



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

REŠERŠNÍ STUDIE FIXÁTORŮ ZLOMENIN DOLNÍCH ČELISTÍ

RESEARCH STUDY OF MANDIBLE FRACTURE RECONSTRUCTIONS FROM A BIOMECHANICAL
STANDPOINT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jaroslav Semerák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Jaroslav Semerák
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojírenství
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2015/16

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

Rešeršní studie fixátorů zlomenin dolních čelistí

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zlomenina dolní čelisti je ve většině případech zlomenina otevřená a hrozí u ní zvýšené riziko infekce. Je nutné provést rychlý zásah a zlomeninu fixovat. Bakalářská práce je zaměřena na problematiku fixátorů a dlah sloužící k ošetření fraktur dolních čelistí.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Provedení deformačně napěťové analýzy vybraného fixátoru nebo dlahy.

Seznam literatury:

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

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

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

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá problematikou léčby zlomenin dolní čelisti pomocí dlah a 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. Dále byla provedena analýza deformace a napjatosti soustavy zlomené čelisti s úhlově stabilním fixátorem.

Řešení deformačně napěťové analýzy bylo realizováno výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků v programu Ansys Workbench 16.2. V práci je podrobně popsána tvorba výpočtového modelu soustavy a jeho následné řešení.

Abstract

This thesis deals with the treatment of mandibular fractures using splints and fixators. The topic was the development of a detailed research study based on available literature. The work also indicates basic anatomy of the surveyed area and nowadays the most commonly used materials. Then, the stress-strain analysis of the system broken mandible with angular stable fixation was performed.

Stress-strain analysis solution was realized by computational modeling, in use of the finite element method in Ansys Workbench 16.2. The work is described in detail the creation of computational model system and its subsequent solutions.

Klíčová slova

Dolní čelist, zlomenina, úhlově stabilní dlaha, deformačně-napěťová analýza, metoda konečných prvků

Key words

Mandible, fracture, locking plate, stress-strain analysis, finite element method

Bibliografická citace

SEMERÁK, J. *Rešeršní studie fixátorů zlomenin dolních čelistí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 65 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..

Čestné prohlášení

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

Jaroslav Semerák, Brno, květen 2016

.....

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl srdečně poděkovat mému vedoucímu bakalářské 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 studia na vysoké škole.

OBSAH

1. ÚVOD.....	- 17 -
2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	- 18 -
3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ.....	- 19 -
3.1 FORMULACE PROBLÉMŮ.....	- 19 -
3.2 CÍLE ŘEŠENÍ.....	- 19 -
4. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉ ÚLOHY	- 20 -
4.1 OBECNÁ STAVBA KOSTI	- 20 -
4.1.1 Okostice (periosteum)	- 20 -
4.1.2 Kostní tkáň	- 20 -
4.1.3 Kostní dřev (medulla ossium)	- 21 -
4.2 HUSTOTA KOSTI A JEJÍ KLASIFIKACE	- 22 -
4.3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TKÁNĚ	- 23 -
4.4 STAVBA DOLNÍ ČELISTI (MANDIBULY)	- 24 -
4.4.1 Tělo dolní čelisti (corpus mandibulae).....	- 24 -
4.4.2 Rameno dolní čelisti (ramus mandibulae).....	- 24 -
4.5 SVALOVÁ SOUSTAVA DOLNÍ ČELISTI	- 25 -
4.6 NERVOVÁ SOUSTAVA DOLNÍ ČELISTI.....	- 25 -
5. ZLOMENINY	- 26 -
5.1 TYPY ZLOMENIN	- 26 -
5.2 ZLOMENINY DOLNÍ ČELISTI	- 27 -
5.2.1 Zlomeniny alveolárního výběžku.....	- 28 -
5.2.2 Zlomeniny ozubené části čelisti	- 28 -
5.2.3 Zlomeniny za zubní řadou a v úhlu čelisti	- 28 -
5.2.4 Zlomeniny kloubního výběžku.....	- 28 -
5.2.5 Zlomeniny svalového výběžku.....	- 29 -
5.2.6 Zlomeniny bezzubé či málo ozubené dolní čelisti	- 29 -
5.2.7 Zlomeniny úbytkové (defektní).....	- 29 -
5.2.8 Zlomeniny patologické.....	- 29 -
6. LÉČBA ZLOMENIN DOLNÍ ČELISTI.....	- 30 -
6.1 REPOZICE.....	- 30 -
6.2 FIXACE ZLOMENIN DOLNÍ ČELISTI	- 30 -
6.2.1 Konzervativní ošetření	- 30 -
6.2.2 Chirurgické ošetření	- 32 -
6.3 OSTEOSYNTÉZA	- 32 -
6.3.1 Adaptační osteosyntéza (osteosutura)	- 32 -
6.3.2 Osteosyntéza dřevovým hřebem	- 33 -

6.3.3	Osteosyntéza monomandibulární	- 33 -
6.3.4	Osteosyntéza zevními fixátory	- 34 -
6.3.5	Rigidní (stabilní) osteosyntéza	- 34 -
6.3.5.1	Kompresivní osteosyntéza	- 35 -
6.3.5.2	Osteosyntéza tažným šroubem.....	- 36 -
6.3.5.3	Nekompresivní osteosyntéza	- 36 -
6.3.5.4	Trojrozměrné (3D) dlahy	- 38 -
6.3.6	Biodegradabilní dlahy	- 38 -
7.	MATERIÁL FIXÁTORŮ	- 40 -
8.	REŠERŠNÍ STUDIE TÝKAJÍCÍ SE VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ	- 42 -
8.1	LITERATURA ZABÝVAJÍCÍ SE ANATOMIÍ	- 42 -
8.2	LITERATURA ZABÝVAJÍCÍ SE VÝPOČTOVÝM MODELOVÁNÍM	- 42 -
8.3	KATALOGY	- 43 -
9.	VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	- 44 -
9.1	MODEL GEOMETRIE	- 44 -
9.2	MODEL MATERIÁLU	- 46 -
9.3	DISKRETIZACE MODELU – TVORBA SÍŤE.....	- 46 -
9.4	MODEL VAZEB	- 47 -
9.5	MODEL ZATÍŽENÍ	- 49 -
10.	PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ.....	- 51 -
10.1	REDUKOVANÉ NAPĚTÍ NA FIXÁTORECH.....	- 51 -
10.2	REDUKOVANÉ NAPĚTÍ NA ŠROUBECH.....	- 52 -
10.3	REDUKOVANÉ PŘETVOŘENÍ KOSTNÍ TKÁŇE.....	- 53 -
10.4	DEFORMACE A POSUVY SOUSTAVY DOLNÍ ČELISTI S FIXÁTOREM	- 54 -
11.	ZÁVĚR.....	- 56 -
12.	LITERATURA	- 57 -
12.1	KNIHY.....	- 57 -
12.2	ODBORNÉ ČLÁNKY.....	- 58 -
12.3	DIZERTAČNÍ A ZÁVĚREČNÉ PRÁCE	- 61 -
12.4	KATALOGY	- 61 -
12.5	INTERNETOVÉ ODKAZY A OSTATNÍ.....	- 61 -
13.	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ.....	- 63 -
14.	SEZNAM TABULEK A GRAFŮ.....	- 64 -
14.1	TABULKY	- 64 -
14.2	GRAFY	- 64 -
15.	SEZNAM OBRÁZKŮ	- 64 -

1. Úvod

V posledních letech můžeme sledovat rostoucí množství obličejových poranění, které je způsobeno především výrazným nárůstem fyzického násilí a zvyšující se četností dopravních nehod. Následkem těchto úrazů dochází ke vzniku jednoduchých i komplikovaných zlomenin, které je nutno rychlým a efektivním způsobem stabilizovat.

