, nebo naprázdno bez nich. Hodnoty okluzních sil se značně liší v závislosti na měřené oblasti (špičáky, řezáky, premoláry, moláry), použitém měřicím zařízení a zda je v kontaktu pouze jeden nebo více zubů [28].

Velikosti sil při skusu lze měřit gnatodynamometry (viz obr. 5.15) a obecně se pohybují v rozmezí 10 – 1000 N, přičemž největší sílu lze vyvinout v oblasti druhých premolárů a prvních molárů (tzv. centru žvýkací síly). Naměřené síly jsou velmi závislé na pohlaví, kdy muži dosahují zpravidla vyšších hodnot skusových sil než ženy, dále pak na věku jedince a směru působení. U mužů je průměrná maximální síla skusu 700 N, zatímco u žen 500 N [29], [30]. Při žvýkání běžných potravin (maso, mrkev, sušenka) je však dosaženo mnohem menších sil, které mají cyklický charakter a jsou závislé na tuhosti potravy. Síla na řezácích a špičácích se obvykle pohybuje kolem 50 N, u premolárů pak dosahuje 150 N a u molárů se může pohybovat až kolem 200 N na jeden zub [27], [31].

Dle Nankaliho probíhá žvýkání ve fyziologickém stavu dvěma základními způsoby (viz obr. 5.16): na předních zubech – anteriorně (ukusování sousta) a na zadních zubech – posteriorně. V druhém případě lze rozdělit žvýkání na unilaterální (pouze na jedné straně), nebo bilaterální (na obou stranách současně) [32].



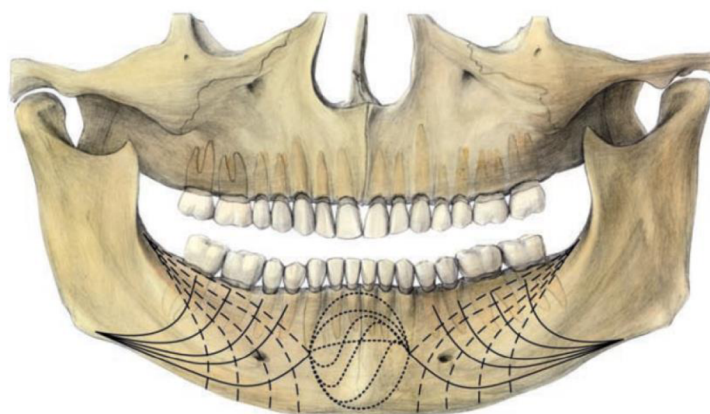
Obrázek 5.15: Přístroj T-Scan Novus na měření skusové síly [88]



Obrázek 5.16: Rozložení skusových sil při žvýkání dle Nankaliho [32]:
A - anteriorně, **PUR** - posteriorně, unilaterálně, pravá strana,
PUL - posteriorně, unilaterálně, levá strana, **PB** - posteriorně,
 bilaterálně

5.12 Napjatost v dolní čelisti při skusu a ideální linie osteosyntézy

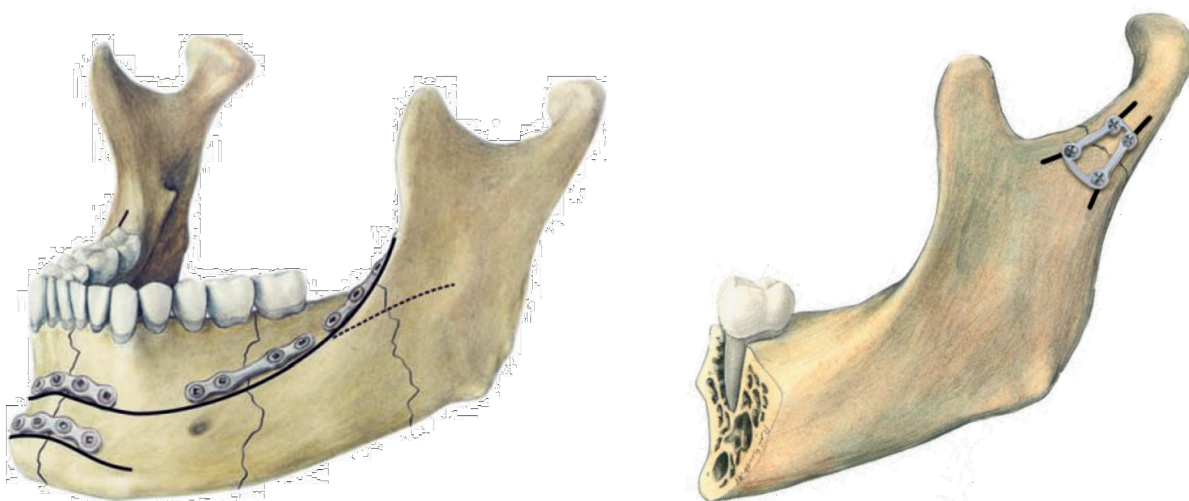
Pro správné umístění osteosyntetických dlah a fixátorů jsou rovněž nezbytné základní znalosti o napjatosti v dolní čelisti namáhané při skusu. Namáhání dolní čelisti je prezentováno pomocí tahových, tlakových a krutových sil. Z následujícího obrázku je zřejmé, že tenzní zóna (čárkované čáry) vzniká při horním okraji těla mandibuly, v oblasti dolního okraje naopak dochází ke kompresi (souvislé čáry). Proměnlivé síly a torze (tečkované čáry) pak působí převážně v úseku brady [85].



Obrázek 5.17: Tahové síly (čárkované), tlakové síly (souvislé) a torzní síly (tečkované) působící na dolní čelist při skusu [85]

Na základě těchto sil, spolu se znalostí kostních pilířů (trajektorií), navrhl francouzský doktor Maxime Champy ideální linie osteosyntézy (viz obr. 5.18). Tyto linie určují nejvhodnější místa k aplikaci fixačních minidlah tak, aby silové působení vyvolané svaly dolní čelisti pomáhalo ke stabilizaci zlomenin a jejich následnému hojení bez komplikací. V přední části dolní čelisti se zpravidla aplikují dvě horizontálně orientované minidlahy, v zadní části těla mandibuly obvykle postačuje jedna, šikmo orientovaná minidlahy. Šrouby se do kosti zavádí tak, aby nepoškodily obsah mandibulárního kanálu nebo kořeny zubů v oblasti lomné linie [62], [85].

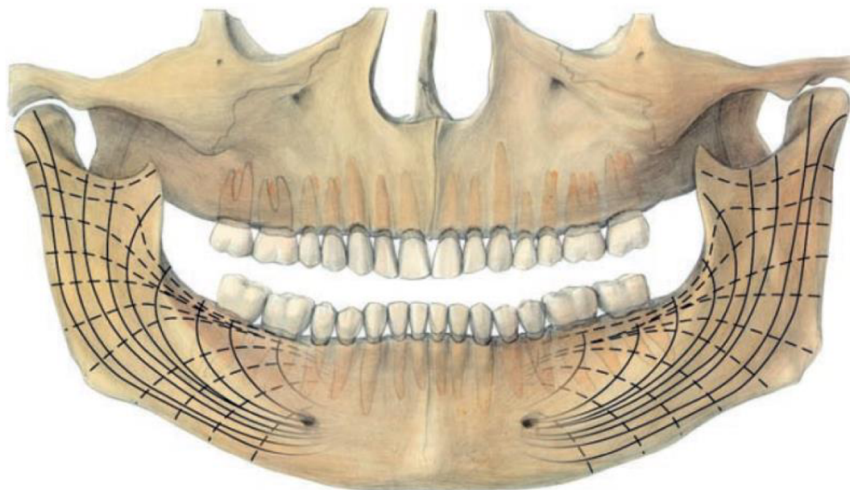
Champyho koncept byl dále rozšířen Mayerem [86] na oblast ramene a kloubního výběžku dolní čelisti. Podle rozložení tahových a kompresivních sil při žvýkání byly v této oblasti rovněž určeny ideální linie osteosyntézy (viz obr. 5.18).



Obrázek 5.18: Ideální linie osteosyntézy [85], [86]

Napětí v dolní čelisti při skusu je vyvoláno především kompresními silami žvýkacích svalů. Síly svalů naopak vyvolávají další reaktivní síly, kterými jsou síly působící na zuby při skusu společně s intraartikulárními silami působícími na kontaktní místa kondylů.

Zjednodušené rozložení napětí v rameni, úhlu a těle mandibuly je zobrazeno na obr. 5.19.



Obrázek 5.19: Rozložení napětí v dolní čelisti při skusu - tahové napětí (souvise), tlakové napětí (čárkovaně) [85]

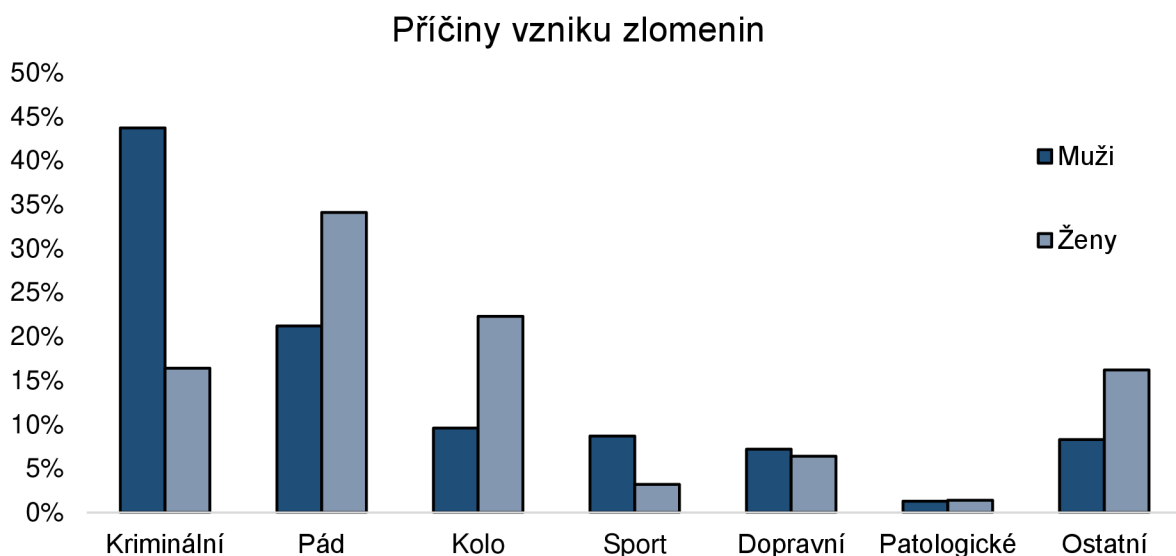
Na základě těchto poznatků společně se znalostí podpěrných kostních pilířů (viz kap. 5.6) byly fixační dlahy umístěny na dolní čelist při tvorbě modelu geometrie.

6 Zlomeniny dolní čelisti

Zlomenina (fraktura) vzniká porušením spojitosti kostní tkáně jako důsledek mechanického namáhání. Dochází k ní vlivem síly, která překročí mez pevnosti dané kosti. V případě přímých zlomenin tato síla působí v místě porušení, u nepřímých zlomenin je od něj vzdálena [91].

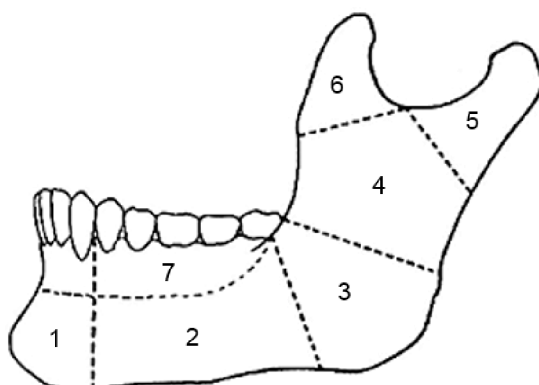
Dolní čelist je svým uložením, strukturou kosti a anatomickým tvarem nejvíce exponovanou částí obličejového skeletu. Díky její proměnlivé tloušťce a přítomnosti zubů je mechanicky oslabená. Kostní trajektorie a svaly upínající se k dolní čelisti určují predikční místa vzniku zlomeniny a způsoby dislokace zlomených kostních fragmentů [62].

Nejčastějšími příčinami vzniku zlomenin dolní čelisti jsou zpravidla kriminální úrazy, dopravní nehody, pády nebo zranění při sportu (viz graf 6.1) [92].



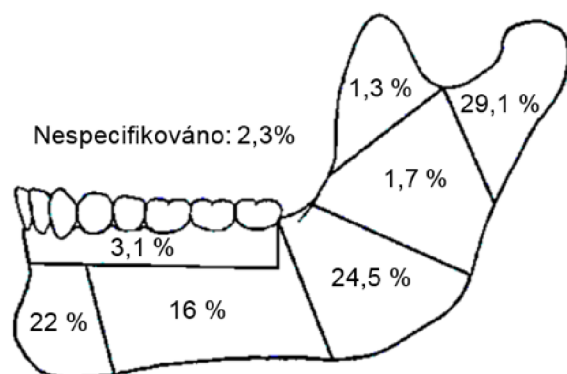
Graf 6.1: Příčiny vzniku zlomenin dolní čelisti v moravskoslezském regionu (1998-2007) [96]

V běžné klinické praxi se zlomeniny mandibuly obvykle dělí podle místa lomu (viz obr. 6.1). Procentuální zastoupení zlomenin dle anatomické lokalizace je zobrazeno na obrázku 6.2.



Obrázek 6.1: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle anatomické lokalizace [62]

- 1 – krajina bradová 2 – tělo dolní čelisti
- 3 – úhel dolní čelisti 4 – rameno dolní čelisti
- 5 – kloubní výběžek 6 – svalový výběžek
- 7 – alveolární výběžek



Obrázek 6.2: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle procentuálního zastoupení [103]

7 Rigidní osteosyntéza

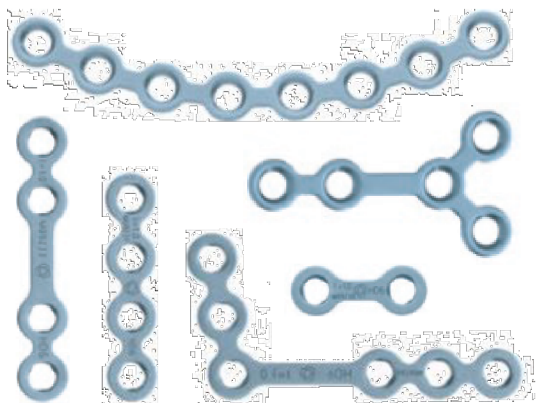
V současnosti je nepoužívanější a nejrozšířenější metodou léčby zlomenin dolní čelisti rigidní osteosyntéza. Podstatou této chirurgické metody je otevřená repozice kostních fragmentů a následná vnitřní fixace (z angl. ORIF) pomocí kostních dlah. Nejčastěji se používají kovové destičky různých tvarů a velikostí, které se přišroubují přes lomnou linii přímo na kost. K fixaci se používají monokortikální nebo bikortikální samořezné šrouby, přičemž se šroub v kostní tkáni nesmí protáčet. V případě uvolnění šroubu je nutné použít tzv. pohotovostní šroub (emergency screw), který je o 0,3 mm širší než původní šroub a zamezí uvolnění celé dlahy [19], [62].

Mezi hlavní výhody rigidní osteosyntézy patří zejména stabilní znehybnění kostních úlomků, které je nezbytné pro správné zhojení zlomené kosti, dále pak aktivní funkce čelisti během procesu hojení a úplná eliminace nebo podstatné zkrácení doby intermaxilární fixace. Na druhou stranu je u této metody zvýšené riziko vzniku komplikací a je technicky a ekonomicky náročná [62].

K neznámějším výrobcům těchto fixátorů se řadí např. Synthes[®], Medartis[®] nebo KLS Martin. Největším tuzemským výrobcem je firma Medin[®], která mimo jiné spolupracuje s mnoha univerzitami a vysokými školami, mezi které se řadí i VUT v Brně.

7.1 Nekompresivní osteosyntéza

Tato metoda, známá zejména pod pojmem „miniplate“, je v současnosti jednou z nejrozšířenějších a nepoužívanějších metod rigidní osteosyntézy v maxilofaciální chirurgii. K fixaci kostních fragmentů zlomené čelisti se používají miniaturní kovové dlahy (viz obr 7.1), obvykle tloušťky 1 mm, které jsou ke kostní tkáni připevněny pomocí samořezných nebo samovrtných šroubů (viz obr 7.5), převážně o průměru 2 mm a délce 5-8 mm. Šrouby jsou do kostní tkáně zaváděny nejčastěji z intraorálního přístupu přibližně kolmo na plochu dlahy. V dnešní době je na trhu i celá řada silnějších dlah o tloušťce 1,25-2,8 mm se šrouby o průměru 2,4-2,9 mm a délce až 18 mm. K fixaci jednoduchých fraktur se zpravidla aplikují krátké dlahy se dvěma až třemi šrouby na každé straně lomné linie, kdežto u zlomenin komplikovanějších je třeba použít dlahy delší a větší počet šroubů (viz obr. 7.2). Nekompresivní osteosyntéza zajišťuje dokonalé zhojení zlomené čelisti i při funkční zátěži bez nutnosti použití intermaxilární fixace, kdy je dolní čelist zafixována k horní čelisti v okluzi pomocí drátů či gumiček [62], [85], [90], [94].



Obrázek 7.1: Příklady nekompresivních dlah [90], [94]



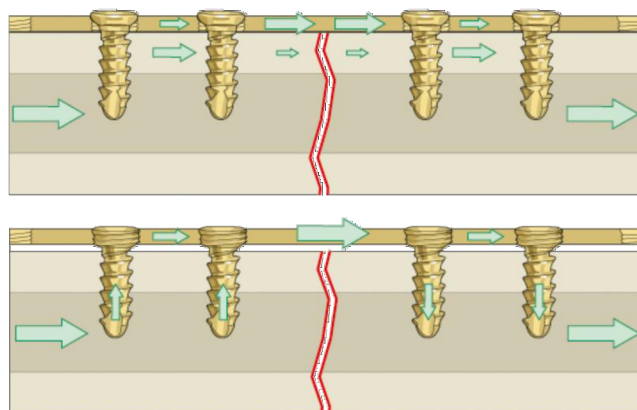
Obrázek 7.2: Příklad fixace zlomeniny těla dolní čelisti [90]

Úhlově stabilní dlahy (locking plates)

V současnosti vývoj osteosyntézy směřuje k omezení kontaktní plochy mezi fixátorem a kostí. Zároveň je snaha o co nejméně invazivní přístup neboli biologickou osteosyntézu, která výrazně šetří vitalitu kosti a měkkých tkání. Z těchto důvodů se používají tzv. úhlově stabilní dlahy (locking plates), které mají závit v otvorech pro šrouby (viz obr. 7.3). Další závit je na hlavě šroubu, čímž je dosaženo pevného spojení mezi dlahou a šrouby. Tímto je zajištěna úhlová stabilita osteosyntézy, nedochází tak k uvolňování šroubů a zatěžování povrchu kosti tlakem, čímž je dosaženo maximální perfuze (prokrvení) tkání pod dlahou [62], [71], [95].



Obrázek 7.3: Řez úhlově stabilní dlahou se šroubem [71]



Obrázek 7.4: Silové působení na kost při použití konvenční dlahy (nahore) a „locking“ dlahy (dole) [71]

U tohoto způsobu osteosyntézy je téměř veškeré zatížení přenášeno dlahou (viz obr. 7.4). K fixaci je možné použít monokortikální i bikortikální šrouby. Na trhu jsou dnes také dlahy umožňující fixaci dvojím způsobem pomocí „zamykacích“ (locking) šroubů i standardních šroubů bez závitů na hlavě, které je možné zavádět do kostní tkáně pod různým úhlem (viz obr. 7.6) [62], [93], [95].



Obrázek 7.5: Příklad „zamykacích“ a standardních šroubů [93]



Obrázek 7.6: Řez dlahou umožňující fixaci pomocí „zamykacích“ i standardních šroubů [71]

Výhody úhlově stabilních dlah [71]:

1) Konvenční dlahy vyžadují přesnou adaptaci k přiléhající kosti. Bez tohoto kontaktu jsou při utahování šroubů kostní fragmenty přitahovány k dlaze, což vede ke změnám jejich polohy a skusových poměrů. Při aplikaci úhlově stabilní dlahy není nutné, aby dlaha přesně kopírovala povrch kosti. Díky závitům na hlavách šroubů a v otvorech dlahy dojde k „zamčení“ šroubů do dlahy, přičemž vznikne malá mezera mezi dlahou a kostí.

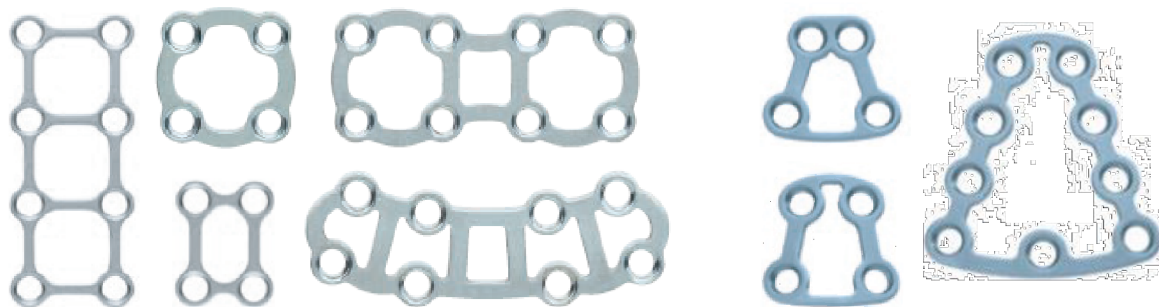
- 2) Jelikož úhlově stabilní dlahy ve většině případů nedoléhá na periost kortikální kostní tkáň, nevytváří na ni tlak a nedochází tak k omezení či poškození krevního zásobení kosti.
- 3) Další výhodou je nepravděpodobné uvolnění šroubů se zamykací hlavou z dlahy. K uvolnění šroubů nedochází ani při jejich zavedení do nekvalitní kostní tkáň. S touto výhodou souvisí i snížení rizika vzniku infekce a zánětlivých komplikací.
- 4) Úhlově stabilní dlahy a šrouby vykazují stabilnější fixaci zlomených kostních fragmentů oproti konvenčním „nezamykacím“ systémům.

Trojrozměrné (3D) dlahy

Dalším typem nekompresivních fixátorů jsou v současnosti hojně používané trojrozměrné (3D) dlahy. Základní koncept těchto dlah je založen na čtyřúhelníkovém tvaru (viz obr. 7.7). Tloušťka 3D fixátorů je stejně jako u standardních dlah obvykle 1 mm. K fixaci se používají monokortikální šrouby, které jsou do kostní tkáň zaváděny zpravidla z intraorálního přístupu. Z biomechanického hlediska nabízí tento typ fixátorů příznivější chování než konvenční „miniplate“ dlahy. Podle různých studií mají lepší pevnost v ohybu či krutu a vydrží namáhání tahem o velikosti až 690 N, což je téměř hodnota velikosti maximálního zatížení dolní čelisti [94], [96], [97].

Mezi hlavní výhody 3D dlah patří především jejich jednoduchá aplikace, dále pak použití menšího množství fixátorů a šroubů než u „miniplate“ systému, s čímž úzce souvisí i snížení celkových nákladů na léčbu, menší riziko vzniku infekce a kratší operační doba. Tyto fixátory jsou nejčastěji používány k léčbě jednoduchých zlomenin těla a úhlu mandibuly jako alternativa tradičních kostních dlah [96], [97].

Jinou variantou trojrozměrných fixátorů jsou lichoběžníkové (TCP) dlahy (viz obr. 7.7). Tyto dlahy byly navrženy na základě biomechanických studií vycházejících z Champyho konceptu, který byl dále rozšířen Meyerem [86] na oblast ramene a kloubního výběžku mandibuly. TCP dlahy se na zlomeninu aplikují zpravidla z malých kožních incizí (max 25 mm) v oblasti pod uchem po předchozí otevřené repozici dislokovaných kostních fragmentů. Jejich lichoběžníkový tvar poskytuje optimální stabilitu zlomeniny i při funkčním zatížení dolní čelisti a velmi dobrou odolnost dlahy vůči lokálním napětím. TCP dlahy se vyrábí v různých velikostech a jsou používány k léčbě většiny kondilárních a subkondilárních zlomenin mandibuly [98], [99].



Obrázek 7.7: Příklady 3D fixátorů (vlevo) a TCP dlah (vpravo) [90], [94]

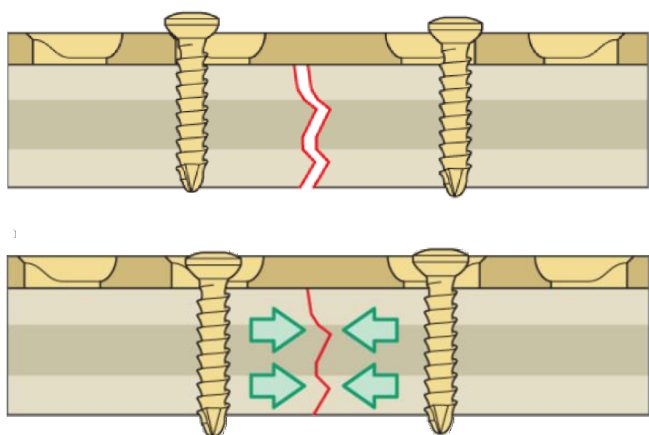
7.2 Kompresivní osteosyntéza

Prvním způsobem fixace kostních úlomků pomocí této metody je použití kovových dlah typu DCP (dynamic compression plate), které jsou však na rozdíl od nekompresivních dlah opatřeny oválnými, zešíkmenými otvory umožňujícími sklon šroubu až 25° (viz obr. 7.8). Díky těmto otvorům dochází při dotahování šroubů ke kompresi kostních fragmentů v lomné linii a hojení kosti pod tlakem (viz obr. 7.9). Tyto dlahy se aplikují zejména na spodní hranu mandibuly, současně je ale nezbytné dolní čelist zafixovat i při jejím horním okraji v oblasti tenze. Tato metoda poskytuje vysokou stabilitu kostních úlomků a zajišťuje správné zhojení zlomeniny i při funkční zátěži poraněné kosti [62], [100].

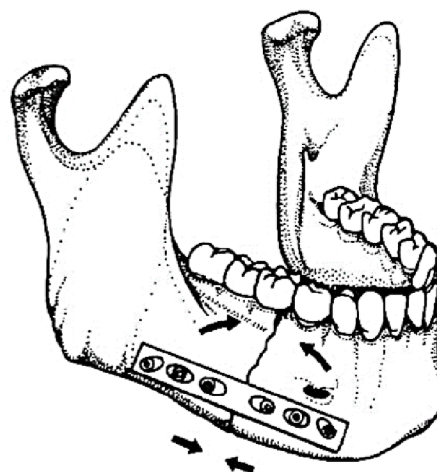


Obrázek 7.8: Příklad kompresivních dlah typu DCP (vlevo) a EDCP (vpravo) [104], [106]

Dodatečnou fixaci v tahové oblasti eliminují kostní dlahy typu EDCP (eccentric dynamic compression plate), které jsou uprostřed opatřeny axiálními kompresivními otvory a bočně od nich otvory vertikálními nebo zkosenými pod úhlem až 75° (viz obr. 7.8). Tímto je zajištěna komprese u dolního okraje mandibuly a zároveň i axiální tlak v alveolární oblasti (viz obr. 7.10). Tyto dlahy se aplikují z intraorálního i vnějšího přístupu a k jejich upevnění ke kosti se používají samovrtné nebo samořezné šrouby různých délek. Indikací tohoto způsobu fixace jsou všechny nekomplikované fraktury dolní čelisti s dobrou kvantitou kostní tkáň. Tyto dlahy nelze aplikovat na tříštivé nebo úbytkové zlomeniny a atrofické bezzubé čelisti [100], [101].



Obrázek 7.9: Kompresivní osteosyntéza [104]

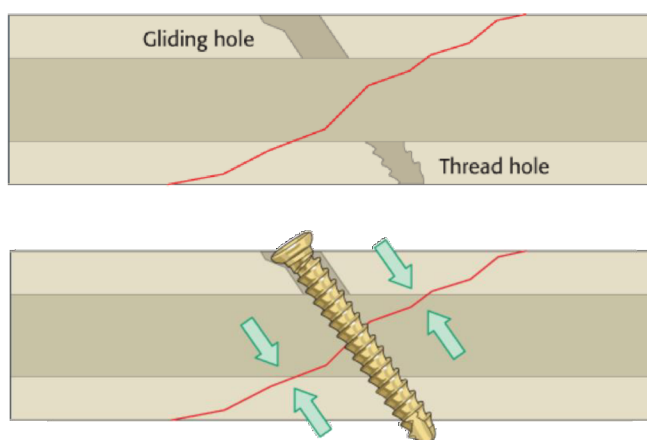


Obrázek 7.10: Příklad použití EDCP dlahy [62]

V současné traumatologii jsou rozšířenější a používanější nekompresivní dlahy, jelikož méně zatěžují kostní tkáň, mají zpravidla menší tloušťku (ekonomické důvody) a jednodušeji se aplikují [62].

Tažný šroub (lag screw)

Dalším způsobem kompresivní osteosyntézy je léčba zlomenin pomocí nitrokostních tažných šroubů (lag screws). Tyto šrouby jsou do kosti zaváděny kolmo na lomnou linii. Postup aplikace je následující: v úlomku kosti blíže hlavici šroubu je vyvrtán kluzný kanál širší než průměr závitové části šroubu, ve vzdálenějším fragmentu je následně vytvořen trakční otvor se závitem odpovídajícím uchycení šroubu (viz obr. 7.11). Po vložení šroubu do předvrtané díry a jeho dotažení je dosaženo pevného spojení zlomené kosti pod tlakem. Použitím dvou nebo tří tažných šroubů navíc dojde k zamezení rotace kostních úlomků a neutralizaci ohybových a smykových sil [62], [100], [105]. Indikací této metody jsou nejčastěji zlomeniny v oblasti brady a kloubního výběžku dolní čelisti nebo dlouhé sagitální zlomeniny těla mandibuly. Hlavní výhodou této metody je dosažení optimálního kontaktu lomných ploch mezi kostními fragmenty, čímž je zajištěno správné zhojení kostní tkáně za použití minima materiálu [85], [102].