Obličej má pro každého člověka značný význam a je hned z několika důvodů traumatologicky velmi významnou oblastí. Maxilofaciální oblast je spojena s řadou důležitých fyziologických pochodů jako je dýchání, příjem potravy, zrak, čich nebo řeč, jejichž porušení vede k podstatnému zhoršení pacientova životního stylu. Orofaciální (obličejová) krajina má také velmi významnou estetickou funkci, která má nemalý význam pro komunikaci člověka s jeho okolím.

Léčbou zlomenin dolní čelisti se dosahuje předúrazového anatomického tvaru a funkce, přičemž se klade velký důraz na návrat skusových poměrů a procesu žvýkání. Toho se obvykle docílí znehybněním čelistí v okluzi. Jeden ze způsobů je nepřímá repozice úlomků a jejich imobilizace mezičelistní fixací za pomoci dlah, nebo drátěných vazeb. Ta má ovšem jisté nevýhody, které představují pro pacienta určité nepohodlí. Ovlivněn bývá zejména příjem potravy a dýchání, je ztížena ústní hygiena a nemocní ztrácejí na váze. Mnohdy také dochází k poškození paradontu zubu, nebo částečnému návratu původního otevírání úst. V poslední době je snaha tyto nevýhody eliminovat a co nejrychleji dosáhnout původního stavu před úrazem. Přijatelnější a také pohodlnější variantou je léčba přímou fixací otevřeným způsobem, který dovoluje přesnou repozici kostních úlomků. Tato metoda je v poslední době čím dál více oblíbenější [9].

Hlavním důvodem, proč jsem si vybral toto téma bakalářské práce, je moje vlastní zkušenost. Sám jsem podstoupil operaci fraktur obou čelistí, a proto vím, jak se cítí člověk po prodělání tohoto traumatu. Zvyknout si na nové zásady životního stylu a určitá omezení v období několika týdnů po operaci podle mého názoru není pro každého snadné. Ve své bakalářské práci se zabývám problematikou fixátorů a dlah zlomenin mandibuly, jejich rozdělením, použitím a vhodné volbě materiálu. Tato práce mimo jiné obsahuje stručnou anatomii daného problému a deformačně napěťovou analýzu mnou vybraného fixátoru, která tvoří vedlejší část této práce.

2. Popis problémové situace

Poranění obličejového skeletu jsou ve většině případů důvodem k rychlé hospitalizaci pacienta. Zlomenou čelist je nutno co nejdříve stabilizovat a předejít tak možnému vzniku infekce. K tomu se používají různé typy nepřímých spojení ve formě dlah připevněných k čelisti pomocí drátů, hřebů či svorek, nebo dnes rozšířenější přímé fixátory zaváděné chirurgicky. Těmi jsou obvykle kovové destičky různých tvarů, které jsou k čelisti přišroubovány a tvoří tak přímou mechanickou podporu poškozeným tkáním.

Jednou z možností jak určit vzájemné mechanické působení čelisti s fixátorem je provedení deformační a napětíové analýzy. Toho lze docílit pomocí technologie výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků MKP. Vytvoření výpočtového modelu, vlastního řešení a následné analýzy s sebou ovšem přináší řadu dílčích problémů, které je potřeba vyřešit. S tím souvisí rešeršní studie dané problematiky.

3. Formulace problému a cíle řešení

3.1 Formulace problémů

Na základě popisu problémové situace lze řešený problém formulovat takto:

Provedení podrobné rešeršní studie zabývající se fixátory zlomenin dolní čelisti a provedení deformačně napěťové analýzy pro vybraný fixátor nebo dlahu.

3.2 Cíle řešení

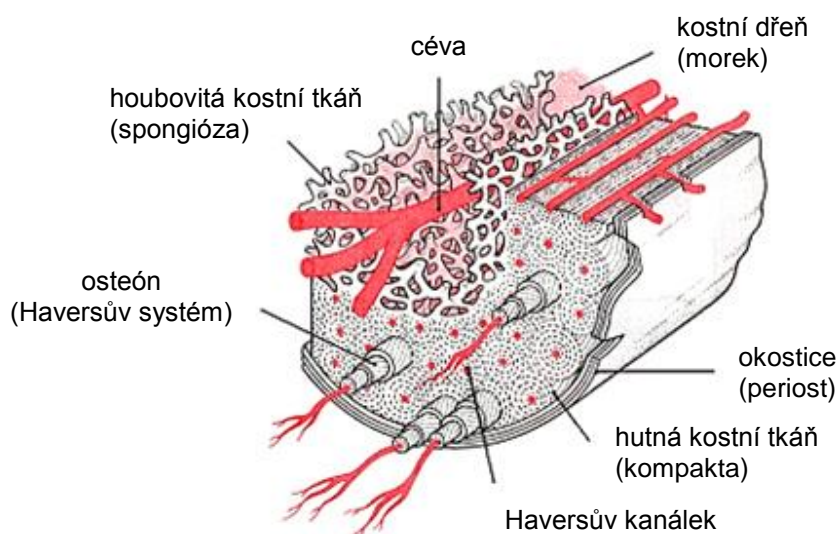
1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Deformačně napěťová analýza zlomené dolní čelisti s vybraným fixátorem nebo dlahou.

4. Anatomie z hlediska řešené úlohy

4.1 Obecná stavba kosti

Kost (*os, ossis*) je tvrdá, mineralizovaná, pojivová tkáň žlutobílé barvy. Poskytuje pevnou, ale pohyblivou oporu lidského těla formou vnitřní konstrukce, na kterou se upínají svaly a šlachy. Vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokality, směru nebo zatížení [3].

Každá kost se skládá ze tří základních částí (viz obr. 4.1). Vnější povrch kosti kryje vazivový obal, zvaný okostice (*periosteum*), pod kterým se nachází vlastní kostní tkáň (kompakta a spongióza). Dutiny uvnitř kostí vyplňuje kostní dřev (medulla ossium).



Obrázek 4.1: Stavba kosti [19]

4.1.1 Okostice (*periosteum*)

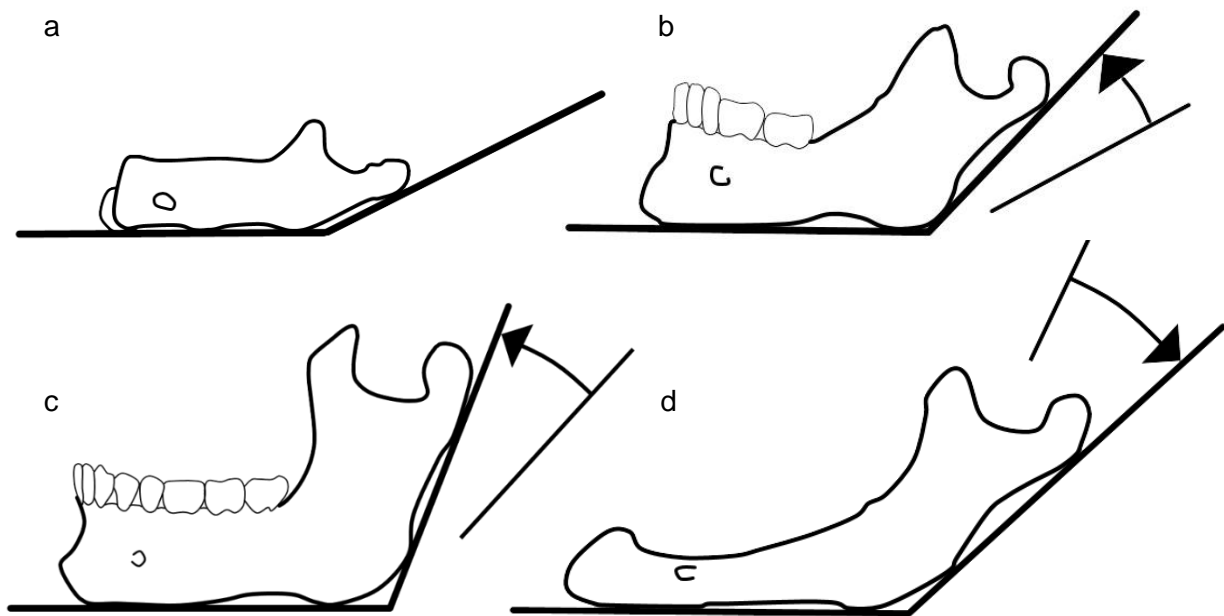
Je tuhý, vazivový obal kryjící celou kost s výjimkou kloubních konců nebo míst, kde dochází k úponu svalů. Je protkaná sítí krevních cév a zajišťuje tak výživu kostí. Obsahuje citlivé nervy, které zajišťují vedení tzv. kostní bolesti. Cévy a nervy se z této vrstvy dostávají hlouběji do kosti [1].

4.1.2 Kostní tkáň

Tvoří ji mineralizovaná mezibuněčná hmota, kterou produkují kostní buňky. Ta se skládá z kolagenových vláken, kterým se na povrchu ukládají minerální látky. Tuto minerální složku tvoří především krystaly fosforečnanu vápenatého a hydroxyapatitu, které dodávají kosti tvrdost a pevnost. Samotná kolagenová vlákna jsou měkká, ohebná a vysoce pružná. Stářím obou složek ubývá, kostní tkáň řídne (osteoporóza) a dochází k čtenějším zlomeninám [1].

Na povrchu kosti je kompakta, která je tvořena buď soustředně uspořádanými trubicovými lamelami, nebo destičkovými lamelami rovnoběžnými s dlouhou osou kosti. Komplex až dvaceti soustředných lamel s centrálním Haversovým kanálkem, kterým jsou vedeny cévy a nervy, se nazývá Haverský systém, neboli osteon [1, 4].

Uvnitř kosti je spongióza, která je složena z plotének a trámčů tvořících prostorové struktury. Ta se podle Wolffova zákona vytváří působením tlaku a namáháním kosti ve směru výslednice maximálního zatížení, čímž kost dosáhne malé hmotnosti při poměrně velké pevnosti. Každá kost má proto svou specifickou strukturu spongiózy, která se během života mění (viz obr. 4.2) [1, 4].



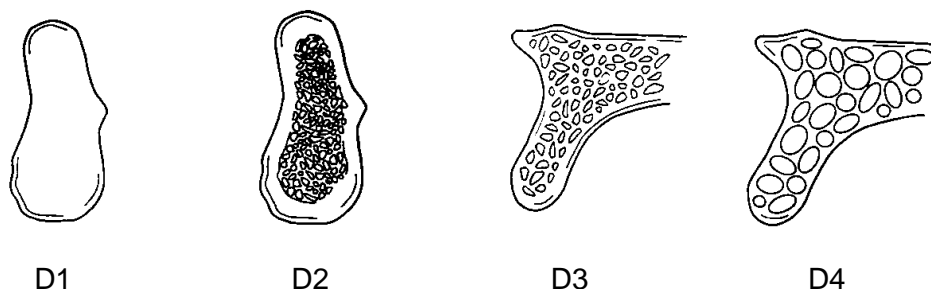
Obrázek 4.2: Změny tvaru mandibuly v závislosti na věku [1]

4.1.3 Kostní dřev (medulla ossium)

Je to měkká tkáň, makroskopicky různého vzhledu, vyplňující dřevnou dutinu uvnitř kosti a všechny prostory mezi trámečky spongiózy. U mladých jedinců je v podobě červené kostní dřevě, která zajišťuje krvetvorbu. Postupně krvetvorba ustává a červená kostní dřevě je nahrazována žlutou (tukovou). Ta se ve stáří kvůli ztrátě tuku degraduje a vzniká šedá kostní dřevě [1].

4.2 Hustota kosti a její klasifikace

Jedním ze zásadních faktorů ovlivňujících mechanické vlastnosti kosti, je její hustota (denzita), označovaná také jako kvalita kosti. Cílem léčby zlomenin dolní čelisti je zajištění dlouhodobé stability fixátorů a dokonalé osseointegrace¹, čehož se snadněji dosáhne jejich zavedením do kvalitní kosti. Kvalita kostní tkáně se často určuje podle Lekholmovy a Zarbovy klasifikace, která byla později v r. 1990 modifikovaná Mische. Ten ji rozdělil do čtyř základních regionů D1 – D4 (viz obr. 4.3). Rozmístění jednotlivých úseků je znázorněno na obrázku 4.4 [27, 28].



Obrázek 4.3: Klasifikace kostní denzity podle Mische [27]

D1 – kvalitní kompakta

- Poloha: frontální oblast atrofované a bezzubé mandibuly
- Výhody: primární stabilita, kvalitní osseointegrace
- Nevýhody: horší krevní zásobení, delší doba hojení

D2 – kvalitní kompakta, hustá spongióza

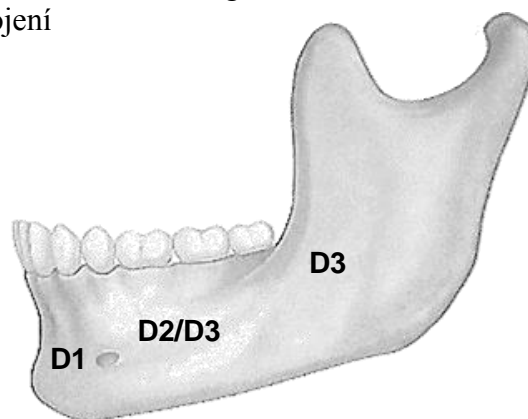
- Poloha: frontální a postranní část mandibuly
- Výhody: primární stabilita, dobré krevní zásobení a osseointegrace, snadná operace, bezproblémové hojení

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 4.4: Poloha jednotlivých regionů kostní denzity [60]

V případě kortikály jsou typické hodnoty denzity v rozsahu $(1,85 - 2) \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$, u kosti spongiózní je rozsah zdánlivé hustoty $(0,15 - 1) \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ [29].

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

4.3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kostní tkáň představuje velmi specifický materiál, který lze považovat za kompozit, složený z tvrdé kortikální složky a spongiózy. Jelikož se jedná o živou tkáň, která se v průběhu života neustále vyvíjí a mění, její mechanické vlastnosti nejsou konstantní. Hlavním důvodem je především obsah minerálních látek, který se mění v závislosti na věku jedince. Dalšími faktory, které mají vliv na mechanické vlastnosti a složení kosti, jsou např. pohlaví, životospráva nebo zdravotní stav jedince [30].

Stanovení mechanických vlastností kostní tkáně je obecně velmi obtížné. Pro naše řešení postačí nejnižší a současně nejpoužívanější úroveň modelu materiálu, což je homogenní izotropní lineárně pružný tzv. Hookovský model. Ten je určen dvěma nezávislými materiálovými charakteristikami, které jsou totožné ve všech směrech daného vzorku: Youngovým modulem pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. Pro tento model se uvažuje homogenní vrstva kortikální kosti a spongióza s neuspořádaným rozložením trámečků [32].

V literatuře se uvádí široký interval hodnot tohoto modelu (viz tab. 4.1). Jejich rozdíl je způsoben především kvůli odlišnému provedení experimentu a stavu vzorků.