Obrázek 7.11: Osteosyntéza pomocí tažného šroubu [105]



Obrázek 7.12: Příklad použití pomocné adaptivní podložky s kulovým zahloubením [102]

Po dotažení tažného šroubu dochází ke koncentraci napětí v oblasti hlavy, což je často příčinou vzniku mikrofraktur. Řešením tohoto problému jsou adaptivní podložky s kulovým zahloubením (viz obr. 7.12), které rozloží napětí po celém povrchu kostního fragmentu. Díky excentrickému otvoru ve spodní části se podložka přizpůsobí libovolnému úhlu, pod kterým je tažný šroub do kosti zaveden [102].

7.3 Postup dlahové osteosyntézy

Kostní dlahy se na zlomeninu aplikují v následujících základních krocích [89], [90]:

- 1) **Expozice oblasti zlomeniny** – u jednoduchých zlomenin zpravidla intraorální přístup
- 2) **Redukce** – navrácení dislokovaných kostních fragmentů do jejich původní polohy
- 3) **Tvarování dlahy** – tvarování dlahy pomocí odpovídajících nástrojů tak, aby co nejlépe kopírovala tvar čelisti, u větších profilů je vhodné nejprve použít tvarovatelnou šablonu (slouží jako předloha pro finální tvar dlahy)
- 4) **Umístění dlahy** – přiložení dlahy na místo zlomeniny, doporučený počet šroubů pro zaručení stabilní fixace je 2-3 šrouby na kostní segment (4 šrouby při použití rekonstrukčních dlah)

5) Vrtání děr – pro šrouby se zamykací hlavou je vyžadována soustřednost předvrtaného otvoru se závitovým otvorem v dlaze, pro splnění této podmínky slouží vrtací vodičko se závitem, jež se namontuje do závitového otvoru v dlaze, otvor pro 2,0mm šrouby je předvrtán pomocí 1,5mm vrtáku, je nutné vyhnout se vrtání skrze nervy nebo kořeny zubů

6) Určení délky šroubu – použití hloubkoměru pro určení vhodné délky šroubu

7) Vložení šroubů – vložení šroubů s vhodnou délkou a jejich dostatečné utažení pro bezpečné zajištění, nejprve se šrouby vkládají co nejbližší lomné linii a pak dále od ní

8) Kontrola – kontrola správného dotažení šroubů

Tvarování a úpravy dlah

V případě potřeby se dlahy před tvarováním nejprve zkrátí na požadovanou délku. Zkracování dlahy se provádí pomocí speciálních kleští, na nichž se nachází diamantový pilník, který slouží k následnému zbroušení ostrých hran vzniklých při stříhu (viz obr. 7.13) [90].



Obrázek 7.13: Speciální kleště pro zkrácení dlahy (vlevo) a diamantový pilník (vpravo) [90]

Dlahu lze tvarovat ve všech třech na sebe kolmých směrech. Jedná se o takzvané ohýbání v rovině (první krok), mimo rovinu (druhý krok) a krut (třetí krok). Každá z těchto změn tvaru dlahy je provedena pomocí odpovídajících nástrojů v podobě kleští (viz obr. 7.14). Před tvarováním je do otvorů dlahy nutné vložit speciální záslepky v podobě hlav šroubů, z důvodu zabránění deformace otvorů [89], [90].



Obrázek 7.14: Nástroje pro tvarování dlahy; zleva: ohyb v rovině, ohyb mimo rovinu, krut [89], [90]

8 Nejčastěji používané materiály

Na materiály používané k výrobě stabilizačních dlah a šroubů jsou kladeny vysoké nároky především z hlediska chemického složení a mechanických vlastností. Měli by splňovat následující kritéria [58]:

- dostatečná pevnost
- nevodič tepla a chladu
- cenová dostupnost
- propustnost RTG záření
- neškodnost vůči okolním tkáním a organismu (neradioaktivní, nekarcinogenní, netoxické)
- biokompatibilita (biologická snášenlivost)

Z hlediska biokompatibility se dále materiály dělí do tří základních skupin [1], [59]:

- bioaktivní – vážou se s tkání (bioaktivní fixace díky chemickým vazbám na rozhraní kost-implantát)
- biotolerantní – v tkáni jsou pouze tolerovány, mezi kostí a implantátem vzniká vazivová tkáň
- bioinertní – mezi kostí a implantátem vzniká přímý kontakt oseointegrace

Výše jmenovaným požadavkům nejlépe odpovídá titan, resp. jeho slitiny, který je díky svým velmi dobrým vlastnostem v současné době nejpoužívanějším osteosyntetickým materiálem. Tento polymorfní kov má dobrou pevnost v tahu, odolnost vůči korozi, nízkou měrnou hmotnost a je netoxický. Na povrchu vytváří tenkou vrstvu oxidu titanu, která zajišťuje dobrou biotoleranci a chemickou snášenlivost [62]. Vůči ostatním kovům má i tu výhodu, že nezpůsobuje artefakty (chyby) v obraze při vyšetření počítačovou tomografií [63]. Jelikož je to neferomagnetický kov, umožňuje rovněž vyšetření magnetickou rezonancí [64].

Chemicky čistý titan se z důvodu vysokých nákladů při jeho výrobě používá zejména pro laboratorní testování. Z ekonomického hlediska se pro potřeby průmyslové výroby používají slitiny titanu nebo tzv. technicky čisté titany, které navíc obsahují příměsné prvky jako např. kyslík, železo, vodík, uhlík či dusík. Podle obsahu těchto příměsí se technicky čisté titany (Commercially Pure - CP) běžně dělí do čtyř základních tříd (Grade) CP-Ti 1 až CP-Ti 4 dle jejich čistoty (viz tab. 8.1) [59], [60], [61].

Materiál	Materiálové charakteristiky						
	E [MPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]
Čistý titan	116 000	0,34	140	220	54	-	-
CP-Ti 1	103 000	0,37	170	240	24	30	193
CP-Ti 2	103 000	0,37	275	345	20	30	230
CP-Ti 3	103 000	0,37	380	450	18	25	380
CP-Ti 4A	104 000	0,37	483	550	15	30	375
CP-Ti 4B*	104 000	0,37	520	680	10	-	-

Pozn.: E...Youngův modul pružnosti v tahu, μ ...Poissonovo číslo, R_e ...mez kluzu, R_m ...mez pevnosti v tahu, A...tažnost, Z...kontrakce, σ_c ...mez únavy pro 10^7 cyklů, *...tvářeno za studena

Tabulka 8.1: Materiálové charakteristiky čistého a technicky čistého titanu [60], [61], [69]

Za účelem zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět slitiny typu α - β . Mezi nejpoužívanější patří např. slitiny Ti-6Al-4V (Grade 5) a Ti-6Al-7Nb jejichž mez pevnosti v tahu dosahuje hodnot 800-1250 MPa (viz tab. 8.2). Obě titanové slitiny jsou biokompatibilní a jsou z nich vyráběny fixátory, dentální implantáty, šrouby a fixační dlahy. Vyznačují se dobrou tažností a únavovými vlastnostmi, na druhou stranu mají nižší odolnost vůči korozi [60], [61].

Materiál	Materiálové charakteristiky						
	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]
Ti-6Al-7Nb	105 000	0,35	800	900	10	35	500
Ti-6Al-4V	114 000	0,34	825	895	10	20	430÷520

Tabulka 8.2: Materiálové charakteristiky slitin titanu [60], [66], [69]

Pro oblasti medicíny využívající implantabilní kovové materiály se také nabízí možnost využití objemového nanostrukturního titanu (nTi). Jeho výroba spočívá v tváření komerčně čistého CP titanu technologií intenzivní plastické deformace SPD (Severe Plastic Deformation), pomocí které dojde k zjemnění mikrostruktury na velikost zrn v řádu nanometrů (50 – 500 nm). Během tohoto procesu zůstávají chemické vlastnosti stejné, avšak pevnost materiálu se výrazně zvýší (viz tab. 8.3). Další výhodou tohoto materiálu je jeho zvýšená biokompatibilita v porovnání s klasickým CP titanem. Nanostrukturní titan překonává svými mechanickými vlastnostmi ostatní osteosyntetické materiály, s čímž je ovšem spojeno i značné navýšení nákladů [65].

Materiál	Materiálové charakteristiky						
	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]
nTi	100 000	0,3	1240	1200	12	-	620

Tabulka 8.3: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu [65]

Vzhledem ke snaze snížit Youngův modul pružnosti u slitin používaných pro fixační dlahy a šrouby tak, aby se blížil modulu pružnosti lidské kosti, byly vytvořeny β -slitiny titanu. Mezi ně patří například slitina Ti-15Mo, která vykazuje vhodnější mechanické vlastnosti než CP-Ti Grade 4, ale zároveň má o 20 % nižší modul pružnosti. Dlahy z tohoto materiálu rovněž dosahují lepších mechanických vlastností v oblasti ohybové pevnosti a únavové životnosti než dlahy z komerčně čistého titanu 4. třídy (viz tab. 8.4). Tato slitina má vynikající biokompatibilitu a odolnost proti korozi [66], [68].

Materiál	Materiálové charakteristiky						
	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]
β-Ti-15Mo	78 000	0,37	483	690	20	60	500

Tabulka 8.4: Materiálové charakteristiky binární slitiny titanu [66], [68]

Další variantou jsou slitiny na bázi Co-Cr (Vitallium), které rovněž vykazují dobré mechanické charakteristiky (viz tab. 8.5). Tyto slitiny jsou odolné vůči korozní únavě a koroznímu praskání pod napětím, dále mají dobrou tažnost a odolnost vůči únavovému lomu. Vzhledem k vysoce legovanému stavu těchto materiálů však může docházet v prostředí tělních tekutin ke galvanické korozi a následné tkáňové metalóze² [62], [66]. U tvářitelných slitin je možné kováním za tepla zvýšit jejich pevnost, avšak je nutné snížit množství obsaženého uhlíku. V podstatě se v aplikacích vyskytují dva typy těchto slitin [66]:

- slitina Co-28Cr-6Mo (F75) – litá (dentální slitina)
- slitina Co-20Ni-20Cr (F90) – kovaná za tepla (vysoce namáhané kloubní náhrady)

Materiál	Materiálové charakteristiky						
	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]
F75 (litá)	248 000	0,29	450	655	8	13÷23	310÷480
F90 (kovaná)	242 000	0,29	379	896	34	-	260÷590

Tabulka 8.5: Materiálové charakteristiky Co-Cr slitin [66], [69], [70]

Tuhost výše zmíněných materiálů, zejména Co-Cr slitin, je vysoká. Jejich Youngův modul pružnosti v tahu se pohybuje v mezích 189-250 GPa, zatímco u lidské kortikální kosti je to pouhých 10-20 GPa. Tyto rozdíly v modulech pružnosti a nesouměrné rozdělení zatížení mezi implantátem a kostí vedou k tzv. odstínění napětí a následné resorpci kostní tkáně či dokonce k uvolnění implantátu (viz obr. 8.1) [66].

Pro správné hojení poškozené kosti je tedy důležitá přiměřená tuhost spojení kostních celků. Proto je požadován nízký modul pružnosti materiálu fixátorů blízký modulu pružnosti kosti. Kdybychom měli navrhnout ideální slitinu pro fixační dlahy a šrouby, pak by měla Youngův modul hořčíku, pevnost, odolnost vůči korozi a biokompatibilitu nanostrukturního titanu a zpracovatelnost oceli. Z tohoto důvodu se v dnešní době hledají vhodné materiály i mezi kovovými pěny nebo kovovými skly, které mohou splňovat specifické požadavky na nižší modul pružnosti [66].



Obrázek 8.1: CT snímek částečného uvolnění čelistního fixátoru [71]

² Mikročástice materiálu jsou přenášeny do vzdálených míst v organismu

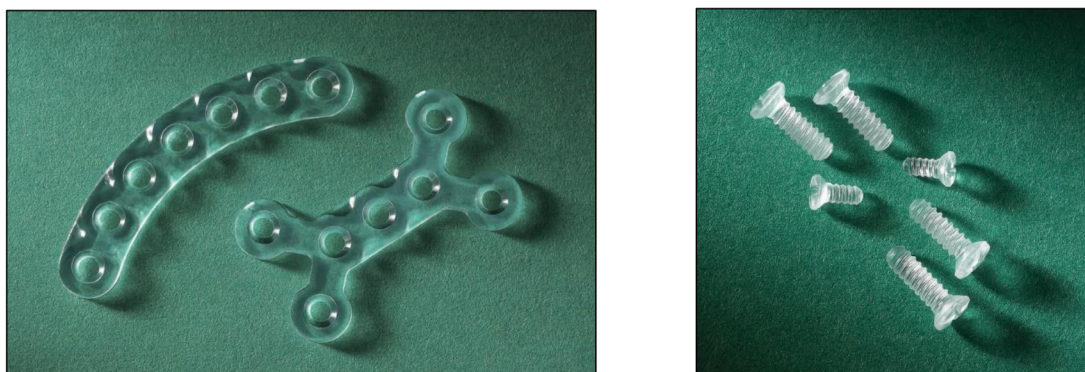
V současnosti se vývoj osteosyntetických materiálů zaměřuje především na biologicky degradabilní materiály (viz obr. 8.2). Mezi nejznámější patří např. polymery kyseliny mléčné (PLA), glykolové (PGA), nebo paradioxanonu (PDS). Tyto materiály se vzhledem k jejich nízké pevnosti v tahu, tlaku a střihu (viz tab. 8.6) používají jen u fraktur, u kterých jsou kostní fragmenty těmito silám vystaveny jen minimálně. Jejich nevýhodou je také nelineární průběh tahové síly v závislosti na momentu dotahování [62], [67].

Uvedené materiály se v těle odbourávají pomalou hydrolyzou na konečné produkty, jako jsou voda a oxid uhličitý. Polymery jako PGA a PDS se resorbují velmi rychle, již během několika týdnů a z tohoto důvodu se aplikují pouze u rychle se hojících zlomenin. Pokud je nutná dlouhodobá fixace kostních fragmentů, používají se dlahy a šrouby z PLA, u kterého lze různým poměrem jeho složek (L-aktidu a DL-aktidu) nastavit dobu resorpce až na 5 let [62]. Jejich degradabilní funkce se aktivuje ponořením do vody o teplotě 55 °C, přičemž se dají i lehce tvarovat [67]. Hlavní výhodou biologicky degradabilních materiálů je především jejich neškodnost vůči organismu bez nutnosti dodatečného odstranění a jejich poměrně nízká cena oproti titanovým dlahám [62], [67]. Mezi přední výrobce těchto fixátorů patří např. LactoSorb[®], Inion[®], Biomet[®] nebo ConMed.

Materiál	Materiálové charakteristiky			
	E [MPa]	R _m [MPa]	R _{mt} [MPa]	A [%]
PLA	2 700	100÷150	20÷30	25
PGA	6 500	55÷80	340÷920	30
PDS	2 100	490	-	35

Pozn.: R_m...Mez pevnosti v tahu, R_{mt}...Mez pevnosti v tlaku

Tabulka 8.6: Materiálové charakteristiky vybraných biopolymerů [72], [73], [74]



Obrázek 8.2: Příklad biologicky degradabilních dlah a šroubů [111]

9 Rešeršní studie literatury týkající se daného problému

Před samotným řešením problému je nejprve potřebné získat základní informace týkající se dané problematiky. Za tímto účelem byla provedena následující rešeršní studie dostupné literatury.

Významná publikace zabývající se základními principy a problematikou přípravy operace a následnou fixací zlomenin dolní čelisti je od autorů Härle a Champy [85]. Autoři ve své práci popisují rozložení sil v maxilofaciální oblasti při skusu společně s trajektoriemi a výztužnými pilíři v dolní a horní čelisti. Champy je autorem tzv. ideálních linií osteosyntézy, což jsou místa nejvhodnějšího umístění fixátorů při fixaci zlomenin. V této práci je také popsána biomechanika obličejové oblasti, základní mechanismy obnovy kostní tkáně a hojení zlomeniny.

Autoři Cox a kol. [114] ve své práci porovnávají aplikované fixátory vyrobené z komerčně čistého titanu a z biodegradabilního materiálu (polylactide – PLA). Výsledky této práce ukazují, že napětí fixátoru vyrobeného z CP titanu jsou menší oproti fixátoru z biodegradabilního materiálu a je rovněž dosaženo menšího vzájemného posuvu zlomených kostních fragmentů.

V publikaci [115] autoři Odin a kol. pomocí experimentu a výpočtového modelování určují Youngův modul pružnosti v tahu kortikální kostní tkáně dolní čelisti. V prvním uvedeném případě byly připravené vzorky kortikální kosti namáhány tlakem ve dvou směrech, čímž byla stanovena závislost velikosti deformačního posuvu v těchto směrech na zatížení. V druhém případě byly vzorky kortikální kostní tkáně nasnímány pomocí CT zařízení a na základě získaných CT snímků byly vytvořeny výpočtové modely těchto vzorků. Model materiálu kortikální kostní tkáně použitý ve výpočtovém modelu byl Hookeovský, tedy homogenní, izotropní, lineárně pružný. Výstupem výpočtového modelování byla křivka popisující závislost zatížení na deformačním posuvu vzorku.

Podstatnou částí výpočtového modelu je model vazeb a model zatížení. V literatuře jsou nejčastěji uváděny dvě kombinace těchto dílčích modelů. Jedna používaná varianta je předepsání nulových posuvů a natočení v místech dolní čelisti reprezentujících úpony svalů aktivních při žvýkání. Nulové posuvy a natočení jsou rovněž předepsány v oblasti temporomandibulárních kloubů. Model zatížení dolní čelisti je řešen předepsáním žvýkací síly na příslušný zub, kde je modelován skus. Tuto kombinaci modelu vazeb a modelu zatížení použili např. autoři Kimura a kol. [116], Tie a kol. [117], nebo Liao a kol. [118]. Někteří autoři ve svých publikacích svaly přímo modelují, např. Kober a kol. [119], Boccaccio a kol. [120], Schuller-Götzburga a kol. [121], Bonnet a kol. [122], nebo Borák [123]. Autoři Curtis a kol. [124], Varga a kol. [125] se ve své práci přímo zabývají měřením velikosti maximální žvýkací síly. Stanovením velikosti skusové síly se ve své práci zabývají také autoři Hattori a kol. [126], kteří se zaměřili na získání rozložení tlakové síly a kontaktních bodů jednotlivých zubů při skusu.

Druhá v literatuře často používaná varianta modelu vazeb a modelu zatížení spočívá v zamezení vertikálního posuvu v oblasti zubů, na které je modelován skus a v zamezení všech posuvů a natočení v oblasti temporomandibulárních kloubů. Model zatížení dolní čelisti v tomto případě představují síly, které při skusu vyvinou jednotlivé svaly účastníci se žvýkání. Velikosti sil v příslušných svalech závisí na typu žvýkání, resp. jestli je modelováno jednostranné, nebo oboustranné žvýkání a také na příslušném zubu, kde je modelován skus (řezáky, špičáky a stoličky). Významnou publikací je v tomto směru práce autorů Nelsona a Hannama [78], kteří jednotlivým svalům účastnícím se žvýkání přiřadili žvýkací sílu, která může být příslušným svalem dosažena a tuto hodnotu následně přerozdělili pomocí váhových koeficientů na sílu svalu pracující a balanční strany dolní čelisti. Dalším významným dílem zabývajícím se silami ve svalech dolní čelisti je práce Koriotha [76], na kterou ve svých publikacích dále navázali např. autoři van Essen [127], Ichim [128], Reina-Romo [129], Bujtár [130], Gröning [131] a Vajgel [132].

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB) FSI VUT v Brně byly z oblasti deformačně napěťové analýzy dolní čelisti s fixátorem úspěšně řešeny a obhájeny diplomová práce Fňukala [77] a dizertační práce Valáška [42]. Fňukal se ve své práci zabývá deformační a napěťovou analýzou dolní čelisti s deficitem kostní tkáně a aplikovanou komerčně vyráběnou rekonstrukční dlahou. Autor porovnává několik výpočtových modelů dolní čelisti s různou velikostí odstraněné kostní tkáně a rekonstrukční dlahou vyrobenou z komerčně čistého titanu CP-Ti Grade 4 a dlahou ze slitiny β -Ti-Mo. V práci je dále vyhodnocen vliv materiálových vlastností svalu v průběhu tvorby nové kostní tkáně na napjatost a deformaci řešené soustavy. Valášek se ve své dizertační práci zabývá deformační a napěťovou analýzou dvou dolních čelistí konkrétních pacientů s defektem kostní tkáně způsobeným nádorovým onemocněním. V tomto případě byly pro rekonstrukci čelisti použity dlahy navržené a vyrobené na míru konkrétním pacientům. Hlavním rozdílem mezi použitými dlahami byl v jejich délce a v počtu použitých šroubů.

10 Systém podstatných veličin

Základním objektem řešeného problému je dolní čelist s fixátory a šrouby. V okamžiku skusu je čelist namáhána zatížením zubů a působením žvýkacích svalů. Svaly jsou ke kosti čelisti připojeny v úponových místech a vážou ji k lebce. Dolní čelist je dále vázána s částí spánkové kosti prostřednictvím čelistního kloubu a vazů. Závislými veličinami tvořícími základ deformačně napěťové analýzy jsou napětí a deformace kostní tkáně dolní čelisti, fixátorů a šroubů (příp. periodontia a zubu), kontaktní tlaky mezi těmito prvky a ve stykových plochách čelistního kloubu a dále vnitřní silové účinky ve žvýkacích svalech.

Z hlediska problému formulovaného v kapitole 3.1, není nutné zabývat se při určování požadovaných mechanických veličin všemi prvky žvýkacího ústrojí. Např. u měkkých tkání jako jsou nervy, cévy, sliznice nebo kůže lze předpokládat, že nemají na mechanické chování dolní čelisti podstatný vliv (mají menší modul pružnosti oproti kosti nebo titanu). K největšímu namáhání mandibuly s aplikovanými fixátory dochází zpravidla při skusu. V tomto okamžiku však nepůsobí všechny skupiny svalů, ale pouze jejich část. Např. vliv svalů jazyky je na vznik deformace a napjatosti v dolní čelisti při skusu na rozdíl od žvýkacích svalů nepodstatný.

Mezi další aspekty, které významným způsobem ovlivňují výslednou deformaci a napjatost dolní čelisti s fixátory patří:

- a) geometrie a rozmístění podstatných prvků žvýkacího aparátu
- b) geometrie a rozmístění fixátorů se šrouby
- c) materiálové charakteristiky prvků řešené soustavy
- d) vazby mezi jednotlivými prvky
- e) zatížení těchto prvků

Podmnožiny systému podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$ obsahují tyto veličiny [25]:

Ω – objekt

- Objektem předložené diplomové práce je dolní čelist se zlomeninou zafixovanou pomocí jednoho nebo více aplikovaných fixátorů

Podmnožina S_0 – okolí objektu:

- Sliznice, nervy a cévní zásobení
- Žvýkací svaly
- Zuby, periodontium
- Čelistní kloub (spánková kost, kloubní pouzdro, chrupavka)
- Horní čelist

Podmnožina S_1 – geometrie, topologie a struktura objektu:

- Tvar a rozměry dolní čelisti
- Tvar, rozměry a umístění fixátorů a šroubů
- Tloušťka kortikální kosti
- Průběh lomné linie (fraktury)

Podmnožina S2 – podstatné vazby objektu k okolí:

- Vazby dolní čelisti k žvýkacím svalům
- Vazby dolní čelisti k zubům (periodontiu)
- Vazby čelistního kloubu k dolní čelisti
- Vazby na okolní tkáň
- Kontakt zubů horní a dolní čelisti
- Kontakt šroubů s dolní čelistí a fixátory

Podmnožina S3 – aktivace objektu z okolí:

- Silové působení na zub při skusu
- Silové působení na čelistní kloub
- Silové působení svalů na dolní čelist

Podmnožina S4 – ovlivňování objektu z okolí objektu:

- Věk
- Zdravotní stav jedince
- Maximální síla skusu
- Teplota
- Typ skusu čelistí
- Typ potravy
- Počet aplikovaných šroubů
- Koeficienty tření (kost – fixátor, kost – šroub, fixátor – šroub, kost – kost)

Podmnožina S5 – vlastnosti prvků struktury objektu:

- Rozměry (tloušťka kortikální kosti)
- Lomové, pevnostní a termodynamické charakteristiky materiálu
- Předpětí fixátorů způsobené jejich tvarováním

Podmnožina S6 – procesy na objektu a jeho stavu:

- Řešení je provedeno na makroúrovni, proto je tato množina prázdná

Podmnožina S7 – projevy (chování) objektu:

- Deformační projevy: vektor posuvů, tenzor přetvoření
- Napjatostní projevy: tenzor napětí
- Změny ve struktuře materiálu: fázové přeměny, vznik a chování trhlin
- Porušování celistvosti: lomy
- Tvorba kostní tkáně v místě defektu
- Modelace/remodelace kostní tkáně
- Možné selhání fixátoru nebo šroubů při přetížení
- Možné únavové porušení fixátoru nebo šroubů

Podmnožina S8 – důsledky projevů objektu:

- Mezní stav deformace
- Mezní stav lomu
- Přizpůsobování kostní tkáně novému zatížení
- Možné problémy
- Možná nutnost reoperace

V případě dolní čelisti dochází k degradaci kostní tkáně až už stářím nebo různým onemocněním. Kvůli složitosti dynamického modelu je použit model **statický** (statické zatížení dolní čelisti). Ve výpočtovém modelu nejsou dále uvažovány některé prvky žvýkacího ústrojí: sliznice, nervy a cévní zásobenění (nemají na mechanické chování dolní čelisti podstatný vliv), dále pak zuby (periodontium) a čelistní kloub kvůli složitosti. Pro řešení je použit model geometrie dolní čelisti s netrámčkovou strukturou spongiózní kosti. Model materiálu všech prvků je považován za homogenní, izotropní a lineárně pružný (Hookeovský model). Dále je použit zjednodušený model geometrie šroubů bez závitové části v oblasti hlavy. V poslední řadě nebylo uvažováno předpětí fixátorů způsobené jejich tvarováním a změna teploty okolí. Všechny použité veličiny jsou považovány za **deterministické**.

10.1 Volba metody pro řešení problému

Problém lze specifikovat jako přímý nebo nepřímý. V tomto případě se jedná o problém **přímý**, protože známe vstupní veličiny jako geometrii, materiálové charakteristiky, vazby či aktivaci objektu a hledáme důsledky projevů těchto příčin, procesy a stavy tohoto objektu [25].

Na základě systému podstatných veličin je nejvhodnější metodou k řešení daného problému **výpočtové modelování**. Výpočtové modelování lze provést metodami analytickými, numerickými, nebo metodami umělé inteligence. Vzhledem ke složitosti geometrie, zatížení a charakteru úlohy (prostorová kontaktní úloha) nelze zvolit metodu analytickou. Vzhledem k dobré dostupnosti softwarového i hardwarového vybavení je tedy problém řešen numericky, metodou konečných prvků - MKP. Při této metodě je daná oblast rozdělena (diskretizována) na konečný počet 3D prvků, které mají své uzlové body, v kterých použitý software následně vypočítá posuvy.

10.2 Výběr vstupních parametrů do metody řešení

Protože se jedná o přímý problém, vstupní parametry musí být známé, změřitelné nebo už nějakým způsobem vypočítané a ověřené [25]. Pro daný problém to jsou geometrické rozměry a materiálové charakteristiky dolní čelisti, fixátorů a šroubů, dále pak statické zatížení čelisti při skusu na pravé moláry. Hodnoty jednotlivých veličin byly převzaty z dostupné literatury.

11 Výpočtové modelování

Na základě systému podstatných veličin bylo zvoleno řešení pomocí metody konečných prvků MKP, která je v současnosti nejefektivnější a nejrozšířenější numerickou metodou. Deformační a napěťová analýza byla provedena v programu Ansys Workbench 18.1

K vyřešení daného problému (viz kap. 3) bylo zapotřebí vytvořit čtyři dílčí modely, které jsou podrobně popsány v následujících kapitolách.

11.1 Model geometrie

Model geometrie dolní čelisti byl vytvořen na základě snímků získaných pomocí počítačové tomografie (CT – computed tomography). Snímky dolní čelisti ve formátu DICOM s rozlišením 0,5 mm x 0,5 mm x 0,5 mm byly poskytnuty vedoucím diplomové práce (viz obr. 11.1). Nejprve bylo nutné provést segmentaci obrazu, pomocí které se získaly vstupní data pro následné vytvoření objemového modelu geometrie. Veškerá segmentace CT snímků byla provedena v programu STL Model Creator [134], který byl vytvořen na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT v Brně. Podrobný popis prostředí a práce s tímto programem je možné najít na školních stránkách biomechaniky (biomechanika.fme.vutbr.cz). Princip programu je založen na metodách, které se snaží ve snímcích pořízených počítačovou tomografií nalézt pixely se stejnou hodnotou CT čísla a přiřadit je k dané tkáni. K tomuto procesu je možné využít řadu segmentačních metod, které se liší podle způsobu provedení na manuální a automatické. Segmentovaná data lze následně vyexportovat ve formátu STL (stereolithography), který popisuje těleso pomocí mraku bodů, přičemž každý bod má svou pozici vzhledem k souřadnému systému.