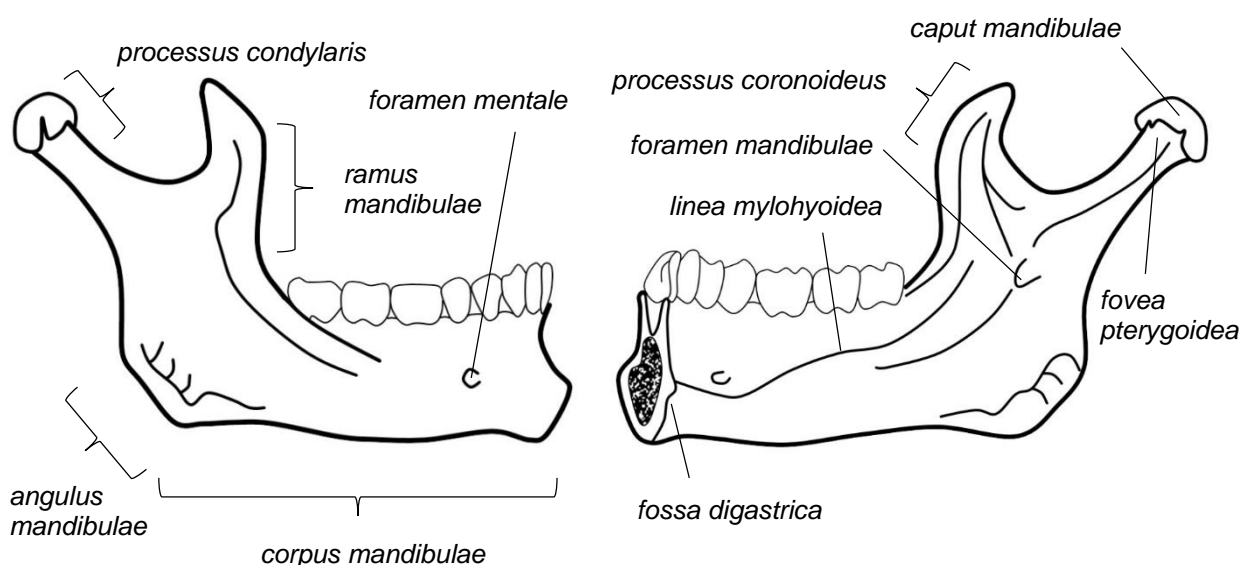
Kortikální kostní tkáň			Spongiózní kostní tkáň		
Autor	E [MPa]	μ [-]	Autor	E [MPa]	μ [-]
Apicella	15 000	0,25	Apicella	1 500	0,29
Vincent (1992)	13 800	0,26	Vincent (1992)	345	0,31
Taparli (2002)	13 800	0,26	Taparli (2002)	100 - 500	0,3
Tanaka (1993)	14 000	0,3	Tanaka (1993)	7 900	0,3
Lin (2003)	14 800	0,35	Lin (2003)	378	0,3
Carter (1978)	13 760	0,3	Carter (1978)	7 930	0,3
Tanne	8 000	0,3	Tanne	137	0,3
Bratu (2003)	13 700	0,3	Bratu (2003)	1 370	0,3
Zarone (2003)	15 000	0,25	Zarone (2003)	1 500	0,29

Tabulka 4.1: Přehled hodnot elastického Youngova modulu a Poissonova čísla kortikální a spongiózní kostní tkáně dolní čelisti [31]

4.4 Stavba dolní čelisti (mandibuly)

Dolní čelist (viz obr. 4.5) je nejmohutnější a nejsilnější z obličejových kostí. Je jedinou pohyblivou obličejovou kostí, která je s lebkou spojena kloubním spojením (temporomandibulárními klouby). Díky její stavbě je schopná odolávat velkému zatížení při žvýkání [1, 2].

Skládá se z parabolicky zahnutého těla (*corpus mandibulae*), které přechází v ramena čelisti (*ramus mandibulae*) pod různě velkým tupým úhlem (*angulus mandibulae*). Tato ramena jsou zakončena zploštělým úsekem nesoucím kloubní hlavici. V horní části čelisti (*pars alveolaris*) jsou ukotveny zuby dolního zubního oblouku [1].



Obrázek 4.5: Anatomie dolní čelisti [1]

4.4.1 Tělo dolní čelisti (*corpus mandibulae*)

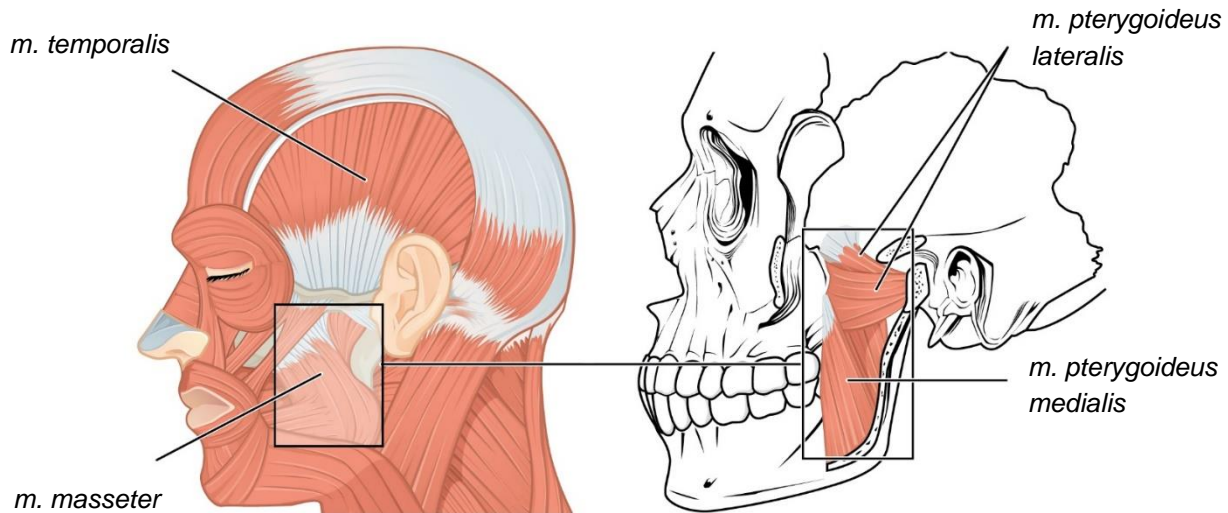
Je nepárové, silnější u svého dolního okraje. V místě, kde končí mandibulární kanál, se nachází bradový otvor (*foramen mentale*). Zevnitř, uprostřed bradové části těla mandibuly je trn, pod kterým se nachází párová jamka (*fossa digastrica*). Na vnitřní straně těla čelisti je podélná, lehce skloněná, vyzdvižená čára (*linea mylohyoidea*) [1, 2].

4.4.2 Rameno dolní čelisti (*ramus mandibulae*)

Je párové, oploštělé a tvoří ho dva výběžky, které odděluje hluboký oblý výřez. Hlavice mandibuly (*caput mandibulae*) má tvar napříč postaveného, protáhlého elipsoidu a s ramenem čelisti je spojena pomocí štíhlého krčku. Přední korunový výběžek (*processus coronoideus*) obepíná sval. Zadní kloubní výběžek (*processus condylaris*) nese hlavici a slouží ke skloubení mandibuly. Vpředu pod hlavici je mělká jamka (*fovea pterygoidea*), která slouží k úponu svalů. Otvor (*foramen mandibulae*) uprostřed vnitřní plochy ramena vede do kanálku dolní čelisti (*canalis mandibulae*), kterým vede nerv společně s tepnou a žílou [1, 2].

4.5 Svalová soustava dolní čelisti

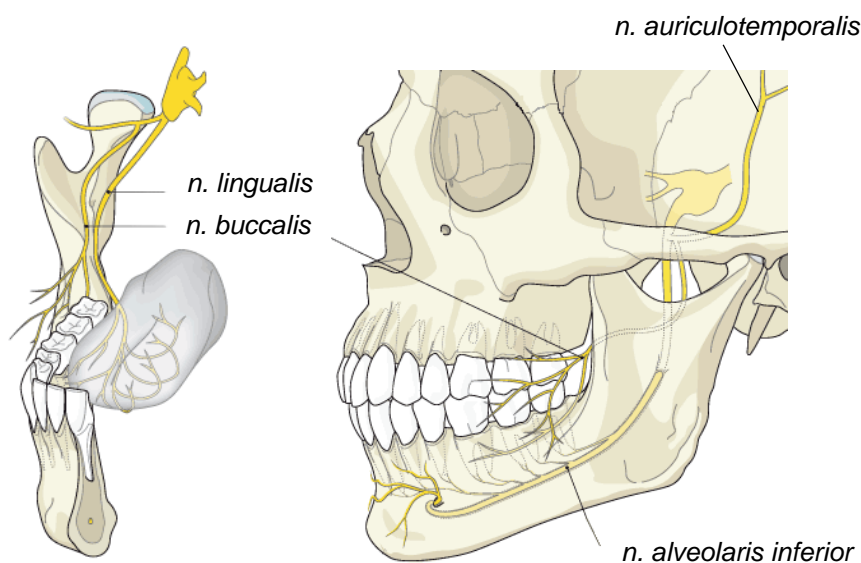
Z hlediska působení mají pro řešení našeho problému význam zejména svaly žvýkáci (viz obr. 4.6). Mezi hlavní patří zevní sval žvýkáci (*m. masseter*), sval spánkový (*m. temporalis*), vnitřní sval křídlový (*m. pterygoideus medialis*) a zevní sval křídlový (*m. pterygoideus lateralis*). Všechny tyto svaly jsou párové a většina z nich se přímo účastní elevace mandibuly. Výjimkou je zevní sval křídlový, který zahajuje depresi a elevace se účastní nepřímo, regulováním zpětného posunu kloubní hlavice a disku [1].