Obrázek 11.1: Negativ CT snímků dolní čelisti ve dvou různých řezech z pohledu shora (kolmého na transverzální rovinu)

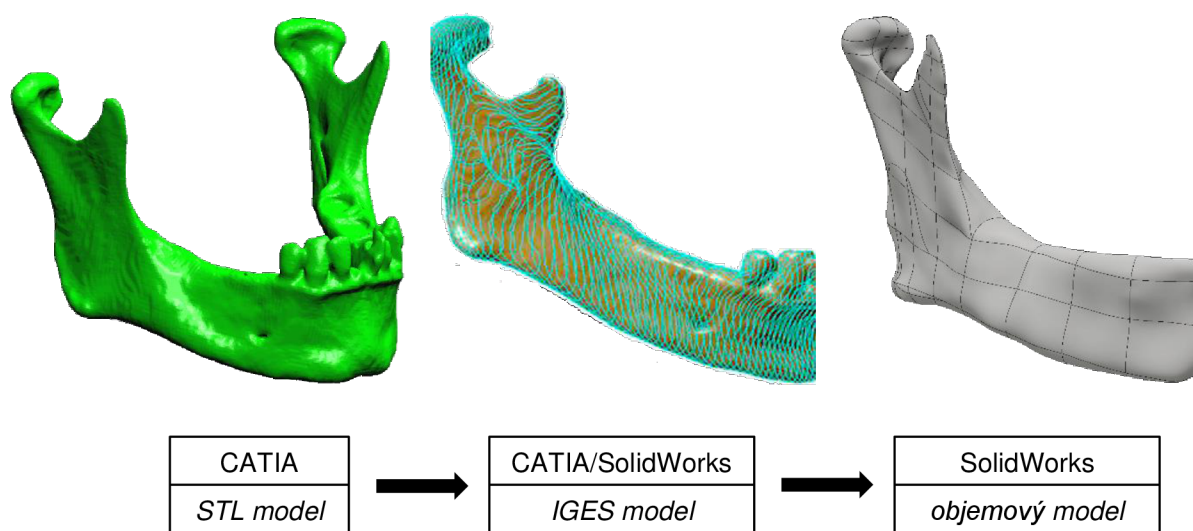
Nejprve byly CT snímky dolní čelisti v originálním formátu DICOM (DCM) nahrány do programu STL Model Creator. Kromě tohoto formátu program umožňuje nahrání snímků i v jiných formátech (PNG, BMP, JPG, JPEG, TIFF). Protože se model geometrie dolní čelisti skládá z kortikální a spongiózní kostní tkáně, bylo nutné provést segmentaci ve dvou krocích. V prvním kroku proběhla segmentace dolní čelisti jako celku, kdy nebyl rozlišován typ kostní tkáně (byl uvažován pouze jeden homogenní materiál). V dalším kroku byla samostatně segmentována spongiózní kostní tkáň pouze jedné poloviny dolní čelisti (pravý kondyl, úhel a tělo čelisti). Spongiózní kostní tkáň levé poloviny dolní čelisti byla vytvořena následným zrcadlením pravé poloviny. Po provedené segmentaci CT snímků byla získaná data vyexportována ve formátu STL a následně upravována s cílem vytvořit konečný objemový model geometrie dolní čelisti, který lze využít při tvorbě výpočtových modelů.

V prvním kroku úprava spočívala v odstraňování či přidávání jednotlivých bodů sítě, zadělávání děr a čištění STL modelu pomocí CAD softwaru CATIA V5. Tento program byl zvolen z důvodu dobré vybavenosti modulu právě pro práci s STL modely. V následujícím kroku byl model mandibuly rozdělen v oblasti brady na dvě symetrické části a další úpravy probíhaly už jen na jedné polovině dolní čelisti. STL model poloviny dolní čelisti byl dále rozdělen rovinnými řezy, pomocí kterých vznikly souvislé rovinné křivky opisující vnější tvar kosti. Bylo nutné vytvořit dostatečný počet těchto profilů z důvodu jejich hladkého propojení. Takto vytvořené křivky byly následně uloženy ve formátu IGES a nainportovány do CAD modeláře SolidWorks, který slouží k tvorbě a editaci objemových modelů geometrie.

V tomto programu byly jednotlivé rovinné křivky proloženy pomocí kubických splajnů, přičemž byly vynechány zuby, které nejsou z hlediska řešení daného problému podstatné. Všechny vytvořené splajny byly následně spojeny pomocí funkce „spojení profilů“, čímž vznikl plný objemový model jedné poloviny dolní čelisti tvořený pouze jedním materiálem. Při jejich napojování bylo důležité, aby se jednotlivé křivky nepřekrývaly a tím nevytvořily značně zdeformovanou plochu. Stejným postupem byl vytvořen objemový model spongiózní kostní tkáň. Oba tyto modely byly následně vloženy do modulu sestavy programu SolidWorks, kde byl pomocí funkce „odečíst objemová těla“ odečten objemový model spongiózní kostní tkáň od modelu plné čelisti, čímž vznikl objemový model kortikální kostní tkáň. Do takto vzniklého modelu bylo znovu vloženo tělo spongiózní kosti, čímž vznikl objemový model pravé poloviny dolní čelisti. Následným zrcadlením této poloviny byla vytvořena levá část mandibuly. Tímto způsobem vznikl kompletní objemový model geometrie dolní čelisti bez zubů.

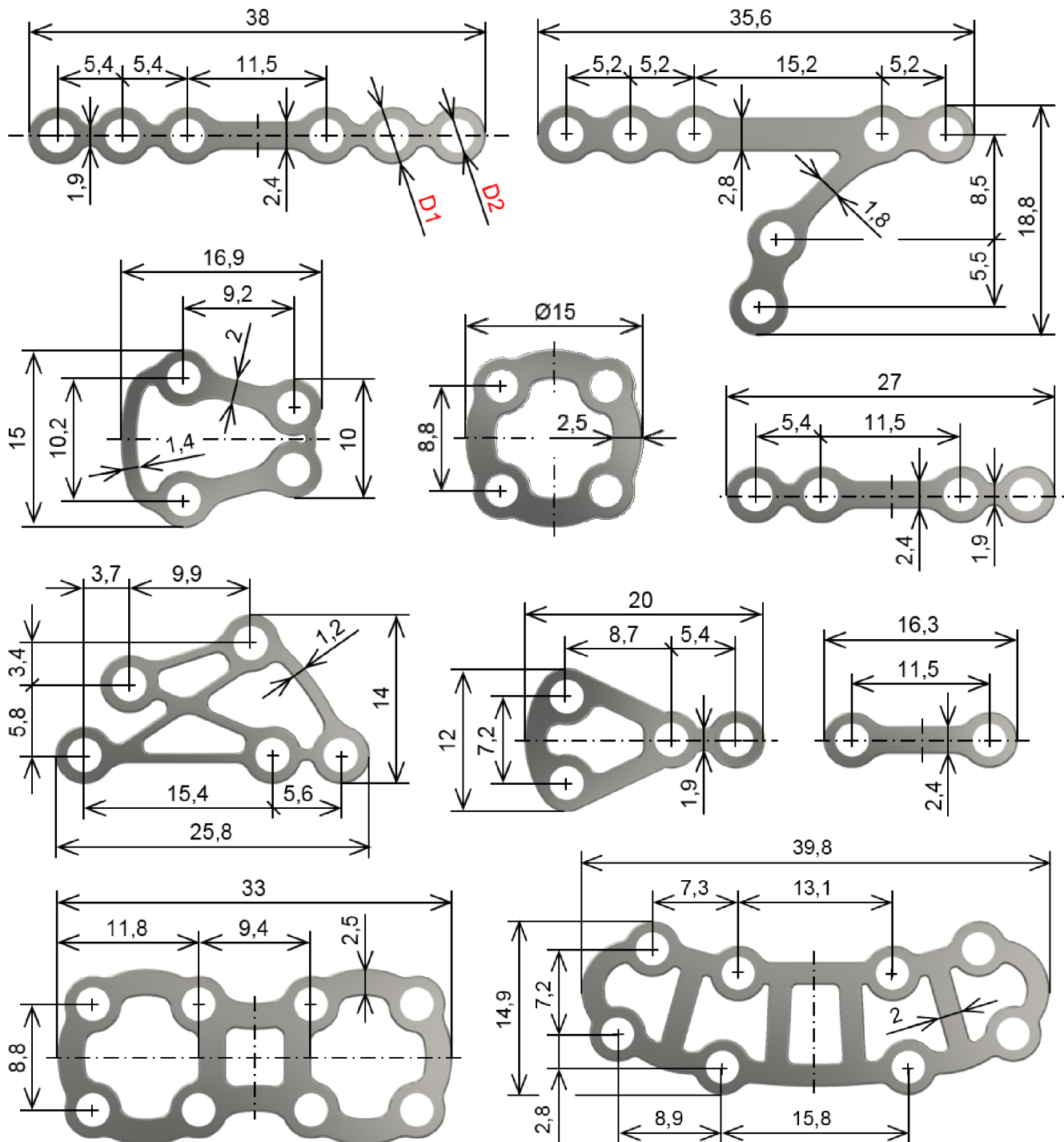
Dále byly na modelu geometrie bezzubé mandibuly vytvořeny plochy odpovídající úponům jednotlivých žvýkacích svalů. Toho bylo dosaženo pomocí uzavřených křivek, které byly do prostoru vysunuty tak, aby protínaly objemové tělo mandibuly. Následně byly pomocí příkazu „rozdělovací křivka“ získány průniky těchto křivek (plochy úponů). Stejným způsobem byly vytvořeny plochy pro ostatní okrajové podmínky, tzn. kontaktní plochy kondylů a plochy představující oblasti zubů, na které byl uvažován skus. Všechny tyto plochy byly vytvořeny v souladu s anatomickými poznatky dle literatury [8], [37]. Nakonec byl finální model geometrie dolní čelisti rozdělen na dvě části pomocí roviny procházející třemi definovanými body, čímž vznikla lomná linie. Takto byly vytvořeny tři modely geometrie dolní čelisti s jednoduchou frakturou v oblasti brady, pravého úhlu a kondylu.

Základní fáze tvorby objemového modelu jsou zobrazeny na následujícím obrázku.



Obrázek 11.2: Postup tvorby objemového modelu

Pro řešení daného problému bylo z katalogů firmy Synthes® [90], [93] a Medartis® [94] vybráno několik typů úhlově stabilních dlah (viz obr. 11.3) s příslušnými šrouby. Tyto fixátory mají válcové otvory opatřené závitem, přičemž závit je také na hlavě šroubu (locking system). Při tomto způsobu fixace nedochází ke kontaktu fixátoru s kostí a tím pádem ani k zatížení jejího povrchu tlakem. Protože by však modelování velmi jemných závitů zamykacích hlav šroubů a otvorů dlah vedlo k značnému nárůstu elementů a výpočetního času, nebyly tyto závitů uvažovány.



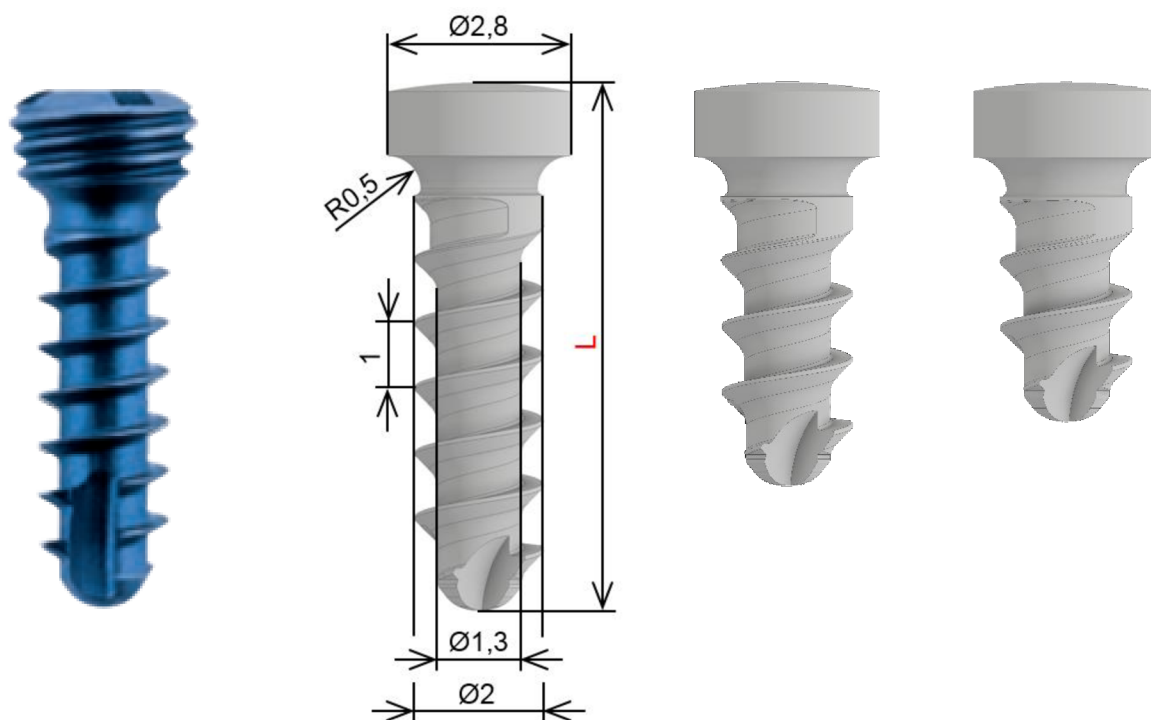
Pozn.: Průměry $D1 = 4,8 \text{ mm}$ a $D2 = 2,8 \text{ mm}$ jsou u všech dlah stejné a proto byly zakótovány jen u první dlahy. Tloušťka profilu dlah je ve všech případech $t = 1 \text{ mm}$ a poloměr zaoblení hran $R = 0,2 \text{ mm}$.

Obrázek 11.3: Modely geometrie dlah se základními rozměry v milimetrech

Modely geometrie fixátorů a šroubů byly zhotoveny v parametrickém 3D modeláři Autodesk Inventor 2017. Podle katalogu byla zvolena nejpoužívanější tloušťka profilu 1 mm a průměr díry odpovídající průměru hlavy šroubu 2,8 mm. Jednotlivé typy dlah byly voleny s ohledem na geometrii čelisti a lomovou linii tak, aby byly šrouby do kosti „zavrtány“ v dostatečné vzdálenosti od lomové plochy.

Pro všechny dlahy byl nejprve vytvořen náčrt jejich profilu, který byl vysunut na tloušťku 1 mm. Dále byly zaobleny veškeré hrany, kromě otvorů pro šrouby. Takto vytvořené rovné dlahy byly vloženy do modulu sestavy společně s modelem geometrie dolní čelisti, kde byly pomocí příkazu „ohyb součástí“ tvarovány tak, aby co nejlépe kopírovaly povrch čelisti. Následně byly fixátory o několik milimetrů odsazeny od čelisti tak, aby žádná jejich část nebyla v přímém kontaktu s kostí, což je jednou z hlavních výhod locking systému [71].

K uchycení fixátoru ke kosti byly použity samořezné šrouby o průměru 2 mm, opatřené na hlavě závitem s jemným stoupáním (viz obr. 11.4). Model geometrie šroubu byl zhotoven pomocí dostupných rozměrů uváděných výrobcem a na základě obrázků z katalogu [90], [93].



Pozn.: Délka šroubu **L** byla volena dle [93], [133] v závislosti na lokalizaci zlomeniny a tvaru čelisti (zprava) **5**, **6**, nebo **8 mm**.

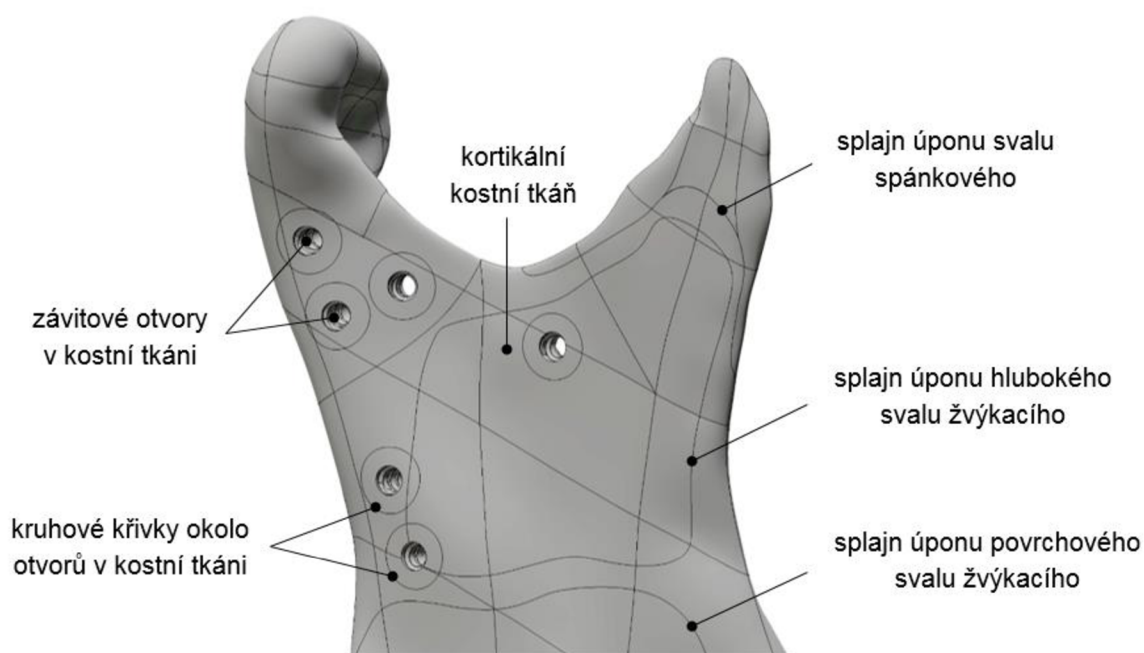
Obrázek 11.4: Použitý úhlově stabilní šroub (vlevo) [93], modely geometrie šroubů a základní rozměry šroubu v milimetrech

Výchozí tvar šroubu byl vytvořen pomocí rotace náčrtu kolem podélné osy šroubu. Následně byla kolem povrchu dřívku zhotovena šroubovice s odpovídajícím průměrem a stoupáním, na jejímž konci byl vytvořen náčrt profilu závitu. Pomocí příkazu „odebrání profilu tažením po křivce“ vznikl požadovaný závit. Výběh závitu byl vytvořen obdobným způsobem za použití šroubovice s rostoucím průměrem. Následně byl pomocí skici respektující zaoblení konce šroubu a příkazu odebrání rotací vytvořen hrot šroubu. Příkazy „odebrat vysunutím“ a „kruhové pole“ byly na špičce šroubu zhotoveny tři samořezné drážky. Nakonec bylo vytvořeno zaoblení mezi dřívkem a hlavou šroubu. Tímto postupem byly vymodelovány šrouby různých délek. U všech šroubů je výška hlavy shodná s tloušťkou fixátoru 1 mm.

Dále byly objemové modely šroubů vloženy do již vytvořené sestavy dolní čelisti s dlahou, případně s více dlahami. U modelů dolní čelisti s frakturou kloubního výběžku byly do kosti pomocí příkazu díra vytvořeny otvory o průměru 1,5 mm, které se dle chirurgického postupu [90] předvrtávají pro samořezné šrouby s průměrem závitu 2,0 mm. Jako soustředné reference těchto děr byly použity válcové otvory již umístěných dlah. Do takto vytvořených otvorů byly následně vloženy monokortikální šrouby o patričné délce. Toho bylo dosaženo pomocí vazeb sjednocení, přičemž byla vybrána válcová plocha na hlavě šroubu a odpovídající válcová plocha v otvoru dlahy. Tím byla získána i soustřednost předvrtaných otvorů a šroubů. Po vložení šroubů byl následně vytvořen negativ jejich závitu v kostní tkáni. Toho bylo dosaženo příkazem kombinovat, kterým byly odečteny objemy šroubů od objemu kostní tkáně.

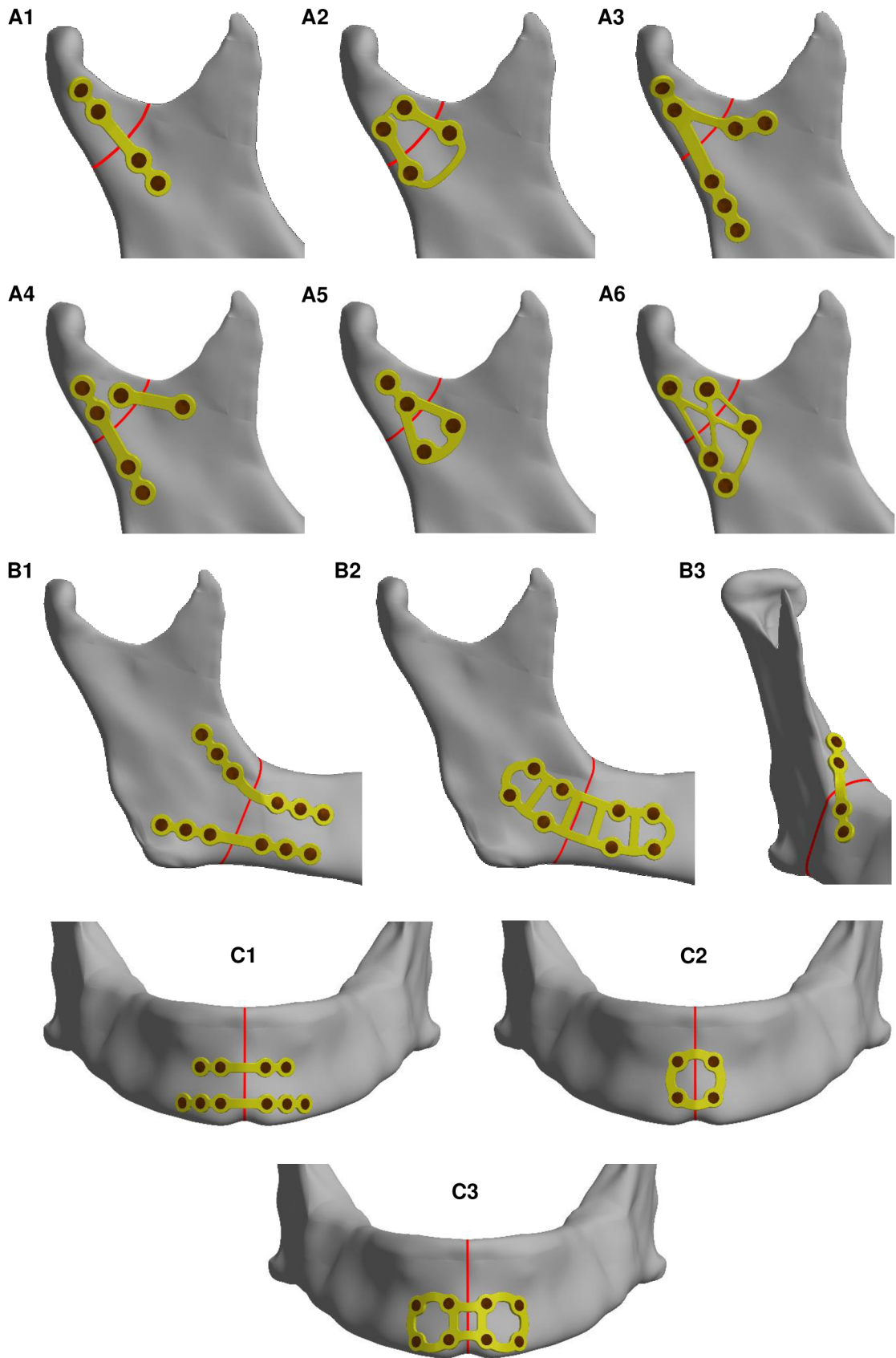
Nakonec byly v okolí takto vzniklých dutin zhotoveny kruhové křivky z důvodu lokálního zjemnění sítě pro přesnější analýzu přetvoření kostní tkáně v oblasti aplikovaných šroubů (viz obr. 11.5). Toho bylo dosaženo pomocí náčrtů v rovinách kolmých na osy šroubů a příkazu pro rozdělení povrchu.

U modelů geometrie dolní čelisti s frakturou v oblasti brady a úhlu byl postup totožný vyjma tvorby předvrtaných děr pro šrouby. U těchto variant byl uvažován stav čelisti až po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci šroubů, a proto tyto otvory nebyly vytvořeny.



Obrázek 11.5: Kruhové křivky v okolí otvorů pro šrouby v kostní tkáni

Celkem tedy bylo vytvořeno 12 modelů geometrie soustavy zlomené dolní čelisti s různými druhy fixátorů používaných dle [90], [93], [94] pro konkrétní typ fraktury. Jednotlivé modely geometrie jsou zobrazeny na následujícím obrázku.



Obrázek 11.6: Kompletní modely geometrie jednotlivých soustav s vyznačením lomné linie (červeně)

11.2 Model materiálu

Na makroskopické úrovni se dolní čelist skládá ze dvou typů kostní tkáně s odlišnými mechanickými vlastnostmi, které závisí především na její struktuře, směru zatížení, zátěžové historii, věku, pohlaví a zdravotním stavu jedince. Jak již bylo uvedeno, povrchovou část kosti tvoří tvrdá kompaktní tkáň a uvnitř se nachází spongiózní tkáň tvořená kostní trámčinou. Tyto materiály vykazují nehomogenitu, anizotropii a určení těchto vlastností je většinou velice obtížné, jelikož zjištěné materiálové charakteristiky vykazují velký rozptyl.

Vzhledem k úrovni řešeného problému byla zvolena nejpoužívanější úroveň modelu kostní tkáně s netrámčkovou strukturou spongiózní kosti. Dle předchozí rešerše (viz kap. 5.7.1) byly zvoleny nejčastěji používané hodnoty materiálových charakteristik kortikální a spongiózní kostní tkáně při deformačně napěťových analýzách dolní čelisti. Materiál fixátorů a šroubů byl zvolen tak, aby byla zajištěna jejich dostatečná pevnost a zároveň biologická snášenlivost okolních tkání (nesmí způsobovat jejich úbytek a narušovat metabolismus). Tuto vlastnost splňuje titan, resp. slitiny titanu, který je nejpoužívanějším kovem v lékařských aplikacích.

Při výpočtovém modelování byl pro všechny prvky řešených soustav použit homogenní izotropní model materiálu vykazující lineárně pružné chování (Hookeovský). Tento model materiálu je určen dvěma nezávislými materiálovými charakteristikami, kterými jsou modul pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonův poměr μ [-]. Přehled všech materiálových charakteristik použitých pro výpočtové modely je uveden v následující tabulce.

Materiál	Materiálové charakteristiky	
	E [MPa]	μ [-]
Kortikální kostní tkáň	13 700	0,30
Spongiózní kostní tkáň	1 370	0,30
CP-Ti Grade 4	105 000	0,37
Ti-6Al-7Nb	114 000	0,35

Tabulka 11.1: Materiálové charakteristiky použité pro model materiálu jednotlivých prvků soustavy

Titan nevykazuje směrovou změnu vlastností, a proto je považován za homogenní izotropní materiál. Tento prvek je dobře svařitelný a tvarovatelný za tepla i za studena [66].

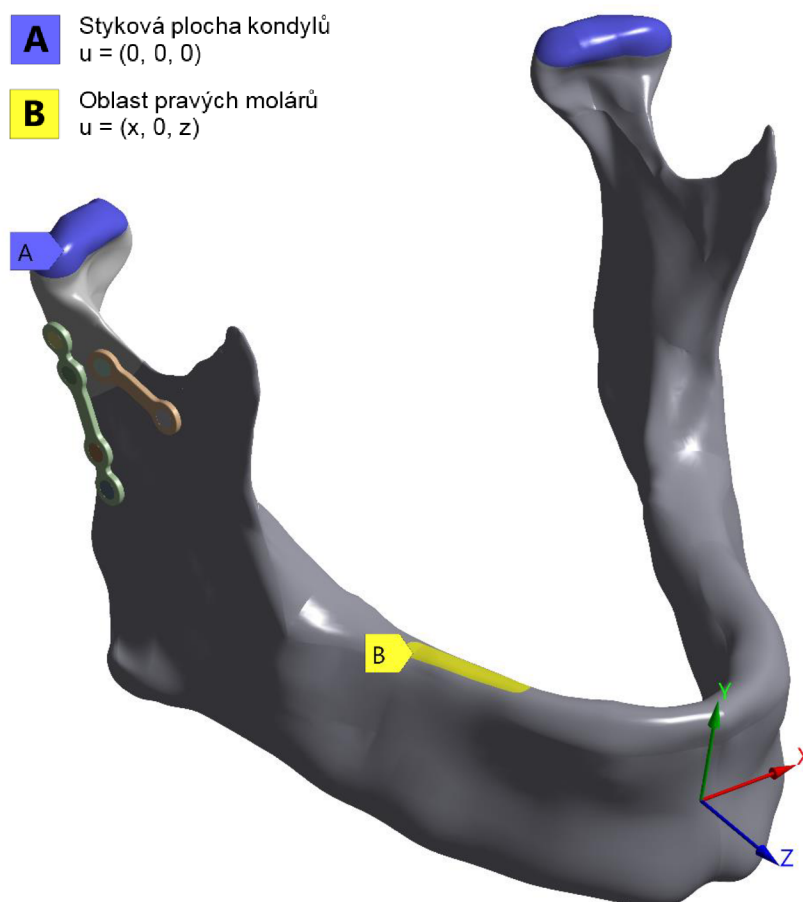
Fixátory jsou vyrobeny z tzv. komerčně čistého titanu 4. stupně (CP-Ti grade 4), který se řadí do kategorie α slitin titanu [59], [60], [61]. V některé literatuře je považován pouze za modifikovaný titan z důvodu malého množství příměsí prvků. Tento materiál je téměř z 99 % titan, jehož mechanické vlastnosti do jisté míry ovlivňuje zbylé procento příměsí prvků [61].

Materiál šroubů je titanová slitina Ti-6Al-7Nb. Větší množství příměsí prvků vyskytujících se v tomto materiálu má za následek zvýšení jeho pevnosti a tvárnosti. Tato slitina byla speciálně vyvinuta pro femorální část kyčelní náhrady [66], dnes je však hojně používána právě pro výrobu šroubů a implantátů. Nahrazuje dříve používanou slitinu Ti-6Al-4V u níž bylo zjištěno, že ionty vanadu jsou pro lidský organismus toxické [60], [61].

11.3 Model vazeb

Řešení výpočtového modelu pomocí metody konečných prvků vyžaduje jednoznačné určení těles v prostoru. Toho bylo dosaženo předepsáním vhodných okrajových podmínek, které byly zvoleny tak, aby co nejlépe odpovídaly stavu čelisti při skusu. Byly uvažovány dvě varianty okrajových podmínek, lišících se pouze typem kontaktní vazby na rozhraní kostních tkání se závity šroubů a mezi povrchy zlomených kostních fragmentů.

Na základě literatury [42], [77], [84] byly u dolní čelisti na stykových plochách obou kondylů (*caput mandibulae*) zamezeny posuvy \mathbf{u} ve všech směrech. Dále byl předepsán nulový posuv ve vertikálním směru (osa Y) v oblasti pravých molárů, na které byl uvažován skus (viz obr. 11.7).



Obrázek 11.7: Model uložení dolní čelisti

Spojení kortikální a spongiózní kostní tkáně bylo modelováno pomocí kontaktu typu BONDED (slepeno – pevné spojení). Stejným typem kontaktu bylo realizováno pevné spojení mezi jednotlivými zamykacími hlavami šroubů a otvory fixátorů. U modelů geometrie dolní čelisti s frakturou kloubního výběžku byl na rozhraní kostních tkání se závity šroubů a mezi povrchy zlomených fragmentů dolní čelisti zvolen kontakt typu FRICTIONAL (třecí) s koeficientem smykového tření $f=0,2$ [-]. Stejně třecí podmínky byly předepsány na plochy kortikální kosti v oblasti pod fixátory a rovněž na jejich spodní část pro případ, že by došlo k vzájemnému styku těchto ploch.

Literatura [76] uvádí koeficient smykového tření mezi titanovým materiálem a kostní tkání 0,3. V práci Fňukal [77] byla provedena citlivostní analýza koeficientu smykového tření na deformaci a napjatost prvků soustavy dolní čelisti s aplikovanou rekonstrukční dlahou. Autor práce uvažoval hodnoty koeficientu tření v rozmezí 0 až 0,4 a dospěl k závěru, že po překročení hodnoty koeficientu tření 0,2 vzrostl výpočetní čas v programu Ansys přibližně trojnásobně, přičemž změny napětí a deformace byly minimální. Rozdíl v analyzovaných hodnotách koeficientu tření 0,2 a 0,3 představoval odchylku mezi hodnotami přetvoření kostní tkáně přibližně 1,7 %, pro napětí v dlaze a šroubech se odchylka pohybovala pod 1 %. Tuto nepřesnost lze z důvodu značné úspory výpočetního času považovat za přijatelnou, a proto byla pro řešení výpočtového modelu použita hodnota koeficientu smykového tření 0,2.

Jak již bylo uvedeno v kapitole 11.1, u modelů geometrie mandibuly s frakturou v oblasti brady a úhlu byl uvažován stav čelisti až po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci šroubů. U těchto variant byl na rozhraní kostních tkání se závity šroubů a mezi povrchy zlomených fragmentů dolní čelisti uvažován kontakt typu BONDED.

Výše uvedené okrajové podmínky společně se zatížením od žvýkacích svalů (viz kap. 11.4) přibližně představují stav dolní čelisti při skusu.

11.4 Model zatížení

K největšímu namáhání dolní čelisti dochází při okluzi (skusu), tj. v okamžiku, kdy jsou zuby horní a dolní čelisti (ať už se žvýkaným objektem nebo bez něj) v přímém kontaktu. Během tohoto procesu jsou v různém poměru aktivně zapojeny žvýkací svaly *m. masseter*, *m. temporalis*, *m. pterygoideus medialis* a *m. pterygoideus lateralis*.

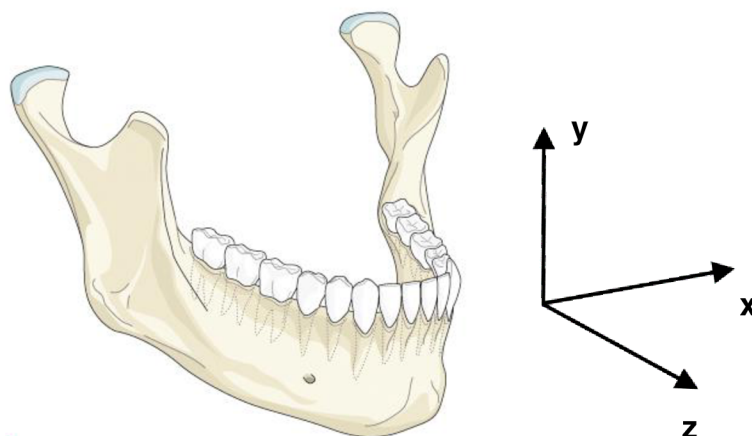
Problematikou žvýkacích sil společně s výpočtovým modelováním se zabývají např. významné práce G. J. Nelsona [78] a T. W. Koriatha et al [76]. V těchto pracích jsou maximální síly v jednotlivých svalech aktivních při různých způsobech žvýkání vypočteny podle následujícího vztahu:

$$(X_{Mi} \cdot K) \cdot EMG_{Mi} = M_{ir} \quad (10.1)$$

... kde M_{ir} [N] je síla v konkrétním svalu při konkrétním způsobu žvýkání, EMG_{Mi} [-] je váhový koeficient udávající míru zapojení jednotlivých svalů při konkrétní svalové aktivitě, X_{Mi} [cm²] je příčný průřez konkrétního svalu a K [N/cm²] je síla působící na jednotku tohoto průřezu

V práci Nelsona [78] je pro výpočet jednotlivých sil ve svalech dolní čelisti uvedena hodnota jednotkového napětí $K = 40$ N/cm². Tuto hodnotu je možné použít pro všechny svaly dolní čelisti aktivních při žvýkání a lze ji považovat za nezávislou na věku a pohlaví pacienta. Uvedené váhové koeficienty EMG_{Mi} představují poměr mezi svalovou kontrakcí při daném způsobu žvýkání a celkovou (maximální možnou) kontrakcí konkrétního svalu. Násobením maximálních sil v jednotlivých svalech těmito koeficienty dostaneme síly odpovídající konkrétnímu způsobu žvýkání. U všech výpočtových modelů v této práci byl uvažován jednostranný skus na pravé moláry, přičemž v úvahu byly brány váhové koeficienty pro pracující stranu, kde probíhá žvýkání (aktivní) a balanční stranu bez sousta (pasivní).

Ve zmíněných pracích jsou rovněž uvedeny směry působení sil jednotlivých svalů pomocí směrových kosinů odpovídajících danému souřadnému systému. V této práci je souřadný systém definován stejně jako v práci [76] (viz obr. 11.8): XZ je rovina rovnoběžná s okluzní rovinou a pozitivní směr osy Y je směrem vzhůru (kraniálně), YZ je rovina rovnoběžná se sagitální rovinou a pozitivní směr osy X je k levé části dolní čelisti, XY je rovina rovnoběžná s frontální rovinou a pozitivní směr osy Z je vpřed (anterior).



Obrázek 11.8: Použitý souřadný systém [76]

Velikosti sil v jednotlivých svalech a směrové kosiny jejich působení jsou uvedeny v následující tabulce.

Silové působení žvýkacích svalů					
Sval	Část	Směrové kosiny			Síla [N]
		cos x [-]	cos y [-]	cos z [-]	
M. masseter	povrchová (SM)	-0,207	0,884	0,419	190,4
	hluboká (DM)	-0,546	0,758	-0,358	81,6
M. temporalis	přední (AT)	-0,149	0,988	0,044	158,0
	střední (MT)	-0,222	0,837	-0,500	95,6
	zadní (PT)	-0,208	0,474	-0,855	75,6
M. pterygoideus medialis	(MP)	0,486	0,791	0,373	174,8
M. pterygoideus lateralis	horní (SLP)	0,761	0,074	0,645	28,7
	dolní (ILP)	0,630	-0,174	0,757	66,9

Pozn.: **SM**...Superficial Masseter (povrchový sval žvýkací), **DM**...Deep Masseter (hluboký sval žvýkací), **AT**...Anterior Temporalis (přední sval spánkový), **MT**...Middle Temporalis (střední sval spánkový), **PT**...Posterior Temporalis (zadní sval spánkový), **MP**...Medial Pterygoid (vnitřní sval křídlový), **ILP**...Inferior Lateral Pterygoid (dolní zevní sval křídlový), **SLP**...Superior Lateral Pterygoid (horní zevní sval křídlový)

Tabulka 11.2: Směrové kosiny a síly žvýkacích svalů (vzhledem k jednotnému souřadnému systému) [76]

Podle výše uvedených prací byly všechny modely geometrie soustav zlomené dolní čelisti s aplikovanými fixátory zatíženy silami, které byly aplikovány na již dříve vytvořené plochy odpovídající úponům jednotlivých svalů. U všech výpočtových modelů byl uvažován jednostranný skus na pravé moláry, tedy nesymetrické zatížení čelisti. Zatížení bylo rozděleno pomocí příslušných váhových koeficientů pro pracující (WS-working side) a balanční stranu (BS-balancing side) dolní čelisti.

Váhové koeficienty pro jednostranný skus na pravé moláry jsou zobrazeny v tabulce 11.3.

Váhové koeficienty pro jednostranný molárový skus								
	SM	DM	AT	MT	PT	MP	ILP	SLP
WS	0,72	0,72	0,73	0,66	0,59	0,84	0,30	0,00
BS	0,60	0,60	0,58	0,67	0,39	0,60	0,65	0,00

Tabulka 11.3: Váhové koeficienty jednotlivých svalů pro jednostranný molárový skus [76]

Jelikož může pacient bezprostředně po operaci fraktury dolní čelisti v oblasti úhlu nebo brady a v několika následujících týdnech užívat jen tekutou nebo velmi měkkou stravu [112], byl u těchto typů zlomenin čelisti uvažován stav až po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci šroubů. V těchto případech byla volena maximální velikost zatížení uváděného Koriotem [76]. Toto zatížení přibližně odpovídá stykové síle v molárové oblasti o velikosti 450 N. Tato síla byla určena aplikováním stykové síly do okrajové podmínky v oblasti pravých molárů a následným výpočtem v programu Ansys Workbench.

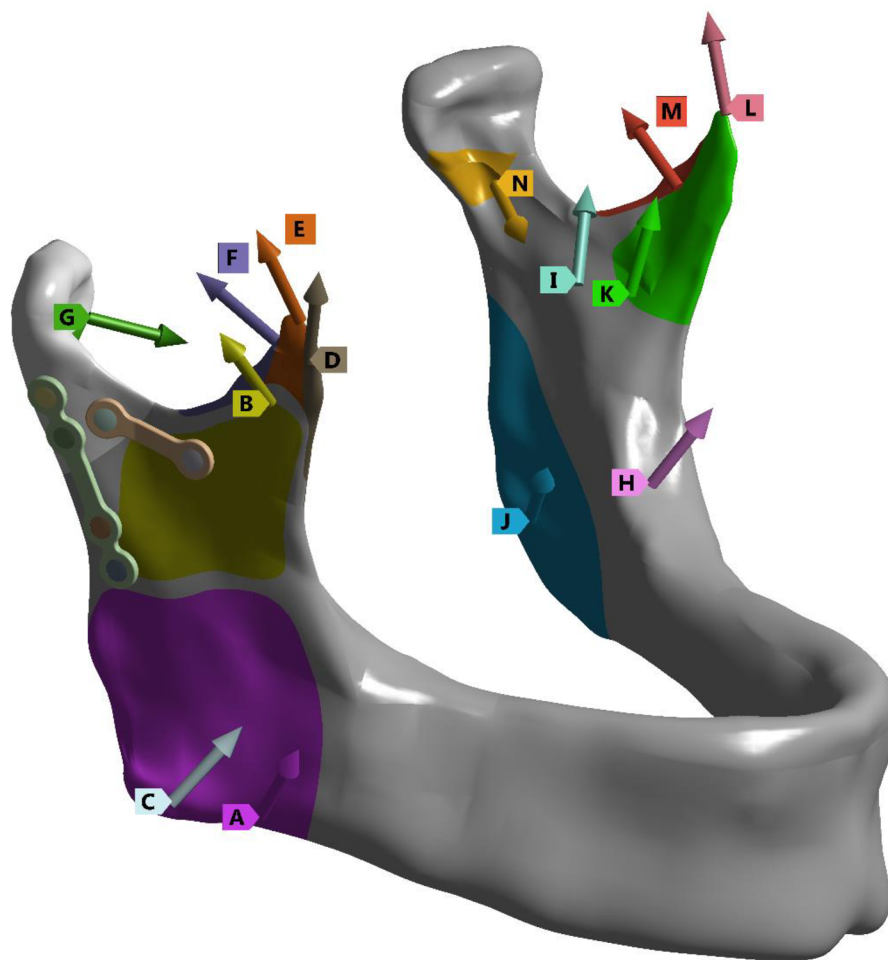
Maximální hodnoty zatížení dolní čelisti v jednotlivých směrech odpovídající jednostrannému molárovému skusu jsou zobrazeny v tabulce 11.4.

Silové působení žvýkacích svalů						
Sval	WS			BS		
	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
SM	-28,38	121,19	57,44	23,65	100,99	47,87
DM	-32,08	44,53	-21,03	26,73	37,11	-17,53
AT	-17,19	113,96	5,07	13,65	90,54	4,03
MT	-14,01	52,81	-31,55	14,22	53,61	-32,03
PT	-9,28	21,14	-38,14	6,13	13,98	-25,21
MP	71,36	116,14	54,77	-50,97	82,96	39,12
ILP	12,64	-3,49	15,19	-27,40	-7,57	32,92
SLP	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabulka 11.4: Síly žvýkacích svalů v jednotlivých směrech [76]

V případě zlomenin kloubního výběžku může pacient již několik dní po chirurgickém zákroku jíst cokoliv, co uzná za vhodné. Pokud však pacientovi pevné potraviny způsobují bolest, omezí svůj jídelníček na měkčí stravu. Ačkoliv u tohoto typu zlomenin neexistují žádné kontraindikace konzumace pevných potravin, většina lékařů přesto doporučuje užívání pouze měkké stravy v různém časovém období dle závažnosti zlomeniny [113]. S uvážením pooperačního stavu a opatrnosti pacienta byla u modelů dolní čelisti s frakturou kloubního výběžku uvažována pouze poloviční velikost zatížení z maximálního zatížení uváděného Koriiothem [76]. Velikosti sil uvedené v tab. 11.4 byly pouze poměrově sníženy na 50 % jejich původní hodnoty. Toto zatížení přibližně odpovídá stykové síle v molárové oblasti o velikosti 225 N.

Model zatížení je zobrazen na následujícím obrázku. Síly jsou aplikovány na předpřipravené plochy odpovídající úponům jednotlivých svalů, které byly vytvořeny na základě anatomických poznatků [8], [37].



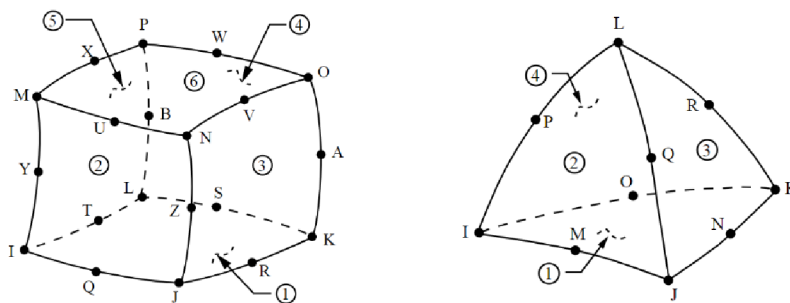
A DM - hluboký sval žvýkací (WS)	H DM - hluboký sval žvýkací (BS)
B SM - povrchový sval žvýkací (WS)	I SM - povrchový sval žvýkací (BS)
C MP - vnitřní sval křídlový (WS)	J MP - vnitřní sval křídlový (BS)
D AT - přední sval spánkový (WS)	K AT - přední sval spánkový (BS)
E MT - střední sval spánkový (WS)	L MT - střední sval spánkový (BS)
F PT - zadní sval spánkový (WS)	M PT - zadní sval spánkový (BS)
G ILP - dolní zevní sval křídlový (WS)	N ILP - dolní zevní sval křídlový (BS)

Obrázek 11.9: Model zatížení dolní čelisti

11.5 Model diskretizace

Pro řešení problému pomocí metody konečných prvků je nezbytné řešenou oblast nejprve rozdělit na konečný počet prostorových nebo rovinných podoblastí (elementů). Tyto prvky, definované typem a velikostí, jsou vzájemně spojeny uzlovými body (nody) a dohromady tvoří síť, která svojí kvalitou ovlivňuje přesnost výsledků a výpočetní čas. Zvýšením počtu elementů je dosaženo vyšší úrovně řešení a přesnějších výsledků, avšak za cenu delší doby výpočtu. Z tohoto důvodu je vhodné provést diskretizaci modelu tak, aby bylo možné daný problém vyřešit v přijatelném čase.

K vytvoření sítě byl použit automatický generátor programu Ansys Workbench s následným zjemněním elementů v oblastech koncentrace napětí. Konečnoprvková síť byla vytvořena pomocí kvadratických šestistěnnů typu SOLID186 [75] a čtyřstěnnů typu SOLID187 [79], které lze použít na téměř libovolnou geometrii modelu. Tyto prvky jsou definovány dvaceti nebo deseti uzly (viz obr. 11.10), přičemž každý z těchto uzlů má tři stupně volnosti (posuvy ve směrech x , y , z).

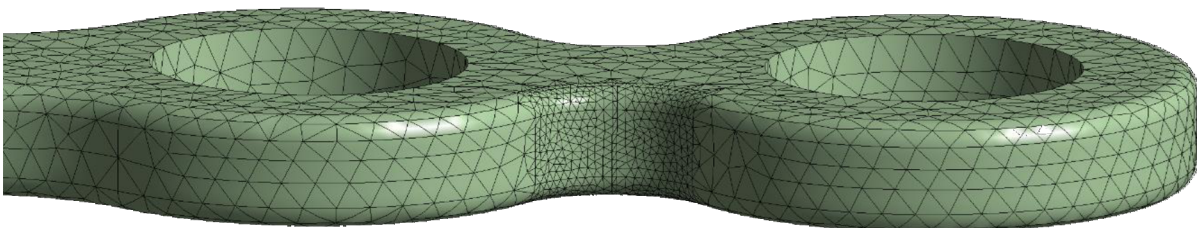


Obrázek 11.10: Element typu SOLID186 (vlevo) a SOLID187 (vpravo)

Kontaktní vazby mezi jednotlivými komponentami byly vytvořeny pomocí dvojice prvků TARGET170 [80] a CONTA174 [81]. Tyto prvky jsou osmiuzlové, přičemž každý z těchto uzlů má tři stupně volnosti (posuvy ve směrech x , y , z). Používají se pro 3D kontaktní úlohy a sprážené konstrukce, kde jsou přiřazovány na povrchy objemových nebo skořepinových těles. Na plochách, kde bylo aplikováno zatížení, byly vygenerovány prvky SURF154 [82].

Maximálního napětí a přetvoření je zpravidla dosaženo na povrchu těles. Z důvodu značného snížení počtu elementů a tím i výpočetního času byla velikost elementů měněna pouze na povrchu objemových těles pomocí funkce „surface sizing“. To znamená, že v objemu tělesa byla síť automaticky vygenerována programem a dosahovala zpravidla větší velikosti elementů než na jeho povrchu, kde byla velikost prvků sítě definována uživatelem.

Konečná velikost elementů dlah a šroubů byla volena na základě citlivostní analýzy, kterou byla zkoumána změna výsledných napětí a posuvů jednotlivých komponent v závislosti na hustotě sítě. Citlivostní analýza byla provedena opakovanými výpočty s různou velikostí elementů, která byla měněna jak na celém povrchu těles, tak pouze v kritických místech. Na základě výsledků citlivostní analýzy byla pro konečné prvky dlahy zvolena velikost 0,3 mm. V kritickém místě fixátoru byla síť dále zjemněna na 0,08 mm (viz obr. 11.11).



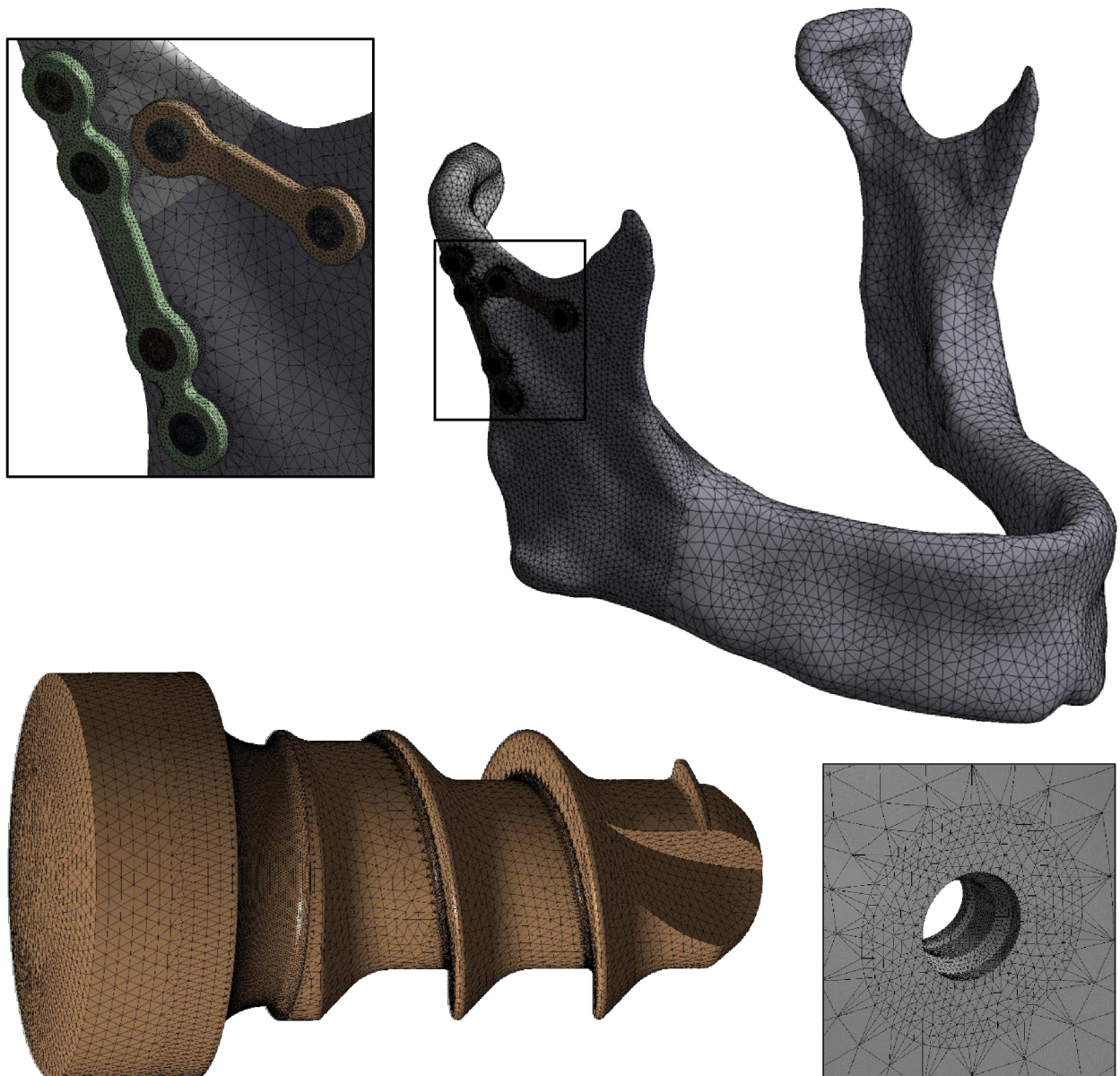
Obrázek 11.11: Detail sítě vybrané dlahy

Globální velikost elementů šroubu byla zvolena na hodnotu 0,1 mm s následným zjemněním závitové části na 0,08 mm z důvodu dosažení alespoň tří prvků po výšce závitu. V kritickém místě šroubu (oblast koncentrace napětí) byly vygenerovány prvky o velikosti 0,01 mm pomocí funkce „refinement“.

Globální velikost elementů kortikální a spongiózní kostní tkáň byla nastavena na hodnotu 2 mm. V oblasti dlahy byla na povrchu kosti vygenerována jemnější síť s velikostí prvků 1 mm. Pro mezikruhové plochy kolem závitových otvorů byla zvolena velikost elementů 0,2 mm.

V závitových otvorech kostní tkáň byla zvolena velikost elementů 0,08 mm, rovněž z důvodu dosažení alespoň tří prvků po výšce závitu. Menší velikost elementů v závitových otvorech, stejně jako na závitech šroubů, vedla k příliš velkému nárůstu celkového počtu prvků diskretizovaného modelu geometrie a tím pádem i k značnému navýšení výpočetního času způsobeného omezenou kapacitou hardwaru výpočetní techniky.

Diskretizovaný model geometrie jedné z variant fixace zlomeniny kondylu je zobrazen na následujícím obrázku.



Obrázek 11.12: Konečnoprvkový model jedné z variant fixace zlomeniny kondylu a detaily sítě

Uvedené velikosti konečných prvků byly aplikovány pro všechny geometrické konfigurace. Počty uzlů diskretizovaných modelů geometrie se pohybují v rozmezí od 2 089 577 do 2 847 738 a počty elementů v rozmezí od 1 277 977 do 1 685 558.

11.6 Nastavení řešiče

Nastavení řešiče analýzy bylo ponecháno v původním stavu, což znamená, že jednotlivé možnosti byly během řešení ovládány automaticky programem (program controlled). Pouze byl nastaven typ řešiče na iterační PCG řešič [87] s přesností $1e-4$, čehož bylo dosaženo zadáním příslušného příkazu (command).

Na základě provedené citlivostní analýzy posuvů a přetvoření na velké deformace (large deflections) bylo nastavení analýzy ponecháno na malé deformace z důvodu značného ušetření výpočtového času a omezení dalších nelinearit způsobujících časté problémy s konvergencí výpočtu. Citlivostní analýza posuvů a přetvoření byla provedena pro všechny geometrické varianty. Rozdíl ve výsledných hodnotách pro velké a malé deformace se u testovaných variant pohyboval pod 1 %, a proto nebylo nutné v nastavení řešiče aktivovat velké deformace.

12 Prezentace a analýza dosažených výsledků

V předložené práci byla provedena deformační a napěťová analýza soustavy dolní čelisti s aplikovaným komerčně vyráběným fixátorem. Celkem bylo analyzováno 12 variant výpočtových modelů (viz obr. 11.1). Řešení bylo provedeno v programu Ansys Workbench 18.1.

Jak již bylo uvedeno v kapitole 11.3 a 11.4, pro řešení byly uvažovány dva modely vazeb a zatížení v závislosti na lokalizaci zlomeniny:

V případě dolní čelisti se zlomeninou v oblasti kloubního výběžku (případ **A**) byl uvažován stav čelisti již několik dní po chirurgickém zákroku [113]. V tomto případě byl modelován třecí kontakt mezi šrouby a kostní tkáně a rovněž mezi zlomenými kostními fragmenty. Velikost zatížení byla zvolena 50 % z maximální hodnoty zatížení uváděné Koriothem [76].

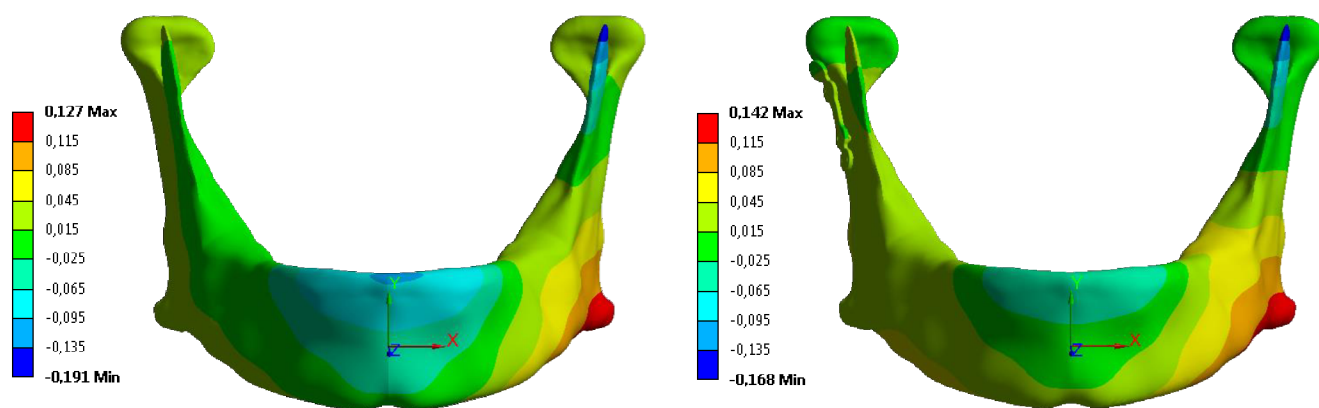
V případě dolní čelisti po defektu v oblasti úhlu (případ **B**) a brady (případ **C**) byl uvažován stav čelisti až po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci šroubů [112]. U těchto variant byl mezi šrouby a kostní tkáně a rovněž mezi zlomenými kostními fragmenty modelován kontakt typu BONDED (pevné spojení). Velikost zatížení byla zvolena 100 % [76].

U řešených soustav se zlomeninou varianty **A** byly analyzovány deformační posuvy, napětí ve fixačních dlahách, šroubech a přetvoření kostní tkáně v okolí šroubů. Deformační posuvy zlomené dolní čelisti s fixátorem byly porovnány s deformačními posuvy dolní čelisti ve fyziologickém stavu. U jednotlivých fixátorů a šroubů bylo vyhodnoceno redukované napětí dle podmínky HMM (von Mises). Kostní tkáně byly analyzovány z hlediska redukovaného přetvoření HMM, které bylo porovnáno s referenčními hodnotami uvedenými ve Frostově hypotéze [13], [14], [15], [16] (viz kap. 5.5).

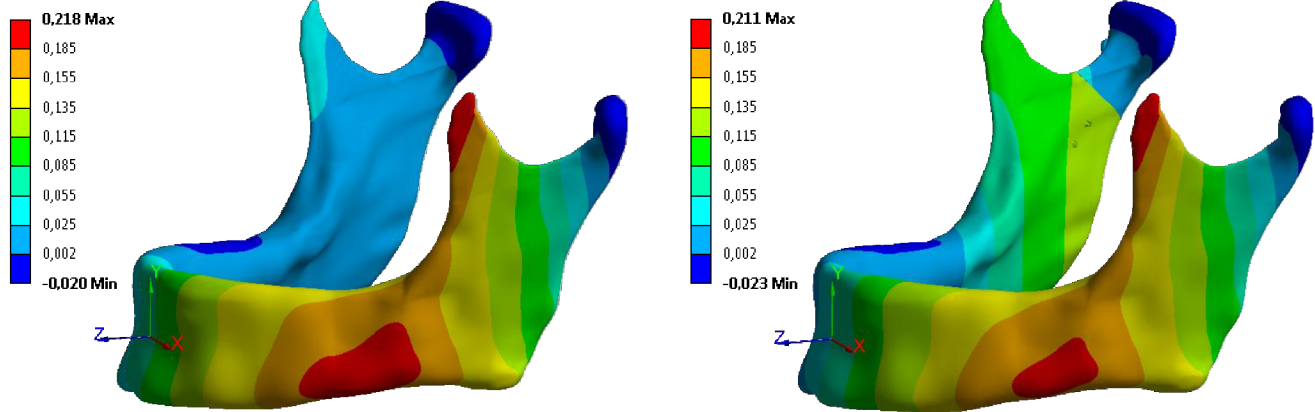
U řešených soustav po defektu varianty **B** a **C** byly analyzovány pouze deformační posuvy, které byly porovnávány vzhledem k deformačním posuvům dolní čelisti ve fyziologickém stavu.