Obrázek 4.6: Žvýkáci svaly [20]

4.6 Nervová soustava dolní čelisti

V dolní čelisti se nachází mnoho nervů, které zajišťují přenos všech vjemů do centrální nervové soustavy. Mezi nejdůležitější patří třetí větve trojklaného nervu (*n. mandibularis*), která jako jediná obsahuje senzitivní i motorická vlákna. Ta se dále dělí na čtyři hlavní větve (viz obr. 4.7).



Obrázek 4.7: Inervace dolní čelisti [58]

5. Zlomeniny

Zlomenina (fractura) vzniká v důsledku mechanického namáhání a následného porušení kontinuity kostní tkáně. Dochází k ní vlivem síly, která překročí mez pevnosti dané kosti. Tato síla působí buď v místě porušení (přímá zlomenina), nebo je od něj vzdálena (nepřímá zlomenina) [25].

5.1 Typy zlomenin

Zlomeniny dělíme do několika skupin podle různých faktorů [7, 8, 9, 25].

Dělení podle příčiny:

- úrazové - rozlišujeme násilí torzní, ohybové, kompresní, střížné a avulzní
- únavové - bez zjevného vyvolávajícího traumatu
- patologické - v místě předchozího poškození kosti, například cystou nebo nádorem

Dělení podle mechanismu vzniku

- kompresivní - násilí působí v ose kosti, porušena je hlavně spongióza
- impresivní - násilí působí na malou oblast kosti, kterou vtlačuje dovnitř
- tahové - tah svalů a šlach, obvykle v úponových místech
- ohybové - působením střížných, posunových sil

Dělení podle průběhu lomné linie

- příčné
- šikmé
- spirální
- vertikální - dlátové u kompaktní kosti, impresivní u spongiózní kosti
- tangenciální
- avulzní - na úponech svalů a šlach

Dělení podle porušení kožního krytu a poranění měkkých tkání

- zavřené
- otevřené

Dělení podle dislokace úlomků

- nedislokované
- dislokované - úhlové, rotační, do strany, do délky (zkrácení, prodloužení)

Dislokace může být primární (násilím, které způsobilo zlomeninu) a sekundární (tahem svalů upínajících se na úlomky). Hodnotí se vždy podle polohy periferního fragmentu vůči fragmentu centrálnímu.

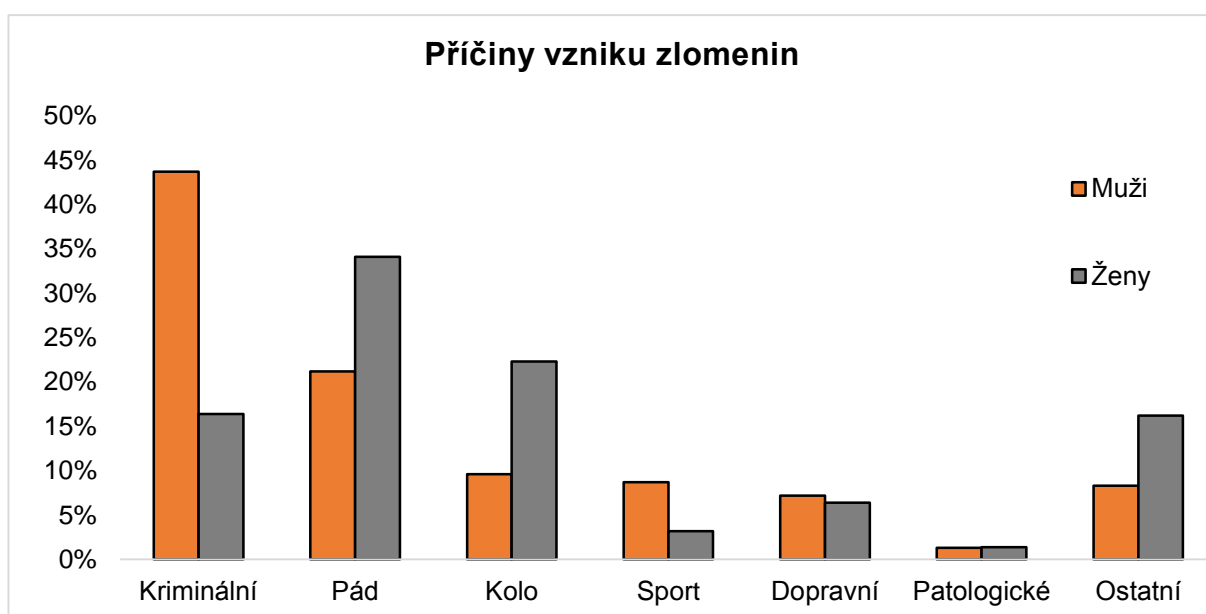
Dělení podle počtu úlomků:

- dvouúlomkové
- tříúlomkové
- čtyřúlomkové
- tříštivé (kominutivní)

5.2 Zlomeniny dolní čelisti

Dolní čelist je svým uložením, skladbou kosti a anatomickým tvarem nejvíce exponovanou částí obličejového skeletu. Mandibula je nestejně silná a díky přítomnosti zubů (špičáků, třetích molárů, nebo retinovaných zubů ²) je mechanicky oslabená. Kostní trajektorie a svaly upínající se k čelisti určují predilekční místa vzniku zlomeniny a způsoby dislokace zlomených fragmentů kosti [9].

Nejčastějšími příčinami vzniku zlomeniny dolní čelisti jsou kriminální úrazy (napadení, rvačky), dopravní nehody, pády nebo zranění při sportu. Dalším důvodem může být také osteoporóza, či únava kostní tkáně (viz graf 5.1) [26].



Graf 5.1: Příčiny zlomenin dolní čelisti v moravskoslezském regionu (1998-2007) [26]

V běžné klinické praxi se zlomeniny mandibuly obvykle dělí podle místa lomu (viz obr. 5.1) [9].

Rozlišujeme zlomeniny:

- alveolárního výběžku
- ozubené části čelisti
- za zubní řadou a v úhlu čelisti
- kloubního výběžku
- svalového výběžku
- bezzubé či málo ozubené čelisti
- úbytkové (defektní)
- patologické

² Zub, který se po jeho fyziologickém období prořezání (ukončení stádia vývoje kořene) neprořezal do dutiny ústní a zůstává obklopen tkáněmi čelisti

5.2.1 Zlomeniny alveolárního výběžku

Nejčastěji se vyskytují ve frontálním úseku, kde je alveolární výběžek nejméně chráněn. Dochází při nich k dislokaci zlomeného alveolu ve směru působícího násilí. Obvykle bývají spojeny s poškozením zubů a jejich závěsného aparátu (luxace, subluxe). Samotná fraktura alveolárního výběžku je spíše vzácná [9, 10, 12].

Léčba spočívá v manuální repozici kostních fragmentů a následné fixaci pomocí Sauerovy dlahy [9].