12.1 Deformační posuvy zlomené dolní čelisti s fixátorem (varianta A)

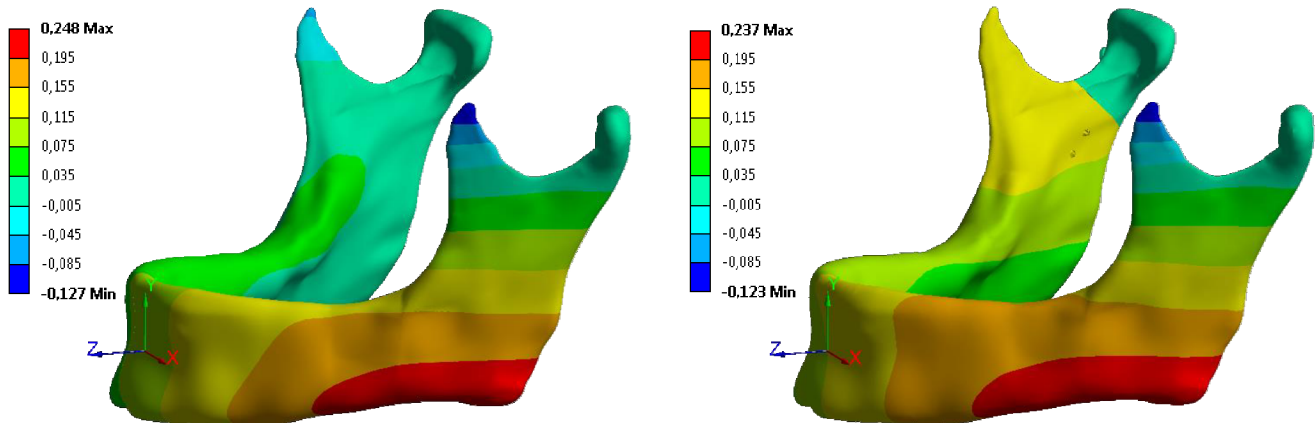
Na následujících obrázcích jsou zobrazeny deformační posuvy dolní čelisti ve fyziologickém stavu (FYZ) a zlomené dolní čelisti s vybraným fixátorem (A1). Deformační posuvy byly analyzovány v jednotlivých směrech X, Y a Z (uvedeného souřadného systému) společně s celkovými deformačními posuvy. Jelikož byl charakter namáhání a rovněž i místa maximálních deformačních posuvů ve všech případech A1 - A6 stejné, byly prezentovány výsledky jen jedné varianty (A1).



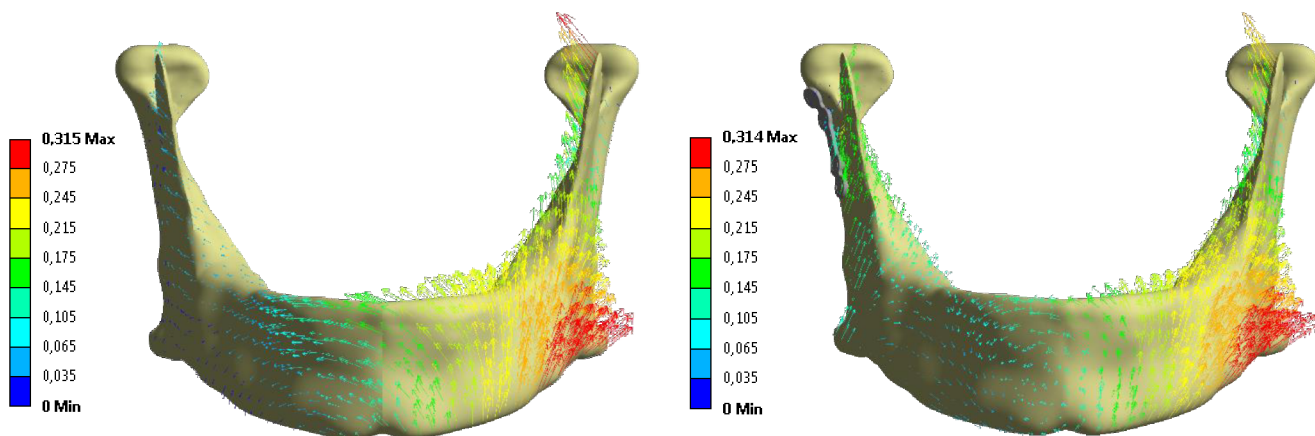
Obrázek 12.1: Deformační posuvy [mm] v ose X pro FYZ (vlevo) a A1 (vpravo)



Obrázek 12.2: Deformační posuvy [mm] v ose Y pro FYZ (vlevo) a A1 (vpravo)



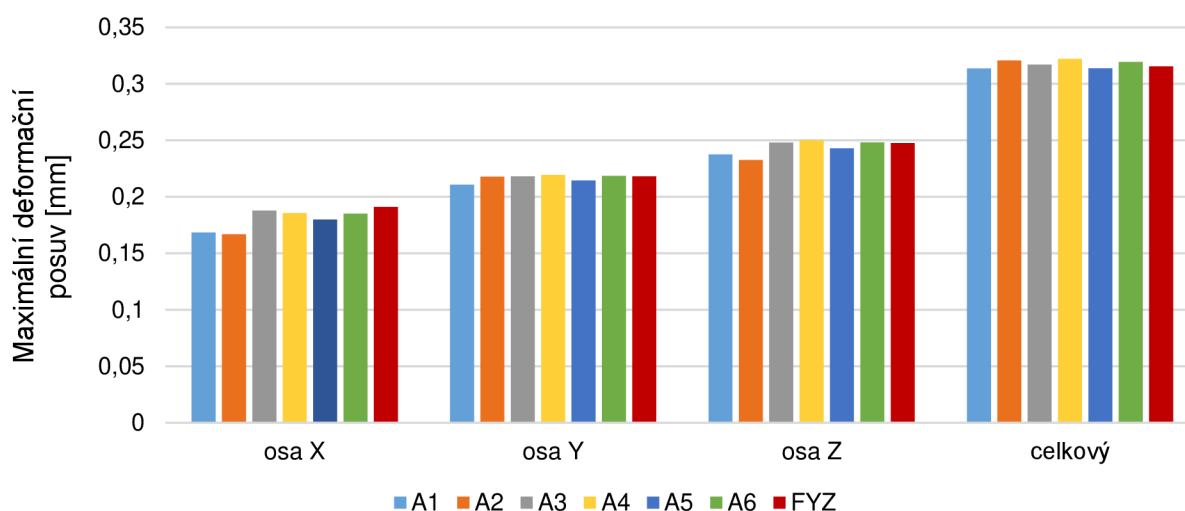
Obrázek 12.3: Deformační posuvy [mm] v ose Z pro FYZ (vlevo) a A1 (vpravo)



Obrázek 12.4: Celkové deformační posuvy [mm] pro FYZ (vlevo) a A1 (vpravo)

Ve všech případech A1 - A6 byly dominantní deformační posuvy lokalizovány ve stejných oblastech. Jelikož je v oblasti pravých molárů zamezeno posuvu v ose Y, je vlivem sil, kterými na dolní čelist působí žvýkací svaly, dominantně deformována levá (balanční) část dolní čelisti. V ose X a Y se maximální posuvy vyskytovaly v oblasti levého svalového výběžku (vlivem sil spánkového svalu), v ose Z docházelo k největším posuvům na spodní hraně dolní čelisti v oblasti levého úhlu (vlivem sil hlubokého a povrchového žvýkacího svalu). Maximální hodnota celkového deformačního posuvu se nacházela rovněž v oblasti úhlu na levé straně mandibuly. V ose X bylo dosaženo největšího posuvu v případě fyziologické čelisti s hodnotou 0,191 mm, nejmenšího posuvu bylo dosaženo u varianty A2 a to 0,166 mm. V ostatních osách bylo dosaženo největšího deformačního posuvu u varianty A4, u které velikost posuvu dosahovala 0,219 mm v ose Y a 0,251 mm v ose Z. Celkový deformační posuv byl rovněž maximální v případě varianty A4 s hodnotou 0,322 mm. Případu fyziologické dolní čelisti nejlépe odpovídá varianta A3, naopak největší rozdíly v deformačních posuvech vykazuje varianta A2.

Maximální deformační posuvy v jednotlivých směrech jsou zobrazeny v následujícím grafu.

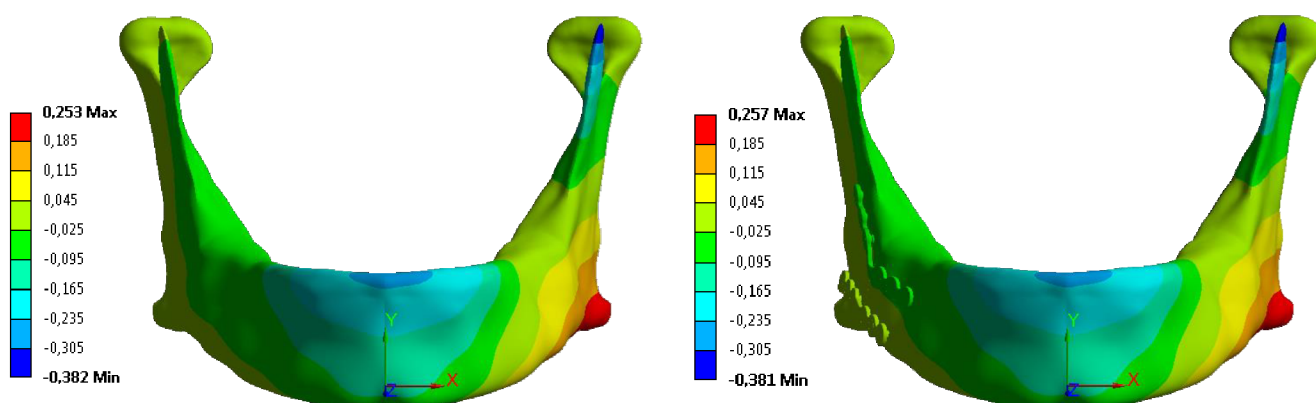


Pozn.: Hodnoty maximálního deformačního posuvu v ose X jsou zobrazeny v absolutní hodnotě (posuv nastává v záporném směru osy X)

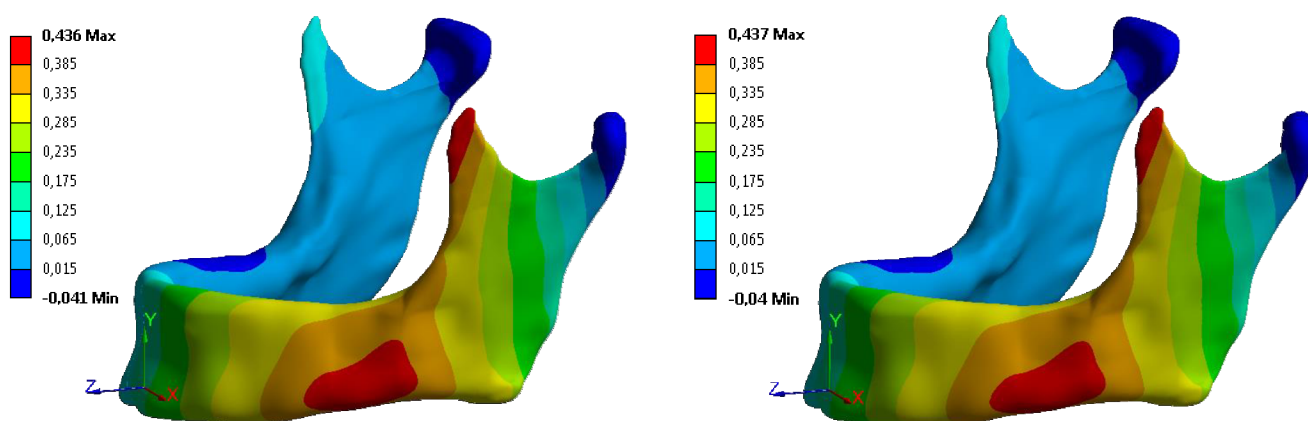
Graf 12.1: Maximální deformační posuvy [mm] v jednotlivých směrech

12.2 Deformační posuvy zhojené dolní čelisti s fixátorem (varianta B a C)

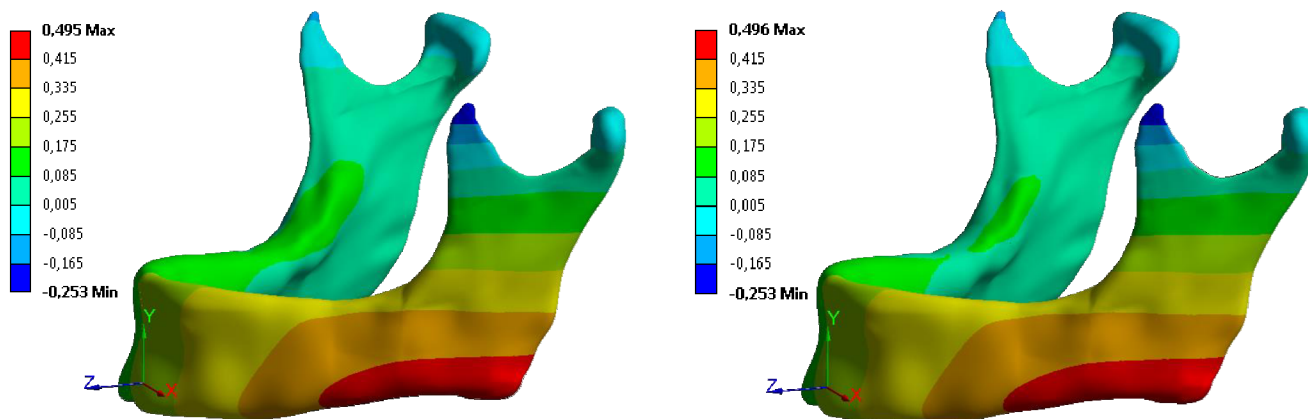
Na následujících obrázcích jsou zobrazeny deformační posuvy dolní čelisti ve fyziologickém stavu (FYZ) a zlomené dolní čelisti s vybraným fixátorem (B1). Deformační posuvy byly analyzovány v jednotlivých směrech X, Y a Z (uvedeného souřadného systému) společně s celkovými deformačními posuvy. Jelikož byl charakter namáhání a rovněž i místa maximálních deformačních posuvů ve všech případech B1 – B3 a C1 – C3 stejné, byly prezentovány výsledky jen jedné varianty (B1).



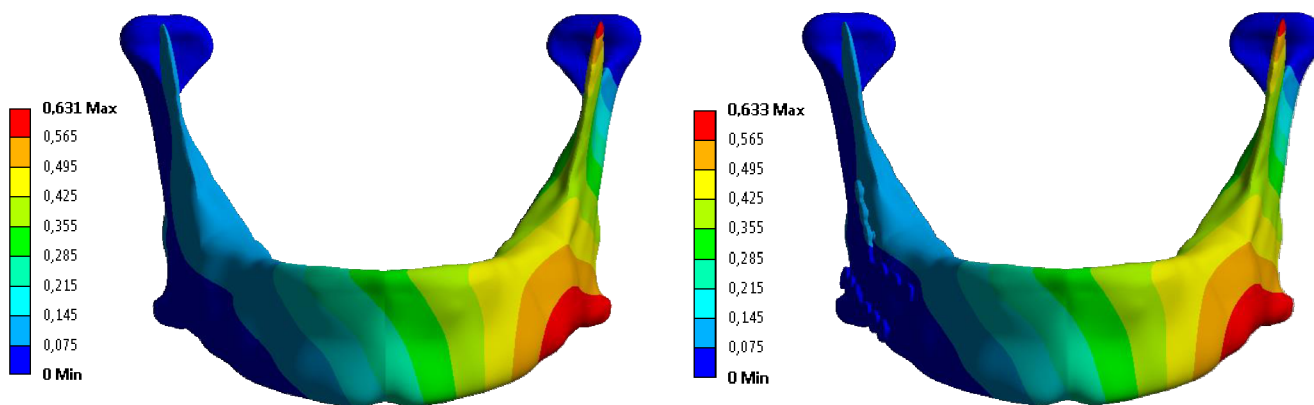
Obrázek 12.5: Deformační posuvy [mm] v ose X pro FYZ (vlevo) a B1 (vpravo)



Obrázek 12.6: Deformační posuvy [mm] v ose Y pro FYZ (vlevo) a B1 (vpravo)



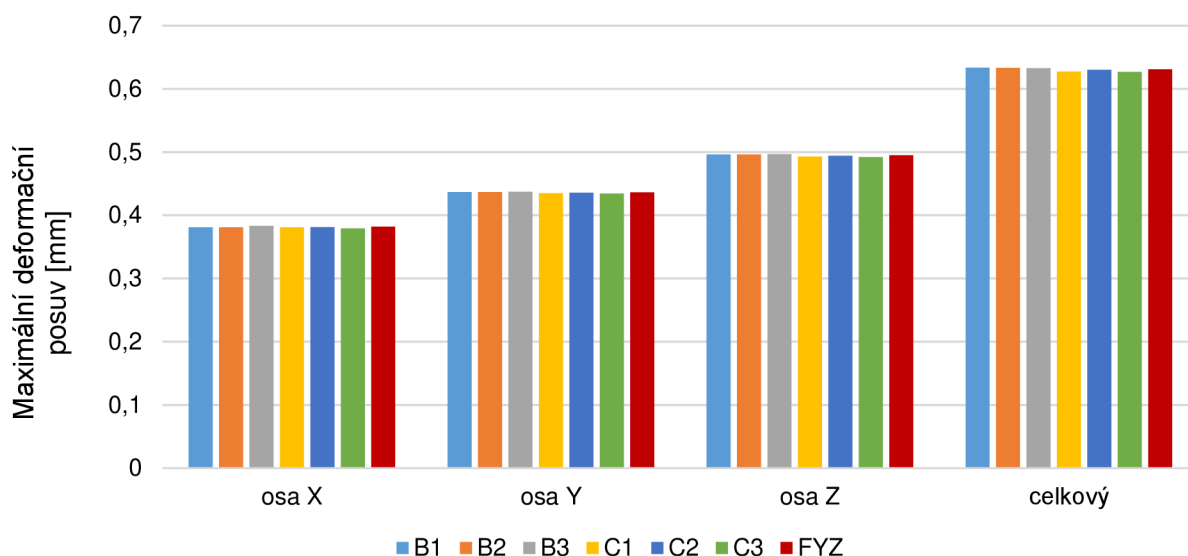
Obrázek 12.7: Deformační posuvy [mm] v ose Z pro FYZ (vlevo) a B1 (vpravo)



Obrázek 12.8: Celkové deformační posuvy [mm] pro FYZ (vlevo) a B1 (vpravo)

Ve všech případech B1 – B3 a C1 – C3 byly dominantní deformační posuvy lokalizovány ve stejných oblastech. V ose X a Y se maximální posuvy vyskytovaly v oblasti levého svalového výběžku, v ose Z docházelo k největším posuvům na spodní hraně dolní čelisti v oblasti levého úhlu. Maximální hodnota celkového deformačního posuvu se nacházela rovněž v oblasti úhlu na levé straně mandibuly.

Maximální deformační posuvy v jednotlivých směrech jsou zobrazeny v následujícím grafu



Pozn.: Hodnoty maximálního deformačního posuvu v ose X jsou zobrazeny v absolutní hodnotě (posuv nastává v záporném směru osy X)

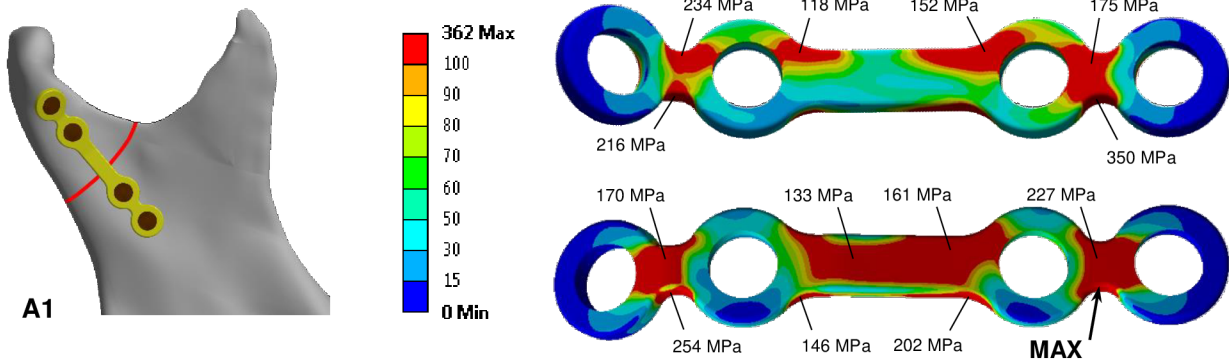
Graf 12.2: Maximální deformační posuvy [mm] v jednotlivých směrech

Z předchozího grafu je zřejmé, že použité fixátory v oblasti brady a úhlu mandibuly nemají zásadní vliv na tuhost dolní čelisti po úplném zhojení kostní tkáně (rozdíly v deformačních posuvech vzhledem k fyziologické dolní čelisti jsou minimální). Skusové poměry tedy zůstávají při ponechání fixátorů v kostní tkáni po jejím zhojení stejné jako u fyziologického stavu dolní čelisti.

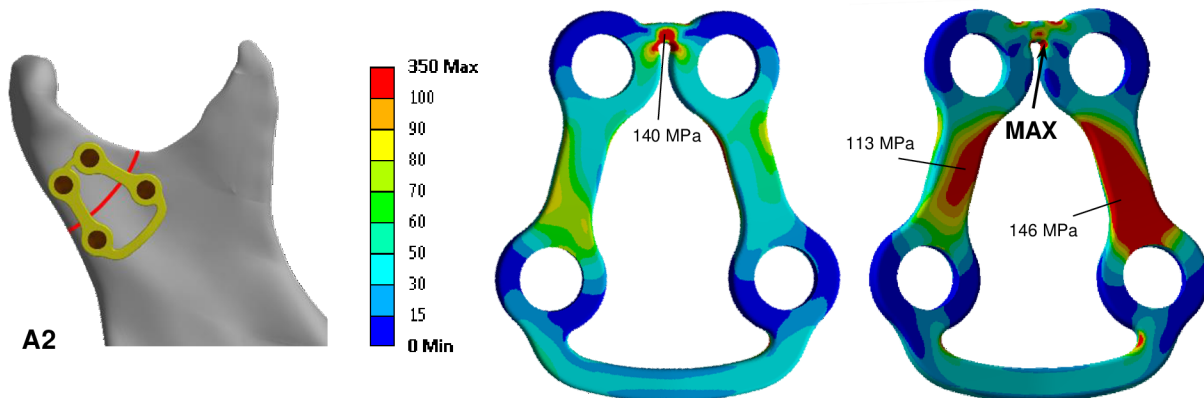
12.3 Redukované napětí ve fixátorech (varianta A)

K tomu, aby při zatížení fixátoru nedošlo k překročení jeho bezpečnosti vzhledem k meznímu stavu pružnosti a nevratným změnám, nesmí maximální hodnota redukovaného napětí překročit mez kluzu daného materiálu (CP-Ti Grade 4). Pro vyhodnocení této bezpečnosti bylo analyzováno redukované (ekvivalentní) napětí dle von Misesa (podmínky HMM).

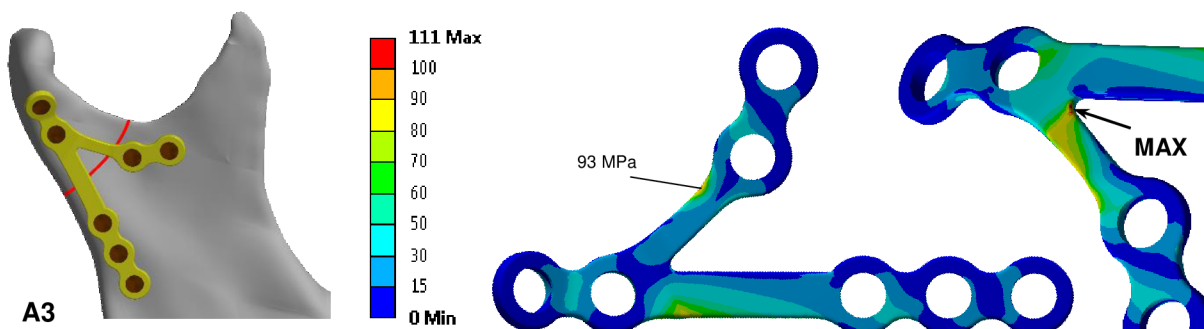
Redukovaná napětí HMM fixátorů jednotlivých geometrických konfigurací A1 – A6 jsou zobrazena na následujících obrázcích.



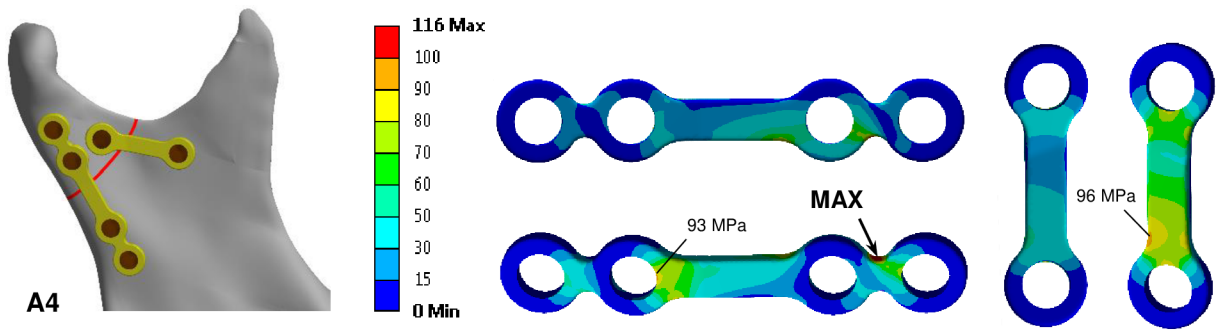
Obrázek 12.9: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A1); přední strana (nahore) a zadní strana (dole)



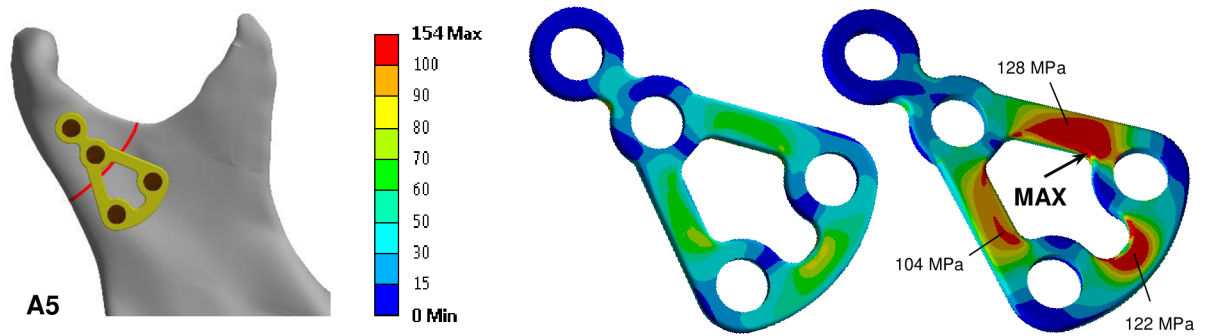
Obrázek 12.10: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A2); přední strana (vlevo) a zadní strana (vpravo)



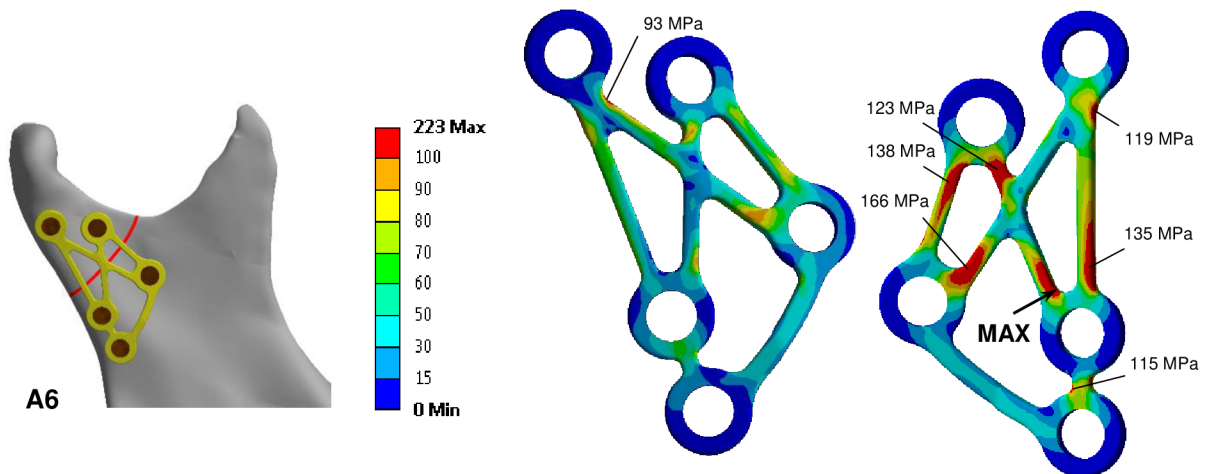
Obrázek 12.11: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A3); přední strana (vlevo) a zadní strana (vpravo)



Obrázek 12.12: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A4); zadní strana (dole a vpravo)

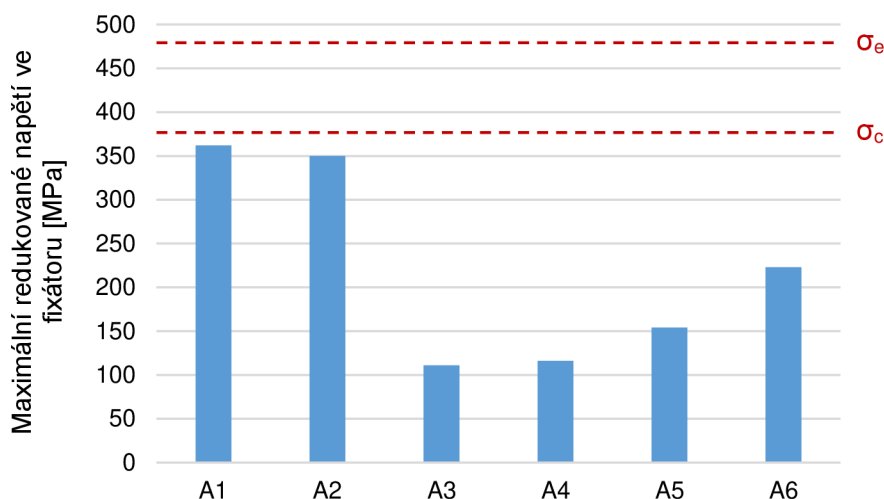


Obrázek 12.13: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A5); přední strana (vlevo) a zadní strana (vpravo)



Obrázek 12.14: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A6); přední strana (vlevo) a zadní strana (vpravo)

Maximální redukované napětí bylo u všech geometrických variant A1 – A6 lokalizováno v rádiusech, jež představovali koncentrátoři napětí. Největšího redukovaného napětí bylo dosaženo v případě fixátoru A1 s hodnotou 362 MPa, nejmenší hodnoty 111 MPa bylo naopak dosaženo u varianty A3. Pro přehlednost jsou hodnoty maximálních redukovaných napětí fixátorů jednotlivých variant porovnány v následujícím grafu.



Graf 12.3: Maximální redukované napětí HMM [MPa] ve fixátorech

Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve fixátorech jsou podstatně nižší než mez kluzu použitého materiálu CP-Ti Grade 4 s hodnotou $\sigma_e = 483$ MPa (viz tab. 8.1), k meznímu stavu pružnosti nedojde ani v jednom z případů A1 – A6. Z tohoto důvodu byly dlahy dále vyhodnoceny z hlediska únavového namáhání (vysoko-cyklové únavy).

Žvýkání je proces, při němž má deformace a napětí cyklický charakter. Během žvýkání se cyklicky mění hodnoty deformace a napětí z nulové hodnoty v nezátíženém stavu až do maximální hodnoty při skusu. Při tomto procesu dochází k míjivému namáhání dolní čelisti s fixátorem.

Maximální amplituda napětí se vyskytovala u dlahy varianty A1. Hodnota amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí byla v tomto případě $\sigma_a = \sigma_m = 362$ MPa. Tato hodnota byla posuzována vzhledem k mezi únavy pro 10^7 cyklů, která v případě komerčně čistého titanu použitého k výrobě fixační dlahy odpovídá hodnotě $\sigma_c = 375$ MPa (viz tab. 8.1).

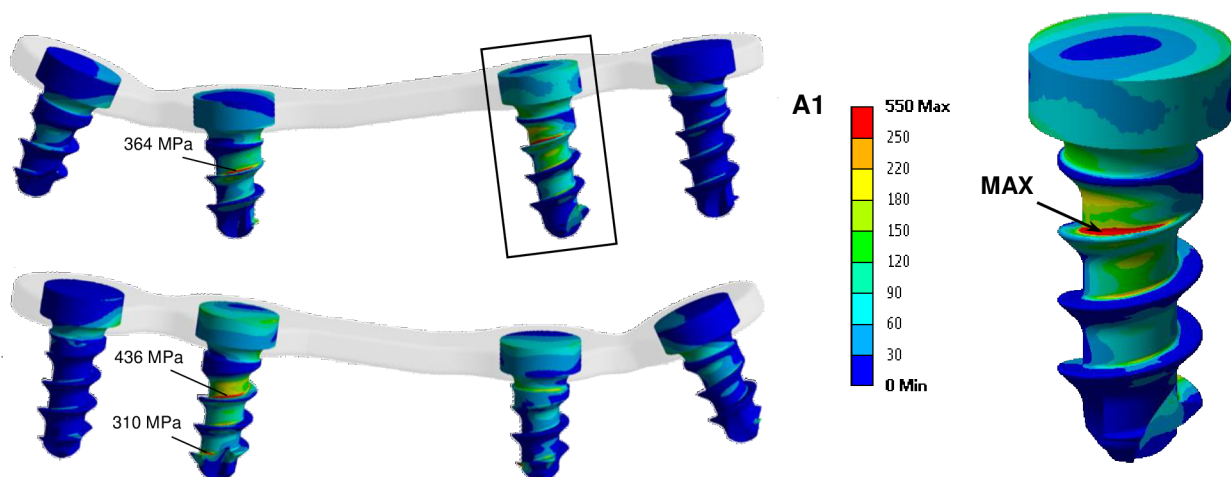
Bezpečnost vůči meznímu stavu únavy je u této dlahy $k = \sigma_c / \sigma_a = 375 / 362 = 1,04$. Z provedené analýzy vyplývá, že fixační dlahy (varianta A1) by měla toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 1,04$. V případě dlah A2 – A6 je bezpečnost vůči meznímu stavu únavy ještě vyšší, jelikož amplituda napětí dosahuje u těchto variant nižších hodnot.

12.4 Redukované napětí ve šroubech (varianta A)

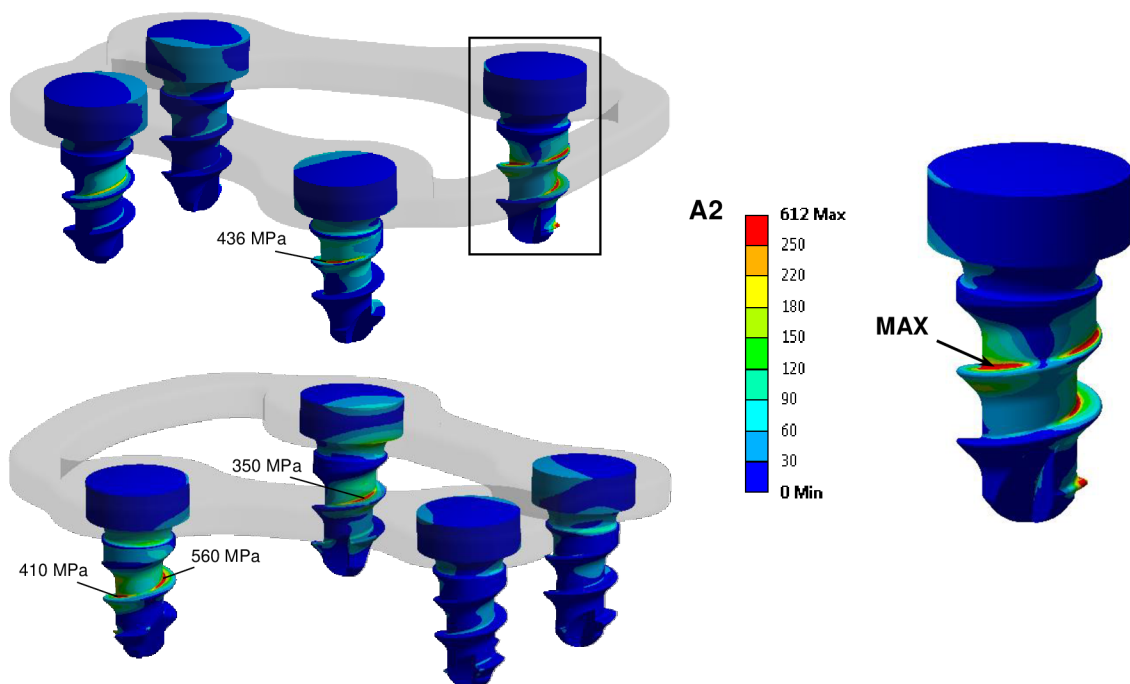
Dlaha je k samotné dolní čelisti připevněna pomocí několika samořezných šroubů, které mohou být do kostní tkáň zavedeny monokortikálně nebo bikortikálně. V případě zlomeniny kloubního výběžku (varianta A1 – A6) byly šrouby vzhledem k anatomii kondylu a rozložení kostních tkání v této oblasti zavedeny bikortikálně jen v některých místech.

U šroubů použitých k fixaci zlomeniny dolní čelisti byla provedena analýza redukovaného (ekvivalentního) napětí dle podmínky HMH. Hodnoty maximálního redukovaného napětí byly vyhodnoceny vzhledem k meznímu stavu pružnosti použitého materiálu Ti-6Al-7Nb.

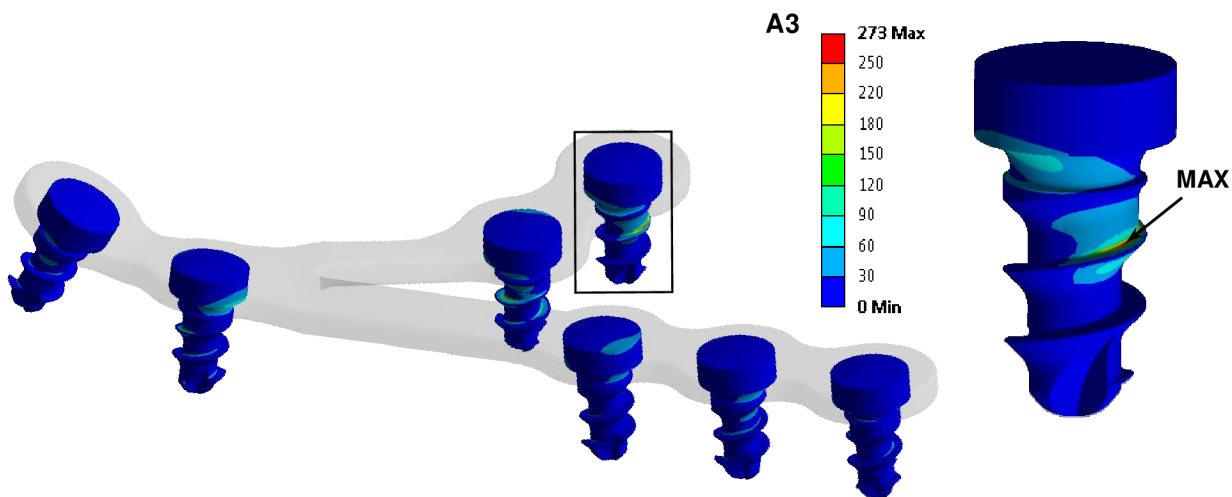
Redukovaná napětí HMH šroubů jednotlivých geometrických konfigurací A1 – A6 jsou zobrazena na následujících obrázcích.



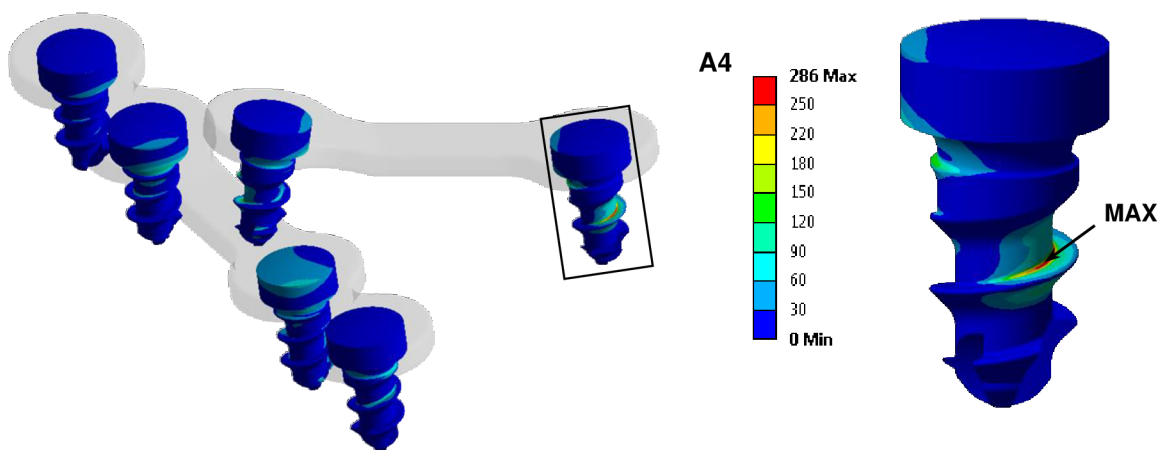
Obrázek 12.15: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A1); pohled zleva (nahore), pohled zprava (dole) a detail kritického šroubu (vpravo)



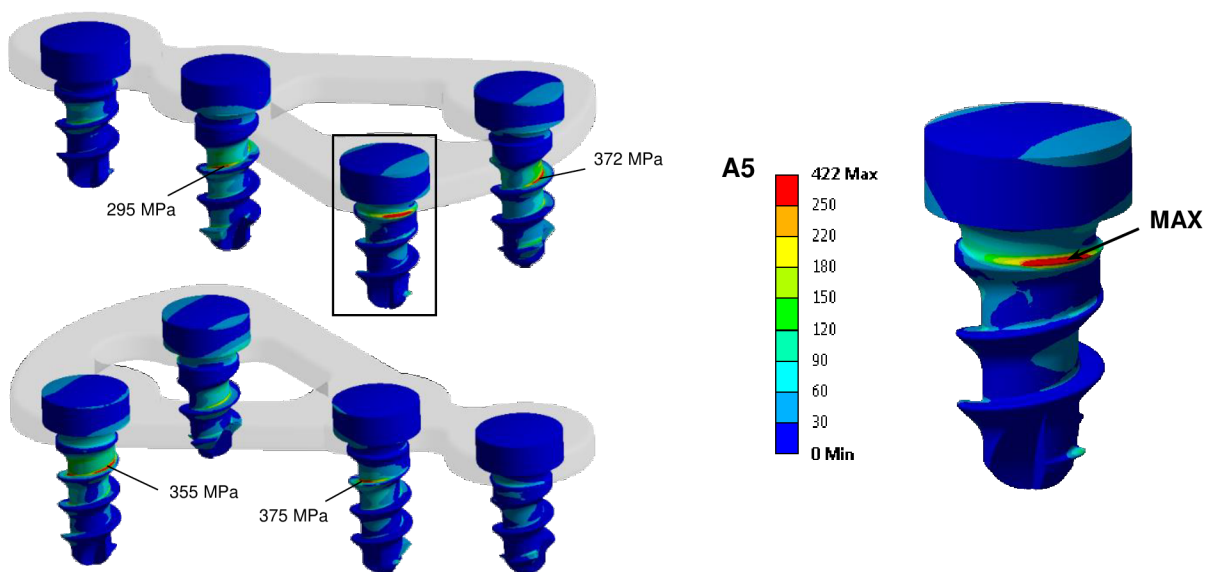
Obrázek 12.16: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A2); pohled zleva (nahore), pohled zprava (dole) a detail kritického šroubu (vpravo)



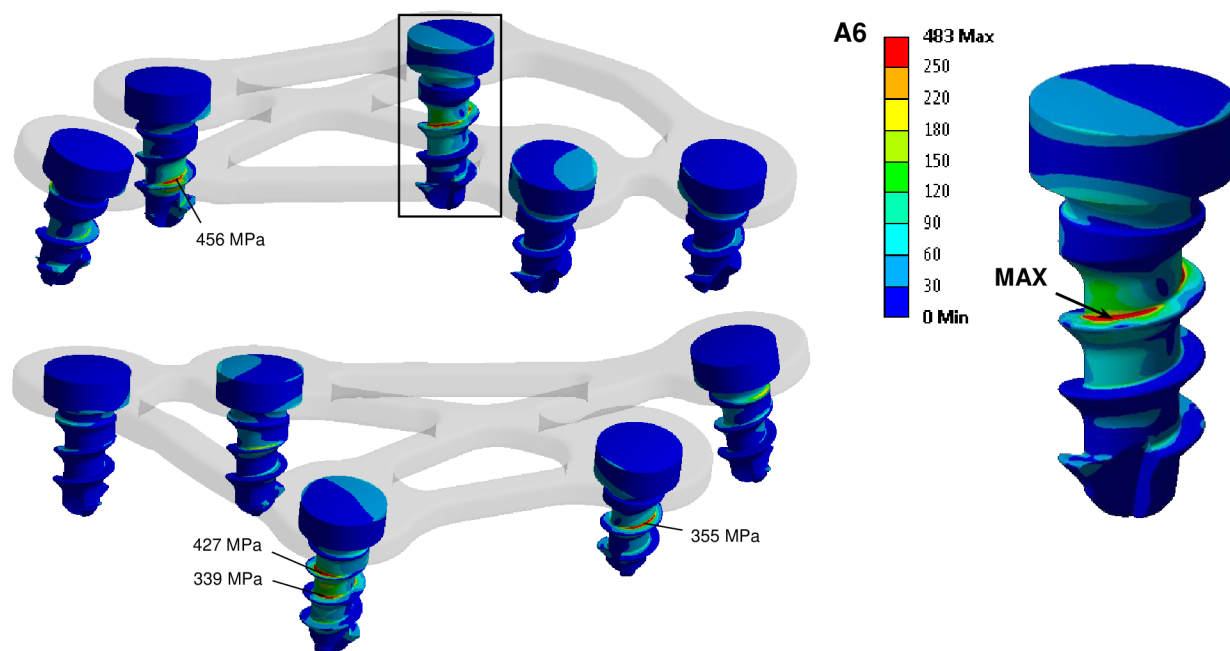
Obrázek 12.17: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A3); pohled zleva a detail kritického šroubu (vpravo)



Obrázek 12.18: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A4) a detail kritického šroubu (vpravo)

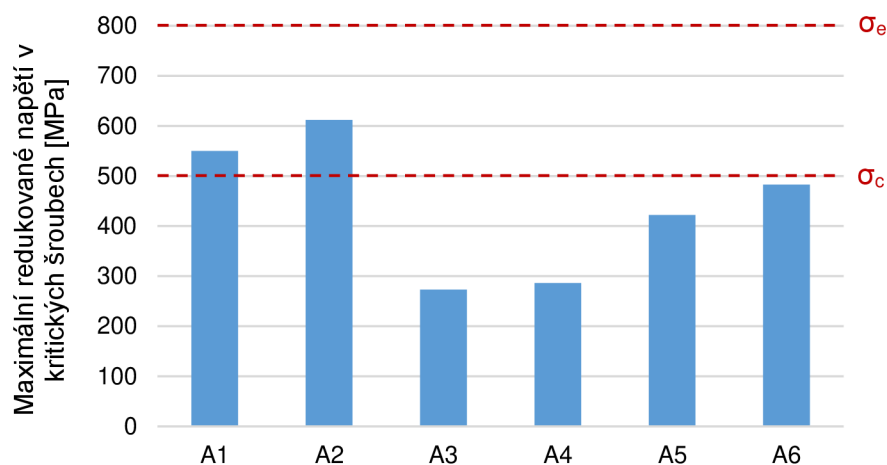


Obrázek 12.19: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A5); pohled zleva (nahore), pohled zprava (dole) a detail kritického šroubu (vpravo)



Obrázek 12.20: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A6); pohled zleva (nahore), pohled zprava (dole) a detail kritického šroubu (vpravo)

Z předchozích obrázků je zřejmé, že maximální redukované napětí bylo lokalizováno u šroubů zavedených do kostního fragmentu vpravo od lomné linie. V případech A3 a A4 bylo největších hodnot dosaženo u šroubů nejbližší svalovému výběžku, u ostatních variant se kritické šrouby nacházely v blízkosti lomné linie. Ve všech případech s výjimkou varianty A5 byly kritické šrouby nejvíce namáhány v oblasti prvního závitu. U varianty A5 byl kritický šroub nejvíce namáhán v oblasti rádiusu mezi hlavou a závitovou částí šroubu. Největšího redukovaného napětí šroubu bylo dosaženo v případě A2 s hodnotou 612 MPa. Pro přehlednost jsou hodnoty maximálních redukovaných napětí šroubů jednotlivých variant porovnány v následujícím grafu.



Graf 12.4: Maximální redukované napětí HMH [MPa] v kritických šroubech

Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve šroubech jsou podstatně nižší než mez kluzu použité slitiny titanu Ti-6Al-7Nb s hodnotou $\sigma_e = 800$ MPa (viz tab. 8.2), k meznímu stavu pružnosti nedojde ani v jednom z případů A1 – A6. Z tohoto důvodu byly dlahy dále vyhodnoceny z hlediska únavového namáhání (vysoko-cyklové únavy).

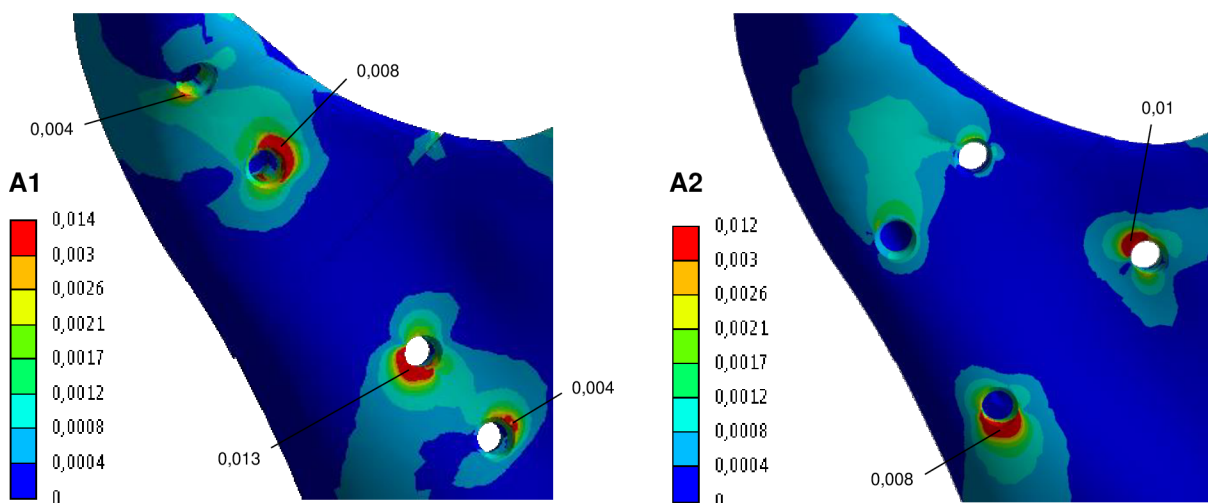
V případě šroubů byla maximální amplituda napětí posuzována vzhledem k mezi únavy pro 10^7 cyklů titanové slitiny Ti-6Al-7Nb s hodnotou $\sigma_c = 500$ MPa (viz tab. 8.2). U kritických šroubů variant A1 a A2 byla maximální amplituda napětí větší než mez únavy použitého materiálu. Bezpečnost vůči meznímu stavu únavy je v těchto případech menší než 1 a proto tyto šrouby z hlediska neomezené životnosti nevyhovují. U kritického šroubu varianty A6 je bezpečnost vzhledem k neomezené životnosti $k = \sigma_c / \sigma_a = 500 / 483 = 1,04$. Z provedené analýzy je patrné, že šroub by měl toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 1,04$. V případě kritických šroubů A3 - A5 je bezpečnost vůči meznímu stavu únavy ještě vyšší, jelikož amplituda napětí dosahuje u těchto variant nižších hodnot.

12.5 Redukované přetvoření v kostních tkáních (varianta A)

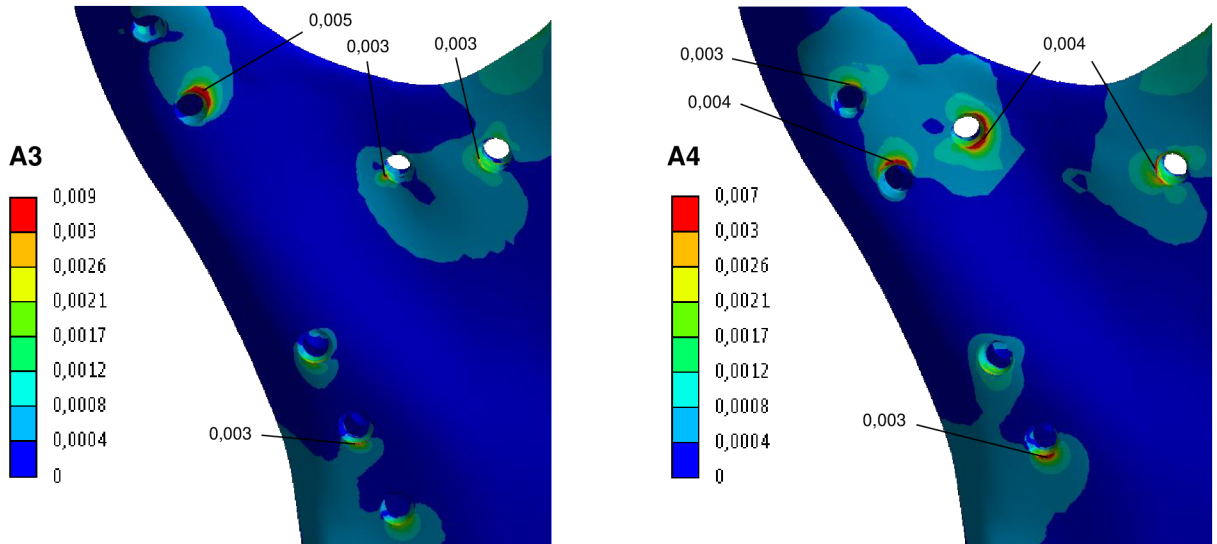
Jak již bylo uvedeno v kapitole 5.5, kostní tkáň reaguje na vnější zatížení změnou hustoty a tvaru. K analýze těchto změn je možné využít Frostovu hypotézu, popisující tvorbu a ztrátu (resorpci) kostní tkáně při daném zatížení [13], [14], [15], [16]. Přetvoření kostní tkáně se obvykle udává v $\mu\epsilon$ (micro-strain), přičemž 1000 $\mu\epsilon$ odpovídá 0,1 % přetvoření, což je $\epsilon = 0,001$ [13]. S Frostovou hypotézou bylo porovnáno redukované přetvoření HMH kostních tkání řešených modelů. Toto přetvoření bylo vyhodnoceno vzhledem k referenčním hodnotám uvedeným v této hypotéze, zejména pak k hodnotě 3000 micro-strain ($\epsilon_{HMH} = 0,003$), jež představuje prahovou hodnotu mezi oblastí mírného přetěžování a oblastí patologického přetížení, kdy začíná docházet k postupnému úbytku kostní tkáně. Je nutné připomenout, že prahové hodnoty uváděné Frostem mohou být rozdílné v závislosti na typu kosti, věku, pohlaví či genetické výbavě jedince a proto je k nim potřeba přistupovat pouze orientačně.

Redukované přetvoření HMH kortikální a spongiózní kostní tkáně bylo analyzováno v závitových otvorech pro šrouby a jejich okolí. Hodnoty přetvoření nebyly vyhodnocovány na ostrých hranách závitů, jež představují koncentrátoři. Při použitém modelu geometrie (netrámečková struktura spongiózní kostní tkáně) a materiálu se na rozhraní spongiózní a kortikální kostní tkáně vyskytuje skoková změna v tuhosti. Z tohoto důvodu je vhodné brát výsledné hodnoty přetvoření na tomto rozhraní s určitým nadhledem.

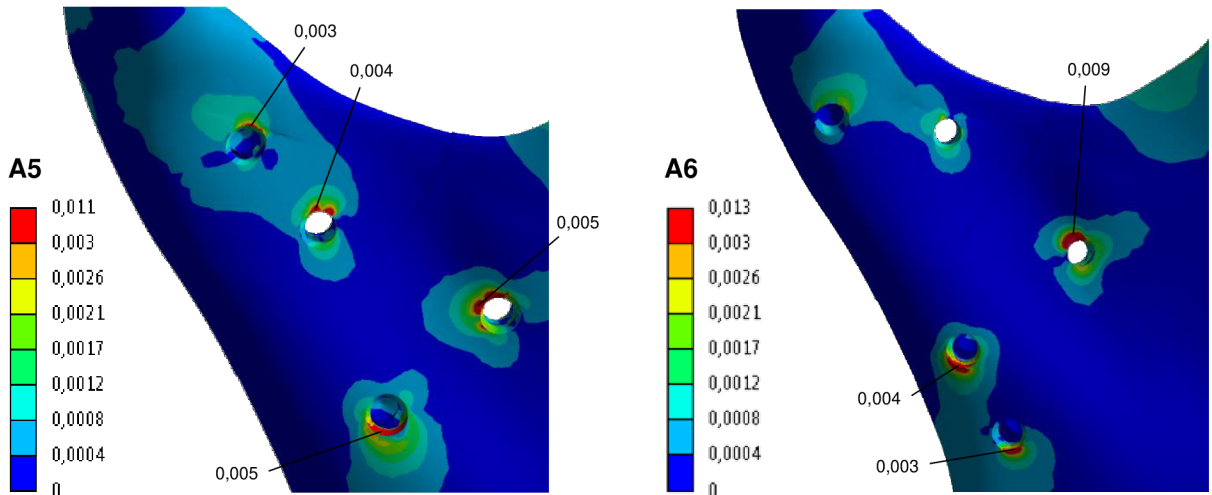
Redukovaná přetvoření HMH kortikální a spongiózní kostní tkáně jednotlivých geometrických konfigurací A1 – A6 jsou zobrazena na následujících obrázcích.