5.2.2 Zlomeniny ozubené části čelisti

Typickou oblastí výskytu je špičková krajina. Čelist je zde nejvíce prohnuta a díky přítomnosti dlouhého kořene zubu značně oslabena. Lomná linie většinou prochází celým tělem, nebo tvoří dvojitou zlomeninu na obou stranách čelisti. O dislokaci úlomků rozhoduje kromě směru a velikosti působící síly i tah svalstva. Tyto zlomeniny vznikají přímým i nepřímým mechanismem a patří mezi zlomeniny otevřené [12].

K léčbě těchto zlomenin většinou postačuje pevná mezičelistní fixace aplikovaná po předchozí manuální repozici úlomků. V případech, kdy je manuální repozice neúspěšná se provádí repozice ortodontická pomocí dělených dlah a elastických tahů, u zastaralých dislokovaných zlomenin pak repozice chirurgická s následnou osteosyntézou čelisti [9].

5.2.3 Zlomeniny za zubní řadou a v úhlu čelisti

Tyto zlomeniny jsou hojné a většinou vznikají přímým mechanismem (úder do oblasti hrany a úhlu čelisti). Predilekčním místem je obvykle lůžko třetího moláru, především pokud jde o zub retinovaný. Na dislokaci úlomků, stejně jako u zlomenin ozubené části čelisti, se výrazně podílí tah svalů. S ohledem na jejich úpony může být průběh lomné linie příznivý nebo nepříznivý ve směru vertikálním či horizontálním [9].

U nedislokovaných zlomenin obvykle postačuje léčba konzervativní s použitím intermaxilární fixace Sauerovými dlahami, při dislokaci fragmentů je nezbytná chirurgická léčba spojená s osteosyntézou [9].

5.2.4 Zlomeniny kloubního výběžku

Kloubní výběžek je nejslabší částí dolní čelisti, a proto jsou jeho zlomeniny nejčastější (viz obr. 5.2). Zpravidla vznikají nepřímým mechanismem, ohybem kosti. Bývají sdruženy se zlomeninami v oblasti těla mandibuly na opačné straně. Při působení síly na bradovou oblast se mohou symetricky zlomit oba výběžky. Zlomeniny kloubního výběžku jsou dislokované různým způsobem a v různé míře. Podle lokalizace fraktury se dělí na intrakapsulární a extrakapsulární (intra- a extraartikulární) [9].

Terapie těchto fraktur je většinou konzervativní s použitím mezičelistní fixace dlahami. Chirurgická léčba se doporučuje v případech, kdy je kloubní hlavice dislokována mimo kloubní jamku, nebo pokud její dislokace zabraňuje okluzi a dochází k značnému vybočení čelisti [9].

5.2.5 Zlomeniny svalového výběžku

Jedná se o poměrně vzácná traumata, která jsou málokdy samostatná. Zpravidla bývají sdružené se zlomeninami střední obličejové etáže. Lomná čára probíhá přes svalový výběžek v příčném nebo podélném směru [9].

Zlomenina nevyžaduje zvláštní léčbu, nutná je jen včasná rehabilitace otvírání úst [9].

5.2.6 Zlomeniny bezzubé či málo ozubené dolní čelisti

Většinou vznikají i působením menší síly. Důvodem je oslabení čelisti atrofií alveolárního výběžku, přičemž nejzranitelnějším místem je oblast prvního moláru. U starších jedinců je navíc čelist křehčí důsledkem osteoporózy (úbytkem pružné kostní tkáně). Převážnou část těchto zlomenin tvoří zlomeniny zavřené [9].

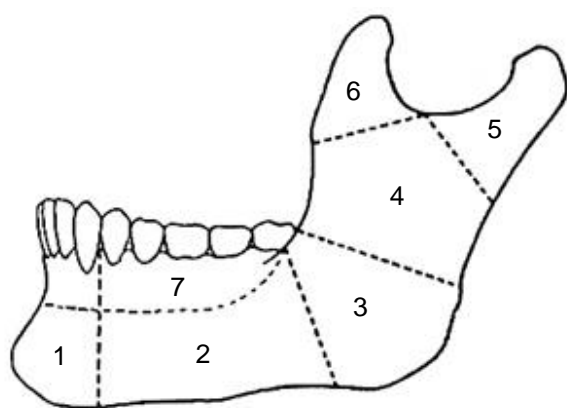
Málo dislokované fraktury se obvykle léčí různými úpravami snímací zubní náhrady. V případě značné dislokace úlomků se provádí stabilní osteosyntéza kostními minidlahami [9].

5.2.7 Zlomeniny úbytkové (defektní)

Při těchto zraněních vzniká mezi úlomky kosti mezera. Nejčastěji jsou způsobeny důsledkem střelných poranění, zánětem kostní dřevě nebo uměle po resekčních onkologických výkonech. Obvykle platí princip, že úbytek kosti v šíři asi 1 cm ve střední čáře a 1,5 cm v oblasti úhlu čelisti nevyžaduje náhradu kostním transplantátem [9].

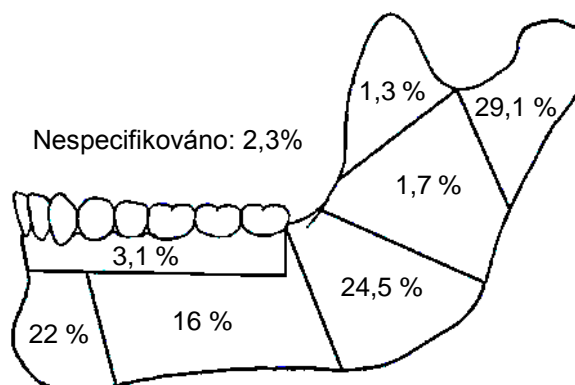
5.2.8 Zlomeniny patologické

Mandibula může být rovněž oslabena chorobným procesem (zánět, cysta či nádor). Ke vzniku zlomeniny potom stačí jen malá síla, jako je slabý náraz nebo extrakce zubu. V extrémních případech může vzniknout i samovolně, například při žvýkání. Bezzubou atrofickou čelist může výrazně oslabovat třeba i jediný retinovaný zub [9].



Obrázek 5.1: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle anatomické lokalizace [9]

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



Obrázek 5.2: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle procentuálního zastoupení [15]

6. Léčba zlomenin dolní čelisti

Léčba mandibulárních zlomenin, již zmíněná v předchozí kapitole, vychází z obecných traumatologických principů, které lze shrnout do třech základních faktorů. Těmi jsou repozice kostních úlomků, jejich fixace a následná rehabilitace.

6.1 Repozice

Provádí se u fraktur čelistních kostí, při kterých dojde k dislokaci fragmentů. Cílem je odstranění traumatických změn mezičelistních vztahů a dosažení optimálního kontaktu lomných ploch mezi fragmenty, který je základní podmínkou nekomplikovaného hojení zlomeniny. V čelistní traumatologii se využívá několika způsobů repozice [13].

Manuální (uzavřená) repozice je nejčastěji používaná a úspěšná zejména u čerstvých zlomenin. Vykonává se v místní nebo celkové anestezii tlakem prstů, někdy s využitím vhodných nástrojů. Předpokladem je dobrý přístup ke kostním úlomkům a možnost kontroly jejich vzájemné polohy po zákroku. Ta se obvykle zajišťuje dentálním dlahováním nebo mezičelistními ligaturami (spojením zubů např. elastickými tahy) [9, 13].

Při posunutí fragmentů vlivem tahu žvýkacích svalů, nebo při jejich vzájemném zaklínění se využívá repozice **ortodontická (pozvolná)**. Obvykle se aplikují gumové mezičelistní ligatury, spojující drátěné dlahy na horním a dolním zubním oblouku, které jsou po několika hodinách nahrazeny drátěnými mezičelistními vazbami [13].

Chirurgická (přímá, krvavá) repozice se obvykle provádí ve stejnou operační dobu s chirurgickou léčbou dislokované zlomeniny. Na rozdíl od obou výše popsaných metod se uskutečňuje pod přímou kontrolou zrakově. Místo lomu se obnaží z extra-, či intraorálního přístupu kožní nebo slizniční incizí. Aplikuje se v případech, kdy nelze provést manuální nebo ortodontickou repozici, dále pak u zlomenin zastaralých nebo zhojených v chybném anatomickém postavení [13].

6.2 Fixace zlomenin dolní čelisti

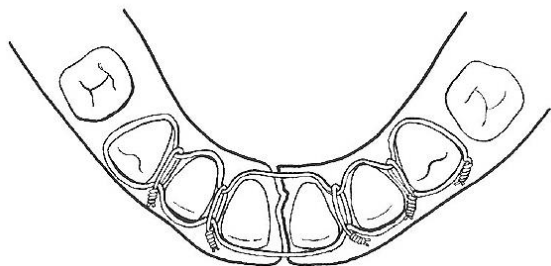
Po repozici úlomků následuje jejich fixace, která je další základní podmínkou pro správné zhojení zlomeniny a navrácení funkce poraněné čelisti. Fixace může v zásadě probíhat konzervativním, chirurgickým nebo konzervativně-chirurgickým způsobem [9].

6.2.1 Konzervativní ošetření

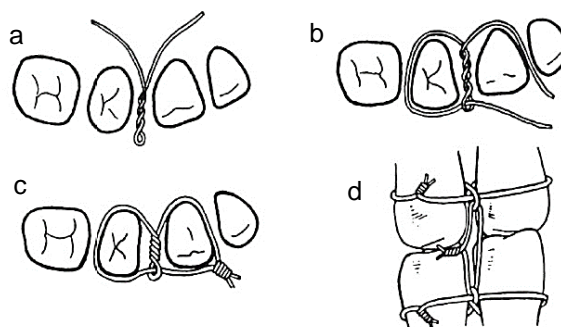
Tato metoda se používá zejména při léčbě nekomplikovaných zlomenin ozubených čelistí. Princip spočívá ve znehybnění pomocí intraorálních vazeb a různých druhů dlah přičemž obecným základem je intermaxilární fixace (imobilizace čelisti ve skusu) [13].

Dentální vazby zpravidla slouží k provizorní fixaci v případech, kdy zraněného nelze okamžitě transportovat na odborné oddělení, nebo pokud jeho celkový stav nedovoluje provést operační výkon. U jednoduchých zlomenin a poranění zubů se užívají i k dlouhodobé fixaci. V literatuře se uvádí velké množství mezizubních drátěných vazeb, přičemž mezi nejznámější se řadí Risdonova, Stoutova, osmičková či žebříčková (viz obr. 6.1). Z mezičelistních vazeb to jsou např. Halmošova, Gilmarova nebo také velice oblíbené Ivyho kličky (viz obr. 6.2). K jejich

zhotovení se používá drát z měkké nekorodující oceli zpravidla o síle 0,4-0,5 mm. Provizorní fixace musí být především jednoduchá, účinná a její zhotovení nesmí zraněného příliš zatěžovat [9, 13, 15].



Obrázek 6.1: Schéma zhotovení žebříčkové mezizubní dlahy [9]

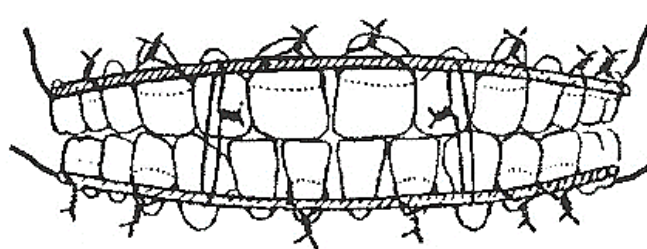


Obrázek 6.2: Schéma provedení lvyho mezičelistní fixace [9]

K definitivnímu konzervativnímu ošetření se používají dentální drátěné dlahy, obvykle v kombinaci s mezičelistní fixací. Aplikují se bezprostředně po repozici úlomků, nebo v některých případech až po užití provizorních fixátorů. Základním a v dnešní době nejpoužívanějším typem je Sauerova dlahy (viz obr. 6.3), z které jsou dále odvozeny např. dlahy Hammondova a Hauptmayerova. Jsou vyrobeny buď ručním ohýbáním drátu, nebo laboratorně s možností opatřit oblouk trny pro zavedení mezičelistních ligatur. Další možností jsou dlahy lingvální pryskyřičné, které jsou k jednotlivým zubům obvykle přichyceny drátěnými ligaturami. Podmínkou úspěšného dlahování je přítomnost alespoň dvou pevných zubů v každém z dlahovaných fragmentů [9, 13].

Požadavky na fixační dlahu [9]:

- dostatečná fixace úlomků na dobu potřebnou ke srůstu
- čištění dlahy nesmí být obtížné (vysoká hygieničnost)
- zhotovení musí být jednoduché a málo nákladné
- nesmí dráždit nebo poškozovat okolní tkáň či závěsný aparát zubů a nesmí obtěžovat nemocného
- snadné nasazení a sejmutí



Obrázek 6.3: Schematické znázornění fixace pomocí Sauerovy dlahy [9]

6.2.2 Chirurgické ošetření

Podstatou chirurgického (otevřeného) způsobu ošetření je důkladná anatomická repozice kostních úlomků a jejich následné spojování pod kontrolou zrakově. Aplikuje se zejména k léčbě dislokovaných zlomenin spojených s devastujícími zraněními měkkých tkání, tříštivých nebo defektních zlomenin, fraktur, u nichž není možné ošetření konzervativním způsobem, a k fixaci poškozených fragmentů u málo ozubených nebo bezzubých čelistí. K lomové linii se lze dostat intraorálním nebo extraorálním způsobem [13].

6.3 Osteosyntéza

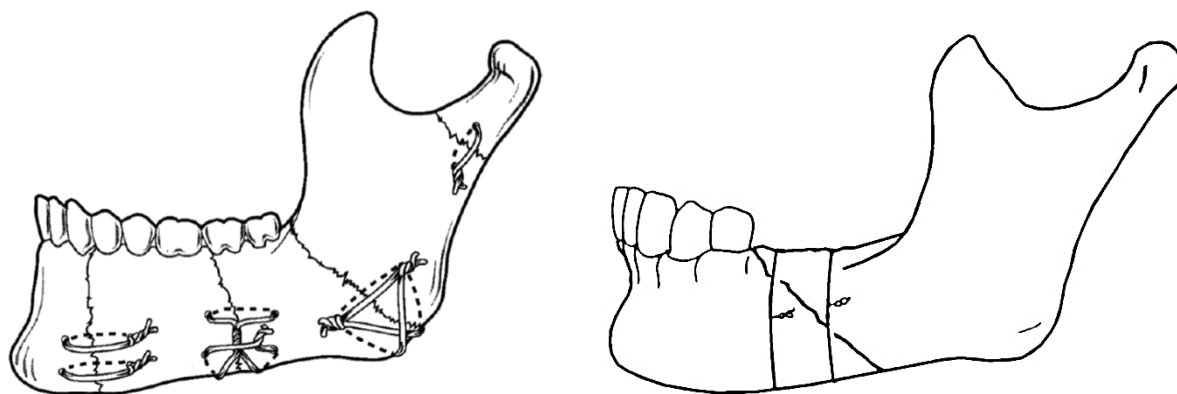
Tato chirurgická metoda spočívá ve spojování zlomených kostí s použitím drátu, speciálních drátěných hřebů, kovových destiček různých tvarů a velikostí nebo pomocí chemické látky. Mezi výhody stabilní osteosyntézy patří především dokonale tuhé znehybnění kostních úlomků vytvářející nezbytné podmínky pro ideální zhojení kostní rány, dále pak úplná eliminace nebo podstatné zkrácení doby intermaxilární fixace. Na druhou stranu je zde vyšší riziko vzniku komplikací a je technicky a ekonomicky náročná [9].