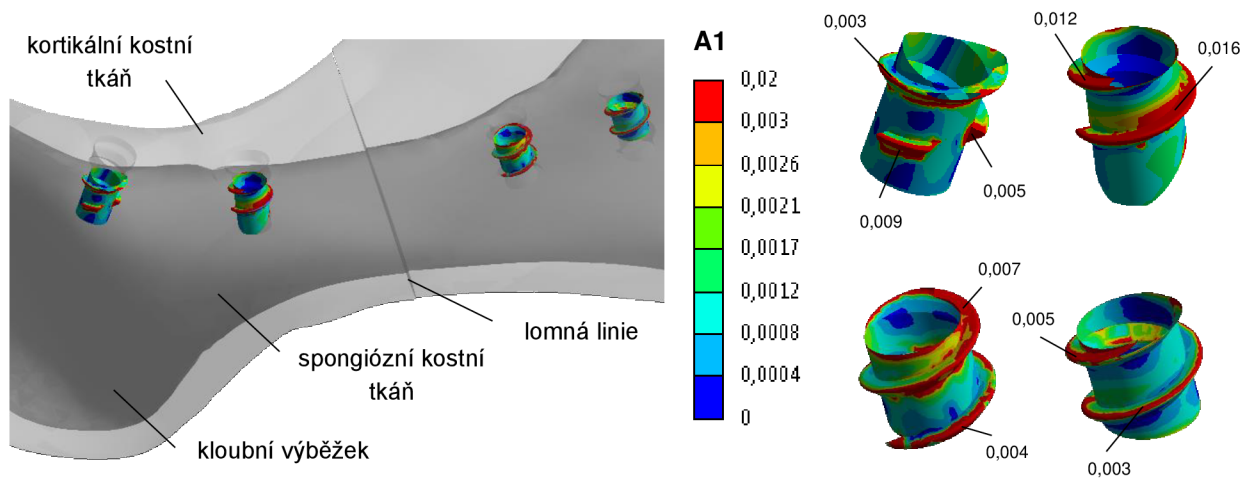
Obrázek 12.21: Redukované přetvoření HMH [-] v kortikální kostní tkáni varianty A1 (vlevo) a A2 (vpravo)



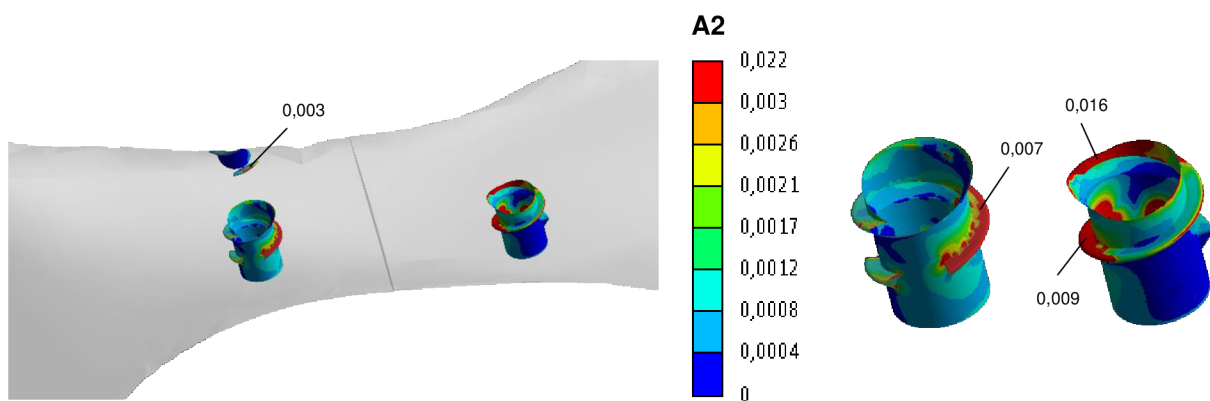
Obrázek 12.22: Redukované přetvoření HMM [-] v kortikální kostní tkáni varianty A3 (vlevo) a A4 (vpravo)



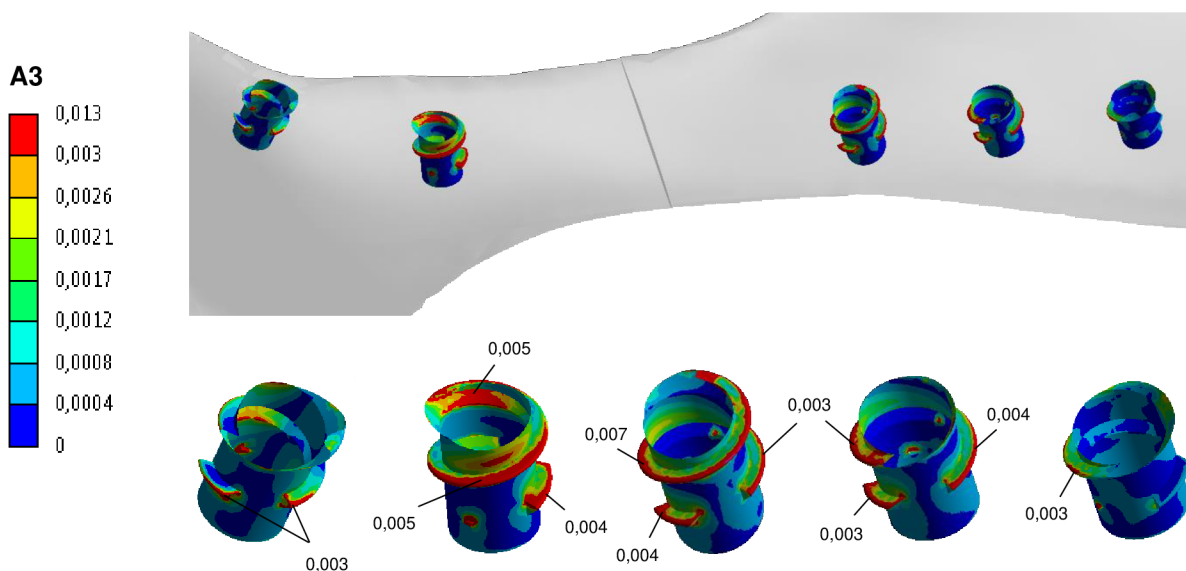
Obrázek 12.23: Redukované přetvoření HMM [-] v kortikální kostní tkáni varianty A5 (vlevo) a A6 (vpravo)



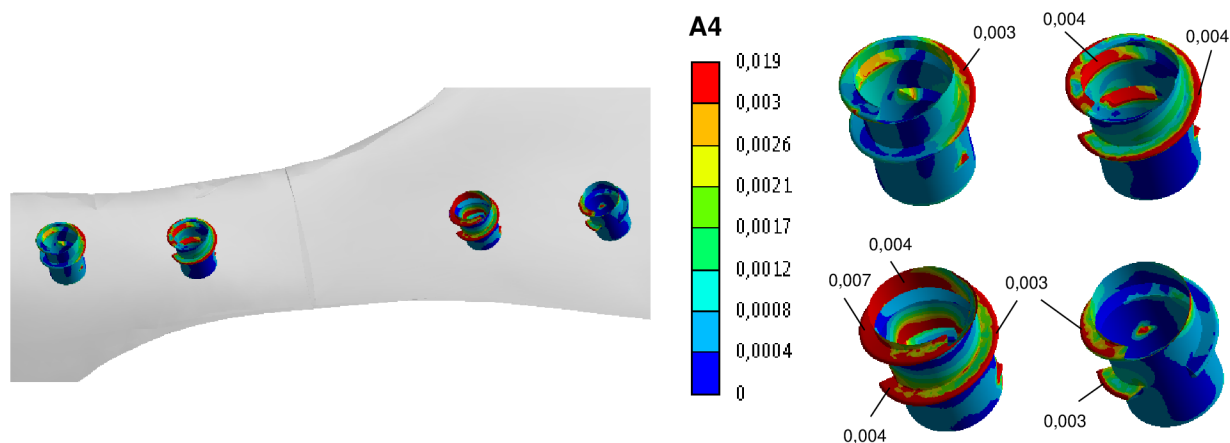
Obrázek 12.24: Redukované přetvoření HMM [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A1



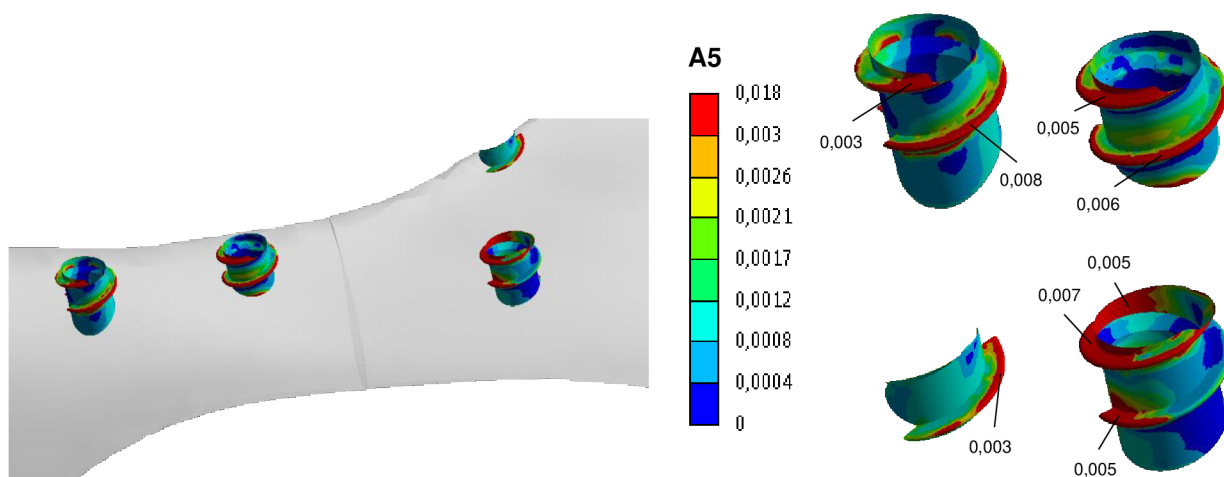
Obrázek 12.25: Redukované přetvoření HMM [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A2



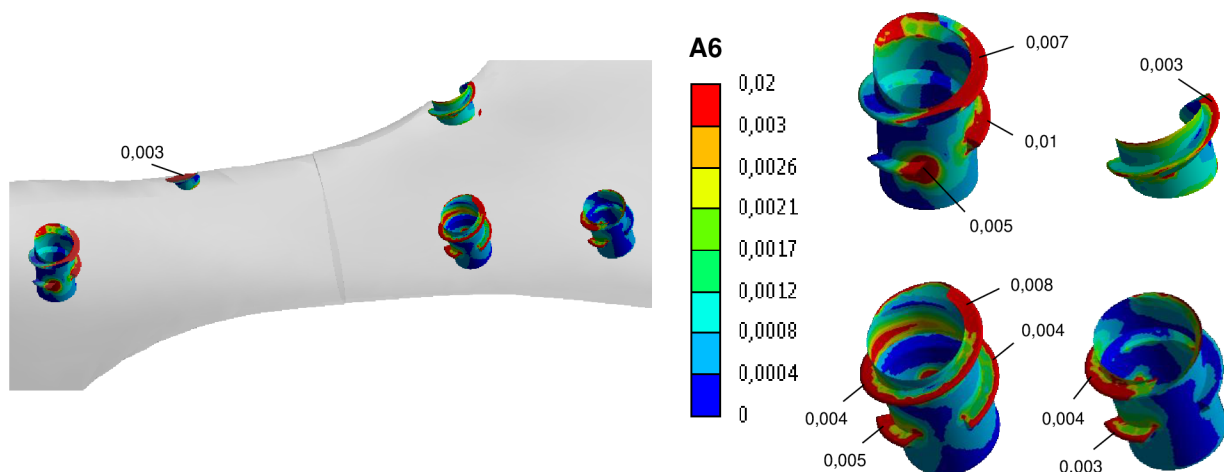
Obrázek 12.26: Redukované přetvoření HMM [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A3



Obrázek 12.27: Redukované přetvoření HMM [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A4



Obrázek 12.28: Redukované přetvoření $HMH [-]$ spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A5

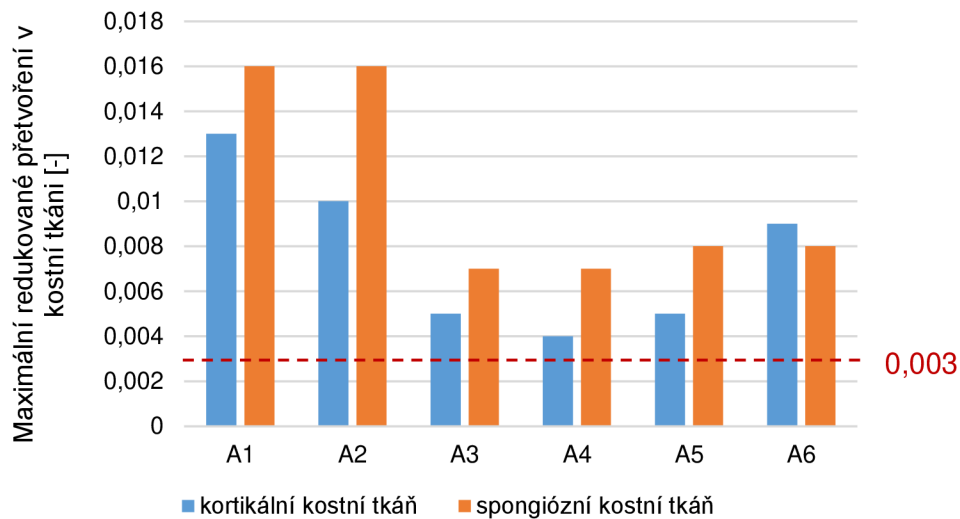


Obrázek 12.29: Redukované přetvoření $HMH [-]$ spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A6

Z předchozích obrázků je patrné, v kterých místech (červená barva) hodnota redukovaného přetvoření HMH překročila Frostem stanovenou hranici $\varepsilon_{HMH} = 0,003 [-]$. V těchto místech může docházet k přetěžování kostních tkání a vzniku mikrozlomenin. Na toto přetížení kost reaguje zvýšenou tvorbou kostní hmoty a změnou tvaru v důsledku její resorpce. Kost postupně ztrácí pružnost a narůstá pevnost, avšak spolu s ní i křehkost [15], [16].

Maximální hodnoty redukovaného přetvoření kortikální kostní tkáně se nacházely na hranách závitových otvorů pro šrouby a v jejich bezprostředním okolí, v místech kde se tělo šroubu opírá o kortikální kostní tkáň. Hodnoty redukovaného přetvoření kortikální kostní tkáně na opačné (vnitřní) straně kloubního výběžku byly ve srovnání s vyhodnocovanou (vnější) stranou přibližně o řád nižší. V případě spongiózní kostní tkáně bylo největších hodnot dosaženo v závitových otvorech poblíž lomné linie. Ve všech případech A1 – A6 se nejvíce zatěžovaná místa spongiózní kostní tkáně nacházela v oblasti prvního závitu.

Největšího redukovaného přetvoření kortikální kostní tkáně bylo dosaženo v případě A1 s hodnotou $\varepsilon_{HMH} = 0,013$. V případě spongiózní kostní tkáně bylo dosaženo maximálního redukovaného přetvoření u varianty A1 a A2 s hodnotou $\varepsilon_{HMH} = 0,016$. Pro přehlednost jsou hodnoty maximálních redukovaných přetvoření kostních tkání jednotlivých variant porovnány v následujícím grafu.



Graf 12.5: Maximální redukované přetvoření HMH [-] v kortikální a spongiózní kostní tkáni

13 Závěr

Tato diplomová práce se zabývá problematikou fixace zlomenin dolní čelisti pomocí komerčně vyráběných fixátorů. K fixaci kostních fragmentů zlomené dolní čelisti se používají fixační dlahy vyrobené na míru konkrétnímu pacientovi, nebo častěji používané komerčně vyráběné fixátory, které je možné dále tvarovat tak, aby co nejlépe odpovídaly tvaru dolní čelisti konkrétního pacienta. Pro řešení problému formulovaného v kapitole 3.1 bylo z katalogů firmy Synthes® [90], [93] a Medartis® [94] vybráno několik typů úhlově stabilních dlah (locking plates) s příslušnými šrouby. Tyto fixátory mají válcové otvory opatřené závitem, přičemž závit je také na hlavě šroubu. Při tomto způsobu fixace nedochází ke kontaktu fixátoru s kostí a tím pádem ani k zatížení jejího povrchu tlakem.

Hlavním cílem práce bylo provést analýzu deformace a napjatosti soustavy zlomené dolní čelisti s aplikovaným fixátorem. Řešení bylo realizováno pro dolní čelist se zlomeninou v oblasti kloubního výběžku, s různými typy fixačních dlah vyrobených z materiálu CP-Ti Grade 4. Navíc byla provedena analýza deformačních posuvů zhojené dolní čelisti s fixátory po defektu v oblasti brady a úhlu. Pro posouzení mechanické interakce dolní čelisti s defektem a aplikovaným fixátorem bylo použito výpočtové modelování s variačním přístupem pomocí metody konečných prvků (MKP) v programu Ansys Workbench 18.1. V práci je podrobně popsána tvorba výpočtového modelu soustavy a následné řešení.

V případě zlomeniny v oblasti kloubního výběžku (případ A) byl uvažován stav čelisti již několik dní po chirurgickém zákroku [113]. V tomto případě byl modelován třecí kontakt mezi šrouby a kostní tkání a rovněž mezi zlomenými kostními fragmenty. Velikost zatížení byla zvolena 50 % z maximálního zatížení uváděného Koriiothem [76]. V případě zlomeniny v oblasti úhlu (případ B) a brady (případ C) byl uvažován stav čelisti až po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci šroubů [112]. U těchto variant byl mezi šrouby a kostní tkání a rovněž mezi zlomenými kostními fragmenty modelován kontakt typu BONDED (pevné spojení). Velikost zatížení byla zvolena 100 % dle [76].

U řešených soustav se zlomeninou v oblasti kloubního výběžku byly analyzovány deformační posuvy, napětí ve fixačních dlahách, šroubech a přetvoření kostních tkání v okolí šroubů. Deformační posuvy zlomené dolní čelisti s fixátorem byly porovnány s deformačními posuvy dolní čelisti ve fyziologickém stavu. U jednotlivých fixátorů a šroubů bylo vyhodnoceno redukované napětí dle podmínky HMM (von Mises). Kortikální a spongiózní kostní tkáň byla analyzována z hlediska redukovaného přetvoření HMM, které bylo porováno s referenčními hodnotami uvedenými ve Frostově hypotéze [13], [14], [15], [16] (viz kap. 5.5). U řešených soustav se zlomeninou v oblasti brady a úhlu byly analyzovány pouze deformační posuvy, které byly porovnávány vzhledem k deformačním posuvům dolní čelisti ve fyziologickém stavu.

Z výsledků provedené analýzy deformačních posuvů řešených soustav dolní čelisti se zlomeninou v oblasti kloubního výběžku a aplikovaným fixátorem (případ A) je zřejmé, že případu fyziologické dolní čelisti nejlépe odpovídá varianta A3, naopak největší rozdíly v deformačních posuvech vykazuje varianta A2. Na základě deformační analýzy případu B a C lze usoudit, že použité fixátory v oblasti brady a úhlu mandibuly nemají zásadní vliv na tuhost dolní čelisti po úplném zhojení kostní tkáně a proběhlé osseointegraci (rozdíly v deformačních posuvech vzhledem k fyziologické dolní čelisti jsou minimální). Skusové poměry tedy zůstávají při ponechání fixátorů v kostní tkáni po jejím zhojení stejné jako u fyziologického stavu dolní čelisti.

Z výsledků napěťové analýzy řešených fixátorů zlomeniny kloubního výběžku (případ A) lze konstatovat, že při daném aplikovaném zatížení by nemělo dojít k překročení bezpečnosti fixátoru vzhledem k meznímu stavu pružnosti a meznímu stavu únavy ani v jednom z případů A1 – A6. Pro vyhodnocení těchto bezpečností bylo analyzováno redukované (ekvivalentní) napětí dle von Misesa (podmínky HMM), které bylo porovnáváno s mezí kluzu a s mezí únavy použitého materiálu CP-Ti Grade 4.

V případě napěťové analýzy šroubů (případ A) byly maximální hodnoty redukovaného napětí porovnávány s mezí kluzu a s mezí únavy použité titanové slitiny Ti-6Al-7Nb. Ani v případě šroubů nepřekročilo maximální redukované napětí mez kluzu daného materiálu a nebylo tedy dosaženo mezního stavu pružnosti. Z hlediska únavového namáhání (vysoko-cyklové únavy) byla maximální amplituda napětí kritických šroubů vyšší než mez únavy použitého materiálu v případě varianty A1 a A2. U těchto šroubů by tedy mohlo dojít k jejich porušení vzhledem k meznímu stavu únavy. Kritické hodnoty redukovaného napětí byly v obou případech lokalizovány v oblasti prvního závitu šroubu. Z provedené napěťové analýzy fixátorů a šroubů je zřejmé, že geometrie fixátorů, jejich topologie a použitý počet šroubů mají značný vliv na rozložení napětí v celé soustavě.

Redukované přetvoření HMM kortikální a spongiózní kostní tkáně (případ A) bylo analyzováno v závitových otvorech pro šrouby a v jejich okolí. Toto přetvoření bylo vyhodnoceno vzhledem k referenčním hodnotám uvedeným ve Frostově hypotéze, zejména pak k prahové hodnotě 3000 micro-strain ($\epsilon_{HMH} = 0,003$), jež představuje prahovou hodnotu mezi oblastí mírného přetěžování a oblastí patologického přetížení. Při překročení této prahové hodnoty, již může docházet k přetěžování kosti, na které kost reaguje zvýšenou tvorbou kostní hmoty a změnou tvaru v důsledku její resorpce. Kost postupně ztrácí pružnost a narůstá pevnost, avšak spolu s ní i křehkost [15], [16]. Je však nutné připomenout, že prahové hodnoty uváděné Frostem mohou být rozdílné v závislosti na typu kosti, věku, pohlaví či genetické výbavě jedince a proto je k nim potřeba přistupovat pouze orientačně. Při porovnání maximálního redukovaného přetvoření s mezní hodnotou $\epsilon_{HMH} = 0,025$ nedošlo ani v jednom z případů A1 – A6 k jejímu překročení. Na základě Frostovy hypotézy tedy nedojde ke vzniku spontánní zlomeniny.

Maximální hodnoty redukovaného přetvoření kortikální kostní tkáně se ve všech řešených případech A1 – A6 nacházely na hranách závitových otvorů pro šrouby a v jejich bezprostředním okolí, v místech kde se tělo šroubu opírá o kortikální kostní tkáň. V případě spongiózní kostní tkáně bylo největších hodnot dosaženo v závitových otvorech poblíž lomné linie. Ve všech případech A1 – A6 se nejvíce zatěžovaná místa spongiózní kostní tkáně nacházela v oblasti prvního závitu.

Interpretované výsledky vycházejí ze staticky zatěžovaného modelu, a proto by se k nim mělo přistupovat s vědomím, že změnou charakteru namáhání na dynamický se změní i výsledné řešení.

Cíle práce byly splněny.

14 Literatura

14.1 Knihy

- [1] MAZÁNEK, J. *Zubní lékařství: propedeutika*. Praha: Grada, 2014. ISBN: 978-80-247-3534-4.
- [2] SINĚLNIKOV, R. D. *Atlas anatomie člověka*. 3. vyd. Praha: Avicenum, 1970. 457 s.
- [4] TUCKER MR, BC TERRY, RP WHITE, JE SICKELS. *Rigid fixation for maxillofacial surgery*. J. B. Lippincott Company, Philadelphia, Pennsylvania 1991.
- [5] MÜLLER, M. E., M. ALLGÖWER, R. SCHNEIDER a H. WILLENEGGER. *Manual of INTERNAL FIXATION: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin, 1991. ISBN: 9783662026953.
- [8] ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN: 978-80-247-3817-8.
- [9] BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN: 978-80-246-2645-1.
- [10] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN: 978-80-247-3240-4. Dostupné z: <http://kramerius.mzk.cz/search/handle/uuid:63b5b370-0a72-11e5-9eb3-005056827e52>.
- [11] KHURANA, J. S. *Bone Pathology* [online]. Totowa, NJ: Humana Press, 2009, s. 1-50 [cit. 2017-11-01]. DOI: 10.1007/978-1-59745-347-9_1. ISBN: 978-1-58829-766-2. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-1-59745-347-9_1.
- [12] SMITH, T. *Lidské tělo*. 1. vyd. Praha: Fortuna Print, 1996. 240 s. ISBN: 80-85873-55-9.
- [19] PAZDERA, J. *Základy ústní a čelistní traumatologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. Učebnice. ISBN: 978-80-244-3981-5.
- [21] LEKHOLM U. a G. A. ZARB. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. 1st ed. Chicago, Quintessence, 1985. ISBN: 0867151293.
- [23] ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN: 978-80-247-5636-3.
- [24] MACHOŇ, V. *Léčba onemocnění čelistního kloubu*. Praha: Grada, 2008. ISBN: 978-80-247-2394-5.
- [25] JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie: brána do řešení problémů*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014. ISBN 978-80-7204-887-8.
- [26] KLEPÁČEK, I. a J. MAZÁNEK. *Klinická anatomie ve stomatologii*. 1. vyd. Praha: Grada, 2001, 331 s. ISBN: 8071697702.
- [27] VACEK, M. a J. BITTNER. *Gnatologie*. 1 vyd. Praha: Avicenum, 1986, 175 s.
- [29] SPIESSL, B. *Internal Fixation of the Mandible: A Manual of AO/ASIF Principles*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012. ISBN: 9783642710360.
- [32] KŘEN, J., J. ROSENBERG a P. JANÍČEK. *Biomechanika*, Západočeská univerzita v Plzni, 2003. ISBN: 80-7282-792-0.
- [34] KNETS, I. V., G. O. PFAFROD a J. Ž. SAULGOZIS. *Deformirovanie i razrušenie tverdyh biologičeskich tkanej*. Zinatne, Riga 1980.
- [37] VALENTA, J. a S. KONVIČKOVÁ. *Biomechanika člověka – Svalově kosterní systém 1. díl*. Vydavatelství ČVUT, Praha, 1996. ISBN: 80-01-01452-5.
- [40] WEBER, T. *Memorix zubního lékařství*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2006, 430 s. ISBN: 802471017x.
- [43] VINCENT, J. F. *Structural biomaterials*. Biological ceramics. Princeton: Princeton University Press, 1992, 164-203.
- [60] LI, J. C. M. *Microstructure and properties of materials*. River Edge, NJ: World Scientific, 2000. ISBN: 9810241801.

- [62] MAZÁNEK, J. Traumatologie orofaciální oblasti. 2. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN: 978-80-247-1444-8.
- [63] SATKO, I., P. STANKO a J. ŠVIDRAŇ. *Orální a maxilofaciální chirurgie*. 2. vyd. Bratislava: Vydavateľstvo UK, 2008. ISBN: 978-80-223-2423-6.
- [66] LOSERTOVÁ, M. Progresivní materiály: učební text. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN: 978-80-248-2575-5.
- [69] MURPHY, W. L., J. BLACK a G. W. HASTINGS. *Handbook of biomaterial properties*. 2nd edition. New York: Springer, 2016. ISBN: 978-1-4939-3305-1.
- [85] HAERLE, F. a M. CHAMPY. *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: microplates, miniplates, and screws*. 2nd edition. Stuttgart: Thieme, 2009. ISBN: 9783131164926.
- [89] PREIN, J. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton techniques recommended by the AO/ASIF-Maxillofacial Group*. Berlin: Springer, 1998. ISBN: 9783642587894.
- [91] DUNGL, P. *Ortopedie. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2014. ISBN: 978-80-247-4357-8.
- [95] YADAV, R. *Fracture mandible*. 1st ed. London: Jaypee Brothers Medical P, 2012. ISBN: 978-93-502-5801-9.
- [100] SPIESSL, B. a B. A. RAHN. *Internal fixation of the mandible: A manual of AO/ASIF principles*. 1st. ed. St. Louis: Springer, 2012. ISBN: 9783642710360.
- [101] GREENBERG, A. M. *Craniomaxillofacial Fractures Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique*. 1st ed. New York: Springer New York, 1993. ISBN: 9781461392873.
- [102] PERRY, M. a S. HOLMES. *Atlas of Operative Maxillofacial Trauma Surgery: Primary Repair of Facial Injuries*. 1th ed. London: Springer, 2014. ISBN: 978-1-4471-2854-0.
- [103] HUPP, J., E. ELLIS a M. TUCKER. *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. 6th ed. St. Louis, Mosby: Elsevier, 2014. ISBN: 978-03-230-9177-0.
- [107] SCORTECCI M. Gérard, MISCH E. Carl a Klaus U. BENNER (eds.). *Implants and restorative dentistry*. London: Thieme Medical Publishers, 2000. ISBN: 1853177032.
- [109] BAKER, E., M. Schuenke a Erik Schulte. *Anatomy for Dental Medicine*. 1st ed. Thieme Medical Publishers, 2016. ISBN: 978-1-6262-3239-6.
- [134] MARCIÁN, P., O. KONEČNÝ, L. BORÁK, J. VALÁŠEK, K. ŘEHÁK, D. KRPALEK, Z. FLORIAN. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. *In MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.

14.2 Odborné články

- [3] MUKERJI, R., G. MUKERJI a M. MCGURK. Mandibular fractures: Historical perspective. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **44**(3), 222-228 [cit. 2018-03-17]. DOI: 10.1016/j.bjoms.2005.06.023. ISSN: 02664356. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266435605002111>.
- [6] CHAMPY, M., J. P. LODDÉ, R. SCHMITT, J. H. JAEGER a D. MUSTER. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of Maxillofacial Surgery* [online]. 1978, **6**, 14-21 [cit. 2018-03-17]. DOI: 10.1016/S0301-0503(78)80062-9. ISSN: 03010503. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301050378800629>.
- [7] WOOD, G. D. Inion biodegradable plates: The first century. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **44**(1), 38-41 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1016/j.bjoms.2005.07.026. ISSN: 02664356. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266435605002524>.
- [13] FROST, H. M. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* [online]. 2000, **18**(6), 305-316 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1007/s007740070001. ISSN: 0914-8779. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s007740070001>.

- [14] FROST, H. M. Bone "mass" and the "mechanostat". *A proposal. The Anatomical Record* [online]. 1987, **219**(1), 1-9 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1002/ar.1092190104. ISSN: 0003-276x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.1092190104>.
- [15] FROST, H. M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record* [online]. 2003, **275A**(2), 1081-1101 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1002/ar.a.10119. ISSN: 0003 276X.. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ar.a.10119/pdf>.
- [17] SCHWARTZ-DABNEY, C. L. a P. C. DECHOW. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2003, **120**(3), 252-277 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1002/ajpa.10121. ISSN: 0002-9483. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.10121>.
- [18] ARDAKANI, F. E. a N. NIAFAR. Evaluation of changes in the mandibular angular cortex using panoramic images. *The Journal of Contemporary Dental Practice* [online]. 2004, **5**(3), 1-15 [cit. 2018-03-20]. Dostupné z: <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=1551&Type=PAID&TYP=TOP&IN=~eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=139&isPDF=YES>.
- [20] REDDY, K. V. Biological considerations related to osseointegration. *Journal of Dental and Medical Sciences* [online]. 2015, **14**(9), 53-59 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.9790/0853-14925359. ISSN: 2279-0853. Dostupné z: <http://www.iosrjournals.org/iosr-jdms/papers/Vol14-issue9/Version-2/M014925359.pdf>.
- [22] SAUERBIER, S., R. SCHÖN, J.-E. OTTEN, R. SCHMELZEISEN a R. GUTWALD. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body – A literature review. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2008, **36**(5), 251-259 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/j.jcms.2007.08.011. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518208000218>.
- [28] ZHAO, Y. a D. YE. Measurement of biting force of normal teeth at different ages. *Journal of West China University of Medical Sciences* [online]. 1994, **25**(4), 414-417 [cit. 2018-03-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7744385>.
- [38] GALANTE, J., W. ROSTOKER a R. D. RAY. Physical properties of trabecular bone. *Calcified Tissue Research* [online]. 1970, **5**(1), 236-246 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1007/BF02017552. ISSN: 0008-0594. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02017552>.
- [39] BUJTÁR, P., J. SIMONOVICS, K. VÁRADI, G. K. B. SÁNDOR a C. M. E. AVERY. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, **42**(6), 855-862 [cit. 2018-03-21]. DOI: 10.1016/j.jcms.2013.12.005. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518213003351>.
- [41] BORÁK, L., P. MARCIÁN, Z. FLORIAN a S. BARTÁKOVÁ. Biomechanical study of disk implants, *Engineering Mechanics*, 2010, **17**(1), 1-12 [cit. 2018-03-21]. ISSN: 1802-1484.
- [44] MENICUCCI, G., M. LORENZETTI, P. PERA a G. PRETI. Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *The 92 International journal of oral & maxillofacial implants* [online]. 1998, **13**(3), 369-376 [cit. 2018-03-21]. Dostupné z: http://medlib.yu.ac.kr/eur_j_oph/ijom/IJOMI/ijomi_13_369.pdf.
- [45] APICELLA, A., E. MASI a L. NICOLAIS. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Jour of Mat Science: Materials in Medicine*. 1998, **9**(4), 191-196 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1023/A:1008879922207. ISSN: 09574530. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1008879922207>.
- [46] TANNE, K., S. YOSHIDA, T. KAWATA, A. SASAKI. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics* [online]. 2014, **25**(2), 109-115 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1093/ortho/25.2.109. ISSN: 0301-228X. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1093/ortho/25.2.109>.
- [47] JONES, M. L., 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* [online]. 2014, **28**(1), 29-38 [cit. 2018-04-22]. DOI: 10.1093/ortho/28.1.29. ISSN: 1465-3125. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1093/ortho/28.1.29>.
- [48] GEI, M., F. GENNA a D. BIGONI. An Interface Model for the Periodontal Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2002, **124**(5), 538-546 [cit. 2018-04-22]. DOI: 10.1115/1.1502664. ISSN: 01480731. Dostupné z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1408614>.

- [49] TOPARLI, M., H. AYKUL a T. AKSOY. Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. 2002, **29**(11), 1108-1114 [cit. 2018-04-22]. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2002.00948.x. ISSN: 0305-182X. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1365-2842.2002.00948.x>.
- [50] HU, K., R. QIGUO, J. FANG a J. J. MAO. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2003, **25**(2), 107-113 [cit. 2018-04-24]. DOI: 10.1016/S1350-4533(02)00191-1. ISSN: 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453302001911>.
- [51] BRATU E. a M. STEIGMANN. Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen. *Implantologie Journal* [online]. **7**, 2003, p. 47–49 [cit. 2018-04-24]. ISSN: 1435-6139. Dostupné z: http://implantologie-heidelberg.de/Downloads/Analyse_001_Artikel_01.pdf
- [52] LIN, Ch.-L., Y.-Ch. KUO, T.-S. 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 & Communications* [online]. 2005, **17**(1), 44-49. [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.4015/S1016237205000081. ISSN: 1016-2372. Dostupné z: <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.4015/S1016237205000081>.
- [53] NAGASAO, T., M. KOBAYASHI, Y. TSUCHIYA, T. KANEKO a T. NAKAJIMA. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models–Part II (effect of horizontal load). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2003, **31**(3), 168-175 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1016/S1010-5182(03)00029-5. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518203000295>.
- [54] HUANG, H.-L., J.-T. HSU, L.-J. FUH, M.-G. TU, Ch.-Ch. KO a Y.-W. SHEN. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *Journal of Dentistry* [online]. 2008, **36**(6), 409-417 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1016/j.jdent.2008.02.015. ISSN: 03005712. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571208000626>.
- [55] BAGGI, L., I. CAPPELLONI, M. DI GIROLAMO, F. MACERI a G. VAIRO. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2008, **100**(6), 422-431 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. ISSN: 00223913. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391308602590>.
- [56] LAN, T.-H., H.-L. HUANG, J.-H. WU, H.-E. LEE a Ch.-H. WANG. Stress Analysis of Different Angulations of Implant Installation: The Finite Element Method. The Kaohsiung. *Journal of Medical Sciences* [online]. 2008, **24**(3), 138-143 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1016/S1607-551X(08)70141-4. ISSN: 1607551x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1607551X08701414>.
- [57] AMMAR, H. H., P. NGAN, R. J. CROUT, V. H. MUCINO a O. M. MUKDADI. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2011, **139**(1), e59-e71 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2010.09.020. ISSN: 08895406. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540610008061>.
- [58] ABUZAYED, B., S. AYDIN, G. SANUS, S. AYDIN, B. KUCUKYURUK a D. STULA. Cranioplasty: Review of materials and techniques. *Journal of Neurosciences in Rural Practice* [online]. 2011, **2**(2): 47-87 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1007/978-3-7091-8762-3_4. Dostupné z: http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-7091-8762-3_4.
- [59] 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. 2018-04-29]. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004. ISSN: 00796425. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079642508001126>.
- [65] HRUŠÁK, D., M. ZEMKO, L. DLUHOŠ, a L. KRAUS. Použití nanostrukturního titanu pro nitrokostní implantáty. *Nanocon* [online]. 2009, **1**(1), 2-8 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: http://konsyst.tanger.cz/files/proceedings/nanocon_09/Lists/Papers/139.pdf.
- [67] WOOD, G. D. Inion biodegradable plates: The first century. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **44**(1), 38-41 [cit. 2018-04-29]. DOI: 10.1016/j.bjoms.2005.07.026. ISSN: 02664356. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266435605002524>.

- [72] DANIELS, A. U., M. K. O. CHANG, K. P. ANDRIANO aj. HELLER. Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone. *Journal of Applied Biomaterials* [online]. 1990, **1**(1), 57-78 [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1002/jab.770010109. ISSN: 1045-4861. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jab.770010109>.
- [73] SHEIKH, Z., S. NAJEEB, Z. KHURSHID, V. VERMA, H. RASHID a M. GLOGAUER. Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications. *Materials* [online]. 2015, **8**(9), 5744-5794 [cit. 2018-04-30]. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/8/9/5273>.
- [76] KORIOTH, 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. 2018-04-30]. DOI: 10.1177/00220345940730010801. ISSN: 00220345. Dostupné z: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/00220345940730010801>.
- [84] NARRA, N., J. VALÁŠEK, M. HANNULA, P. MARCIÁN, G. K. SÁNDOR, J. HYTTINEN a J. WOLFF. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 264-268 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.016. ISSN: 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901300568X>.
- [86] MEYER, Ch., J.-L. KAHN, P. BOUTEMI a A. WILK. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2002, **30**(3), 160-169 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1054/jcms.2002.0297. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518202902970>.
- [91] MACHÁLKA, M., O. BULÍK a O. LIBERDA. Hojení patologických kostních dutin čelistí po augmentaci. *Česká stomatologie* [online], 2009, **109**(3), 54-57 [cit. 2018-05-02]. ISSN: 1805-4471. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/ceska-stomatologie-clanek/hojeni-patologickych-kostnich-dutin-celisti-po-augmentaci-5413>.
- [96] SINGH, A. a K. V. ARUNKUMAR. Standard 3D Titanium Miniplate Versus Locking 3D Miniplate in Fracture of Mandible: A Prospective Comparative Study. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* [online]. 2016, **15**(2), 164-172 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1007/s12663-015-0817-y. ISSN: 0972-8279. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12663-015-0817-y>.
- [97] MALHOTRA, K., A. SHARMA, G. GIRADDI a A. K. SHAHI. Versatility of Titanium 3D Plate in Comparison with Conventional Titanium Miniplate Fixation for the Management of Mandibular Fracture. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* [online]. 2012, **11**(3), 284-290 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1007/s12663-012-0340-3. ISSN: 0972-8279. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12663-012-0340-3>.
- [98] SINGH G., S. MOHAMMAD a S. DAS. Trapezoidal condylar plate: report of 15 cases in the management of mandibular subcondylar fracture. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* [online]. 2013, **1**(2), 13-18 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <http://jamdsr.com/pdf/TrapezoidalCondylarPlateReportOf15CasesInTheManagementOfMandibularSubcondylarFracture.pdf>.
- [99] KANG, D. H. Surgical Management of a Mandible Subcondylar Fracture. *Archives of Plastic Surgery* [online]. 2012, **39**(4) [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.5999/aps.2012.39.4.284. ISSN: 2234-6163. Dostupné z: <http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.5999/aps.2012.39.4.284>.
- [114] COX, T., M. W. KOHN a T. IMPELLUSO. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2003, **61**(4), 481-487 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1053/joms.2003.50094. ISSN: 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239102157235>.
- [115] ODIN, G., Ch. SAVOLDELLI, P.-O. BOUCHARD a Y. TILLIER. Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2010, **32**(6), 630-637 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.03.009. ISSN: 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453310000731>.
- [116] KIMURA, A., T. NAGASAO, T. KANEKO, T. TAMAKI, J. MIYAMOTO a T. NAKAJIMA. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **34**(4), 193-200 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.jcms.2006.01.003. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518206000217>.

- [117] TIE, Y., D. M. WANG, T. JI, Ch. T. WANG a Ch. P. ZHANG. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **34**(5), 290-298 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.jcms.2006.03.004. ISSN: 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518206000576>.
- [118] LIAO, S.-H., R.-F. TONG a J.-X. DONG. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* [online]. 2008, **32**(1), 53-60 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.compmedimag.2007.09.001. ISSN: 08956111. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0895611107001358>.
- [119] KOBER, C., B. ERDMANN, J. LANG, R. SADLER a H.-F. ZEILHOFER. Adaptive Finite Element Simulation of the Human Mandible Using a New Physiological Model of the Masticatory Muscles. *PAMM* [online]. 2004, **4**(1), 332-333 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1002/pamm.200410147. ISSN: 1617-7061. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/pamm.200410147>.
- [120] BOCCACCIO, A., L. LAMBERTI, C. PAPPALLETTERE, A. CARANO a M. COZZANI. Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, **39**(15), 2907-2918 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.09.016. ISSN: 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005004318>.
- [121] SCHULLER-GÖTZBURG, P., M. PLESCHBERGER, F. G. RAMMERSTORFER a C. KRENKEL. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2009, **38**(12), 1298-1305 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.ijom.2009.07.060. ISSN: 09015027. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502709010935>.
- [122] BONNET, A.S., M. POSTAIRE a P. LIPINSKI. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2009, **31**(7), 806-815 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004. ISSN: 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453309000757>.
- [124] CURTIS, D. A., O. PLESH, A. G. HANNAM, A. SHARMA a T. A. CURTIS. Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1999, **81**(2), 167-173 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/S0022-3913(99)70244-1. ISSN: 00223913. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391399702441>.
- [125] VARGA, S., S. SPALJ, M. LAPTER VARGA, S. ANIC MILOSEVIC, S. MESTROVIC a M. SLAJ. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *The European Journal of Orthodontics* [online]. 2011, **33**(4), 427-433 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1093/ejo/cjq097. ISSN: 0141-5387. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ejo/article-lookup/doi/10.1093/ejo/cjq097>.
- [126] HATTORI, Y., Ch. SATOH, T. KUNIEDA, R. ENDOH, H. HISAMATSU a M. WATANABE. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(10), 1533-1538 [cit. 2018-05-04]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.040. ISSN: 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009001894>.
- [127] VAN ESSEN, N. L., I. A. ANDERSON, P. J. HUNTER, J. CARMAN, R. D. CLARKE a A. J. PULLAN. Anatomically Based Modelling of the Human Skull and Jaw. *Cells Tissues Organs* [online]. 2005, **180**(1), 44-53 [cit. 2018-05-04]. DOI: 10.1159/000086198. ISSN: 1422-6405. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/86198>.
- [128] ICHIM, I., J. A. KIESER a M. V. SWAIN. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: Numerical predictions. *Archives of Oral Biology* [online]. 2007, **52**(5), 465-473 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.archoralbio.2006.10.020. ISSN: 00039969. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003996906002809>.
- [129] REINA-ROMO, E., A. SAMPIETRO-FUENTES, M. J. GÓMEZ-BENITO, J. DOMÍNGUEZ, M. DOBLARÉ a J. M. GARCÍA-AZNAR. Biomechanical response of a mandible in a patient affected with hemifacial microsomia before and after distraction osteogenesis. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2010, **32**(8), 860-866 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.05.012. ISSN: 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453310001177>.

[130] BUJTÁR, P., G. K. B. SÁNDOR, A. BOJTOS, A. SZŰCS a J. BARABÁS. Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* [online]. 2010, **110**(3), 301-309 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.tripleo.2010.01.025. ISSN: 10792104. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210410000703>.

[131] GRÖNING, F., M. J. FAGAN a P. O'HIGGINS. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, **44**(7), 1304-1312 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.01.008. ISSN: 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929011000352>.

[132] VAJGEL, A., I. B. CAMARGO, R. B. WILLMERSDORF, T. M. DE MELO, J. R. L. FILHO a R. J. DE HOLANDA VASCONCELLOS. Comparative Finite Element Analysis of the Biomechanical Stability of 2.0 Fixation Plates in Atrophic Mandibular Fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2013, **71**(2), 335-342 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.joms.2012.09.019. ISSN: 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S027823911201381X>.

14.3 Dizertační a závěrečné práce

[30] MCGARRY, J. a A. SPANGENBERGER. *Dynamic Evaluation of Forces During Mastication*. Worcester: Worcester Polytechnic Institute, 2012. 64 p. Advisor: Satya Shivkumar.

[31] HAJIAN, M.-R. *In-vivo-Bisskraft: Ver-gleich zwischen konventionellem und implantat-gestützem Zahneratz*. Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwurde der Medizinischen Fakultät der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg 2004.

[35] MARCIÁN, P. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

[36] IVAN, L. *Vytvoření a aplikace výpočtového modelu pro deformačně napěťové analýzy totálních endoprotéz kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2002. 31 s., Pojednání ke státní doktorské zkoušce, Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

[42] VALÁŠEK, J. *Biomechanická studie obličejového skeletu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 104 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

[77] FŇUKAL, J. *Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s aplikovaným fixátorem v důsledku deficitu kostní tkáň*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 102 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.

[78] NELSON, J. G. *Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics*. Vancouver: The University of British Columbia, 1986. 247 p. Supervisor: Dr. A.G. Hannam.

[123] BORÁK L. *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010, 194 str. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

14.4 Katalogy

[61] DISEGI, J. *Implant Materials: Unalloyed Titanium* [online]. Synthes® CMF, United States, 2008, **6** [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/NA/NAContent/Docs/Product%20Support%20Materials/Materials%20Booklets/Implant%20Materials%20-%20Unalloyed%20Titanium.pdf>.

[64] Mandible Modular Fixation System: Comprehensive implant system for mandible trauma and reconstruction. [online]. Synthes® CMF, United States, 2004 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Brochures/MXBRomaMandibleModJ5303D.pdf>.

[90] MatrixMANDIBLE Plating Systém. *Surgical Technique* [online]. Synthes® CMF, United States, 2017 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-CMF-0814-0025-2_LR.pdf.

[93] Compact 2.0 LOCK Mandible. *The locking system for the mandible* [online]. Synthes® CMF, United States, 2015, [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-CMF-0115-0051-1_LR.pdf.

[94] MODUS. *Cranium Midface Mandible* [online]. Medartis, Switzerland, 2017 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <http://www.dammedical.nl/phocadownloadpap/Medartis%20catalogus.pdf>.

14.5 Internetové odkazy a ostatní

[16] Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning. *Pocket Dentistry: Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2015 [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/7-bone-density-a-key-determinant-for-treatment-planning/>.

[33] Mechanical properties of bone. *Introduction. University of Cambridge* [online]. 2006 [cit. 2018-03-20]. Dostupné z: https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php.

[68] DISEGI, J. Ti-15Mo for Trauma Applications. *International Titanium Association* [online]. 2009, 1-39 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: www.titanium.org/resource/resmgr/2005_2009_papers/DisegiJohn_2009.pdf.

[70] Cobalt alloys. *MakeItFrom: Material Properties Database* [online]. USA, 2018 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://www.makeitfrom.com/material-group/Cobalt-Alloy>.

[71] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. Locking plate principles. *Locking versus nonlocking plates - Advantages to a locking plate/screw systém* [online]. AO Foundations. Switzerland, 2017 [cit. 2018-04-30]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/?bone=CMF&segment=Mandible&showPage=A&contentUrl=srg/popup/additional_material/91/X40_Lockplate_principles.jsp.

[74] Renewable/Recycled Polymer. *MatWeb: Material Property Data* [online]. USA, 2018 [cit. 2018-04-30]. Dostupné z: <http://matweb.com/Search/MaterialGroupSearch.aspx?GroupID=1181>.

[75] SOLID186 ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-01-11].

[79] SOLID187 ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-01-11].

[80] TARGE170 ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-01-11].

[81] CONTA174 ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-01-11].

[82] SURF154 ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-01-11].

[83] EQSLV ANSYS Help 18.1 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-02-12].

[87] EQSLV ANSYS Help 17.2 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2018-02-12].

[88] Tekscan. *T-Scan* [online]. 2017 [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan>.

[104] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. Compression Plating [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?BackMode=true&bone=CMF&contentUrl=%2Fsrg%2Fpopup%2Fadditional_material%2F91%2FS30_compression_plating.jsp&popupStyle=diagnosis&segment=Mandible&soloState=true.

[105] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. Lag screw technique [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?soloState=true&contentUrl=/srg/popup/further_reading/41/41_X10-Lag-screw-technique.jsp.

[106] Eccentric Dynamic Compression Plate [online]. Ortho Tech, 2006, [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <https://www.exportersindia.com/ortho-tech/eccentric-dynamic-compression-plate-pakistan-642070.htm>.

[108] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. Additional material: Sensory nerves – branches of the mandibular nerve [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/?bone=CMF&segment=Mandible&showPage=A&contentUrl=srg/popup/additional_material/91/X02_Anatomy.jsp.

[110] Anatomy & Physiology. *Bone Structure* [online]. Oregon State University, 2018, [cit. 2018-05-12]. Dostupné z: <http://library.open.oregonstate.edu/aandp/chapter/6-3-bone-structure/>.

[111] Inion CPS® Fixation System. In: *Inion* [online]. 2015 [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: http://www.inion.fi/Products/CMF_surgery/en_GB/Inion_CPS_Fixation_System/.

[112] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. *Aftercare following ORIF of mandibular, symphysis, body, angle and ramus fractures* [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKIvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/d15/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmlFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwMFE1/?approach=&bone=CMF&classification=91-Symphysis%20and%20parasymphysis%2C%20simple&implantstype=&method=ORIF%2C%20two%20plates&redfix_url=&segment=Mandible&showPage=rehabilitation&treatment=operative.

[113] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. *Aftercare following ORIF of condylar proces and head fractures* [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: [https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKIvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/d15/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmlFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwMFE1/?approach=&bone=CMF&classification=91-Condylar%20process%20and%20head%2C%20simple%20and%20complex&implantstype=&method=ORIF%2C%20one%2Ftwo%20plate\(s\)%20-%20intraoral%20approach&redfix_url=&segment=Mandible&showPage=rehabilitation&treatment=operative](https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKIvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/d15/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmlFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwMFE1/?approach=&bone=CMF&classification=91-Condylar%20process%20and%20head%2C%20simple%20and%20complex&implantstype=&method=ORIF%2C%20one%2Ftwo%20plate(s)%20-%20intraoral%20approach&redfix_url=&segment=Mandible&showPage=rehabilitation&treatment=operative).

[133] CIENFUEGOS, R., C.-P. CORNELIUS, E., E. a G. KUSHNER. Mandible. *Reduction & Fixation* [online]. AO Foundation, Switzerland, 2008, [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: <https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=diagnosis&bone=CMF&segment=Mandible>.

15 Seznam použitých zkratek a symbolů

A – tažnost [%]

AO/ASIF – Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation

AT – Anterior Temporalis (přední sval spánkový)

BS – Balancing Side (balanční strana)

cos x/y/z – směrové kosiny [-]

CP – Commercially Pure (komerčně čistý)

CT – Computed Tomography (počítačová tomografie)

D1, D2 – průměry děr [mm]

DCP – Dynamic Compression Plate (dynamická kompresní dlahy)

DM – Deep Masseter (hluboký sval žvýkací)

E – Youngův modul pružnosti v tahu [MPa]

EDCP – Eccentric Dynamic Compression Plate (dynamická kompresní dlahy s excentrickými otvory)

EMG_{Mi} – váhový koeficient udávající míru zapojení jednotlivých svalů při konkrétní svalové aktivitě [-]

f – koeficient smykového tření [-]

F – síla [N]

FYZ – fyziologický stav dolní čelisti

G – modul pružnosti ve smyku [MPa]

HMH – Huber, von Mises, Hencky

HU – Hounsfieldovy jednotky

ILP – Inferior Lateral Pterygoid (dolní zevní sval křídlový)

k – bezpečnost vůči meznímu stavu únavy [-]

K – síla působící na jednotku průřezu svalu [N/cm²]

L – délka šroubu [mm]

m. – *musculus*

MES – Minimally Effective Strain (minimální efektivní přetvoření)

M_{ir} – síla v konkrétním svalu při konkrétním způsobu žvýkání [N]

MKP – metoda konečných prvků

MP – Medial Pterygoid (vnitřní sval křídlový)

MT – Middle Temporalis (střední sval spánkový)

n. – *nervus*

ORIF – Open Reduction and Internal Fixation (otevřená redukce a vnitřní fixace)

PB – posteriorně, bilaterálně

PDS – paradioxanon

PGA - polymer kyseliny glykolové

PLA -polymer kyseliny mléčné

PT – Posterior Temporalis (zadní sval spánkový)

PU_L – posteriorně, unilaterálně, levá strana

PU_R – posteriorně, unilaterálně, pravá strana

R – poloměr zaoblení [mm]

R_e – mez kluzu [MPa]

R_m – mez pevnosti v tahu [MPa]

R_m – mez pevnosti v tahu [MPa]

R_{mt} – mez pevnosti v tlaku [MPa]

RTG – rentgen

SLP – Superior Lateral Pterygoid (horní zevní sval křídlový)

SM – Superficial Masseter (povrchový sval žvýkací)

SPD – Severe Plastic Deformation (intenzivná plastická deformace)

t – tloušťka profilu dlah [mm]

TCP – Trapezoidal Condylar Plate (lichoběžníková kondylární dlah)

u – posuvy [mm]

WS – Working Side (pracující strana)

XMi – příčný průřez konkrétního svalu [cm²]

Z – kontrakce [%]

ε – přetvoření [-]

σ_a – hodnota amplitudy napětí [MPa]

σ_c – [MPa]

σ_c – mez únavy pro 10⁷ cyklů [MPa]

σ_e – mez kluzu [MPa]

σ_m – hodnota středního napětí [MPa]

μ – Poissonovo číslo [-]

16 Seznam tabulek a grafů

16.1 Seznam tabulek

Tabulka 5.1: Přehled hodnot materiálových charakteristik kortikální a spongiózní kostní tkáň dolní čelisti pro izotropní model materiálu

Tabulka 5.2: Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáň dolní čelisti pro ortotropní model materiálu

Tabulka 5.3: Funkce a úpony žvýkacích svalů

Tabulka 8.1: Materiálové charakteristiky čistého a technicky čistého titanu

Tabulka 8.2: Materiálové charakteristiky slitin titanu

Tabulka 8.3: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu

Tabulka 8.4: Materiálové charakteristiky binární slitiny titanu

Tabulka 8.5: Materiálové charakteristiky Co-Cr slitin

Tabulka 8.6: Materiálové charakteristiky vybraných biopolymerů

Tabulka 11.1: Materiálové charakteristiky použité pro model materiálu jednotlivých prvků soustavy

Tabulka 11.2: Směrové kosiny a síly žvýkacích svalů

Tabulka 11.3: Váhové koeficienty jednotlivých svalů pro jednostranný molárový skus

Tabulka 11.4: Síly žvýkacích svalů v jednotlivých směrech

16.2 Seznam grafů

Graf 6.1: Příčiny vzniku zlomenin dolní čelisti v moravskoslezském regionu (1998-2007)

Graf 12.1: Maximální deformační posuvy [mm] v jednotlivých směrech

Graf 12.2: Maximální deformační posuvy [mm] v jednotlivých směrech

Graf 12.3: Maximální redukované napětí H_{MH} [MPa] ve fixátorech

Graf 12.4: Maximální redukované napětí H_{MH} [MPa] v kritických šroubech

Graf 12.5: Maximální redukované přetvoření H_{MH} [-] v kortikální a spongiózní kostní tkáni

17 Seznam obrázků

- Obrázek 5.1: Orientace na lidském těle
- Obrázek 5.2: Anatomie dolní čelisti
- Obrázek 5.3: Změny tvaru dolní čelisti v závislosti na věku
- Obrázek 5.4: Vnitřní stavba kosti
- Obrázek 5.5: Osteoblast, osteocyt, osteoklast
- Obrázek 5.6: Kost fibrilární a lamelózní
- Obrázek 5.7: Rozložení kostních tkání dolní čelisti v oblasti brady
- Obrázek 5.8: Závislost množství kostní tkáně na přetvoření dle Frosta
- Obrázek 5.9: Klasifikace hustoty kostní tkáně dle Mische
- Obrázek 5.10: Poloha jednotlivých oblastí kostní denzity
- Obrázek 5.11: Průměrná tloušťka kortikální kosti dolní čelisti
- Obrázek 5.12: Trajektorie dolní čelisti
- Obrázek 5.13: Nervová soustava dolní čelisti
- Obrázek 5.14: Žvýkácí svaly
- Obrázek 5.15: Přístroj T-Scan Novus na měření skusové síly
- Obrázek 5.16: Rozložení skusových sil při žvýkání dle Nankaliho
- Obrázek 5.17: Tahové síly, tlakové síly a torzní síly působící na dolní čelist při skusu
- Obrázek 5.18: Ideální linie osteosyntézy
- Obrázek 5.19: Rozložení napětí v dolní čelisti
- Obrázek 6.1: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle anatomické lokalizace
- Obrázek 6.2: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle procentuálního zastoupení
- Obrázek 7.1: Příklady nekompresivních dlah
- Obrázek 7.2: Příklad fixace zlomeniny těla dolní čelisti
- Obrázek 7.3: Řez úhlově stabilní dlahou se šroubem
- Obrázek 7.4: Silové působení na kost při použití konvenční dlahy a „locking“ dlahy
- Obrázek 7.5: Příklady „zamykacích“ a standardních šroubů
- Obrázek 7.6: Řez dlahou umožňující fixaci pomocí „zamykacích“ i standardních šroubů
- Obrázek 7.7: Příklady 3D fixátorů a TCP dlah
- Obrázek 7.8: Příklady kompresivních dlah typu DCP a EDCP
- Obrázek 7.9: Kompresivní osteosyntéza
- Obrázek 7.10: Příklad použití EDCP dlahy

- Obrázek 7.11: Osteosyntéza pomocí tažného šroubu
- Obrázek 7.12: Příklad použití pomocné adaptivní podložky s kulovým zahloubením
- Obrázek 7.13: Speciální kleště pro zkrácení dlahy a diamantový pilník
- Obrázek 7.14: Nástroje pro tvarování dlahy; ohyb v rovině, ohyb mimo rovinu, krut
- Obrázek 8.1: CT snímek částečného uvolnění čelistního fixátoru
- Obrázek 8.2: Příklady biologicky degradabilních dlah a šroubů
- Obrázek 11.1: Negativ CT snímků dolní čelisti ve dvou různých řezech z pohledu shora
- Obrázek 11.2: Postup tvorby objemového modelu
- Obrázek 11.3: Modely geometrie dlah se základními rozměry v milimetrech
- Obrázek 11.4: Použitý úhlově stabilní šroub, modely geometrie šroubů a základní rozměry šroubu v milimetrech
- Obrázek 11.5: Kruhové křivky v okolí otvorů pro šrouby v kostní tkáni
- Obrázek 11.6: Kompletní modely geometrie jednotlivých soustav s vyznačením lomné linie
- Obrázek 11.7: Model uložení dolní čelisti
- Obrázek 11.8: Použitý souřadný systém
- Obrázek 11.9: Model zatížení dolní čelisti
- Obrázek 11.10: Element typu SOLID186 a SOLID187
- Obrázek 11.11: Detail sítě vybrané dlahy
- Obrázek 11.12: Konečnoprvkový model jedné z variant fixace zlomeniny kondylu a detaily sítě
- Obrázek 12.1: Deformační posuvy [mm] v ose X pro FYZ a A1
- Obrázek 12.2: Deformační posuvy [mm] v ose Y pro FYZ a A1
- Obrázek 12.3: Deformační posuvy [mm] v ose Z pro FYZ a A1
- Obrázek 12.4: Celkové deformační posuvy [mm] pro FYZ a A1
- Obrázek 12.5: Deformační posuvy [mm] v ose X pro FYZ a B1
- Obrázek 12.6: Deformační posuvy [mm] v ose Y pro FYZ a B1
- Obrázek 12.7: Deformační posuvy [mm] v ose Z pro FYZ a B1
- Obrázek 12.8: Celkové deformační posuvy [mm] pro FYZ a B1
- Obrázek 12.9: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A1)
- Obrázek 12.10: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A2)
- Obrázek 12.11: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A3)
- Obrázek 12.12: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A4)
- Obrázek 12.13: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A5)

Obrázek 12.14: Redukované napětí [MPa] fixační dlahy (varianta A6)

Obrázek 12.15: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A1) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.16: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A2) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.17: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A3) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.18: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A4) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.19: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A5) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.20: Redukované napětí [MPa] šroubů (varianta A6) a detail kritického šroubu

Obrázek 12.21: Redukované přetvoření HMH [-] v kortikální kostní tkáni varianty A1 a A2

Obrázek 12.22: Redukované přetvoření HMH [-] v kortikální kostní tkáni varianty A3 a A4

Obrázek 12.23: Redukované přetvoření HMH [-] v kortikální kostní tkáni varianty A5 a A6

Obrázek 12.24: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A1

Obrázek 12.25: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A2

Obrázek 12.26: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A3

Obrázek 12.27: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A4

Obrázek 12.28: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A5

Obrázek 12.29: Redukované přetvoření HMH [-] spongiózní kostní tkáně v závitových otvorech varianty A6