6.3.1 Adaptační osteosyntéza (osteosutura)

Osteosutura drátem neboli kostní steh je nejstarší metoda osteosyntézy dolní čelisti. Podstatou je otevřená repozice úlomků a jejich následná fixace pomocí drátěné kličky, zpravidla extraorálním přístupem. V dnešní době se používá měkký drát z nekorodující oceli o průměru 0,4-0,5 mm, který je provlečen předvrtanými otvory přibližně 5-8 mm od okrajů lomné linie. Drátěný steh může být buď jednoduchý, zkřížený nebo osmičkový (viz obr. 6.4). Fixace tímto způsobem dokáže udržet fragmenty ve správné anatomické pozici, ale nebývá zpravidla příliš stabilní. Proto musí být kombinována s jinými způsoby, jako jsou např. drátěné závěsy, hydraulická fixace nebo dentální drátěné dlahy [9, 15, 16].

Jinou variantou léčby drátěným stehem je osteosyntéza objímkou (cerkláží). Uplatňuje se u zlomenin těla bezzubé dolní čelisti se šikmým průběhem lomné linie (listové zlomeniny). Kostní úlomky se po extraorálním obnažení fraktury fixují obvykle jednou, nebo dvěma drátěnými objímkami uloženými na povrchu (viz obr. 6.4). Kost se v tomto případě provrtávat nemusí, ale stejně jako u drátěného stehu je i zde nezbytné použití pomocné fixace [9].

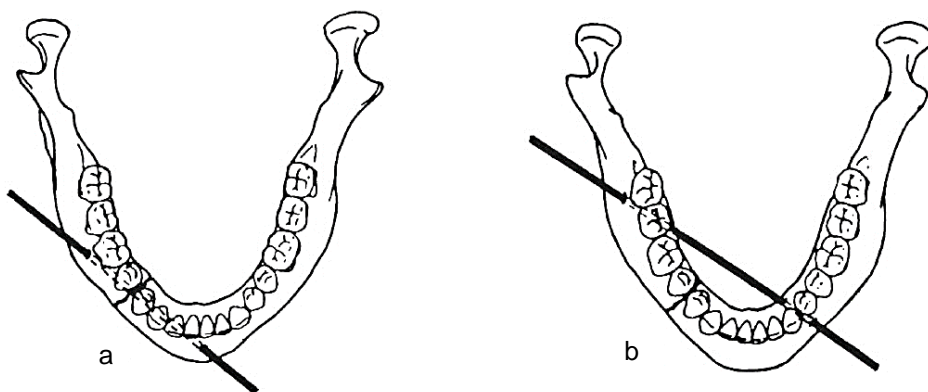
Přestože jsou tyto způsoby v dnešní době převážně nahrazeny rigidní osteosyntézou, uplatňují se zejména kvůli své jednoduchosti nebo časové a ekonomické nenáročnosti.



Obrázek 6.4: Modifikace osteosyntézy kostním stehem (vlevo) a osteosyntéza cerkláží (vpravo) [9]

6.3.2 Osteosyntéza dřevovým hřebem

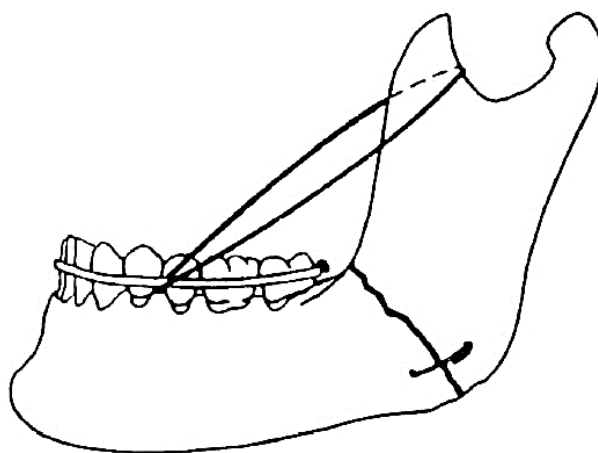
Tato metoda je obdobou fixace pomocí Küntscherových hřebů a Kirschnerových drátů, používaných především k léčbě zlomenin dlouhých kostí. Do předvrtané dřevové dutiny se zavede hřeb, který je posléze zajištěn šrouby. Ty zvyšují pevnost osteosyntézy a brání tak nežádoucímu zkrácení kosti. Druhou možností je aplikace drátu o průměru 1,5-2 mm, který prochází dolní čelistí v její podélné ose. Obě varianty mohou procházet přímo lomnými plochami (transfokálně), nebo úlomky spojují, aniž by procházeli lomem (parafokálně) (viz obr. 6.5). Rovněž u tohoto způsobu osteosyntézy je kvůli nedostatečné stabilitě nezbytné použít mezičelistní fixaci [9, 18].



Obrázek 6.5: Osteosyntéza pomocí dřevového hřebu zavedeného transfokálně (a) a parafokálně (b) [9]

6.3.3 Osteosyntéza monomandibulární

Tato technika popsaná Muškou a Šádou se označuje také jako visutá fixace. Doplnuje spojení fragmentů osteosuturou a používá se zejména u zlomenin dolní čelisti za zubní řadou nebo úhlu čelisti, kde je možnost znehybnění úlomků bez mezičelistní fixace. Podstatou této metody je osteosyntéza drátěným stehem provedená ze zevního řezu a následná fixace drátěným závěsem, který se zavádí pomocí jehly nebo šídla kolem svalového výběžku dolní čelisti (viz obr. 6.6). Oba jeho volné konce se zachytí za dentální drátěné dlahy v místě premolárů (u bezzubých či málo ozubených čelistí za cerkláže vedených kolem těla mandibuly) [9, 18].

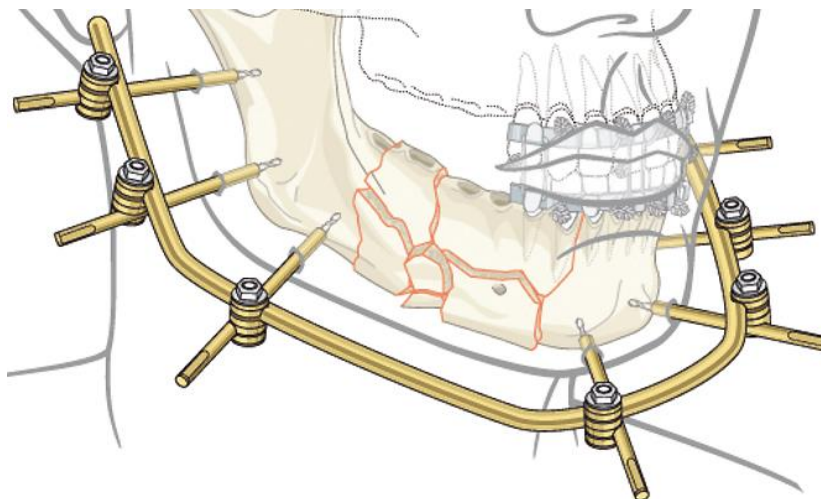


Obrázek 6.6: Osteosyntéza pomocí visuté fixace a drátěného stehu [9]

6.3.4 Osteosyntéza zevními fixátory

Vnější fixace mandibuly je efektivní technika používaná v případě, kdy je otevřená léčba vyloučena z důvodu rozsáhlého rozmělnění kosti, infekce nebo ztráty měkké tkáně. Kvůli nízkému stupni stability se používá pouze dočasně, s následným nahrazením vnitřním systémem fixace. Principem této metody je znehybnění zlomeniny pomocí implantátů zavedených do kosti malými kožními otvory (asi 1 cm), na které se přidělá samotná konstrukce zevního fixátoru, přičemž montáž je uložena nad úroveň kožního krytu (viz obr. 6.7) [14, 18].

Jako implantáty se nejčastěji používají Schanzovy šrouby nebo Steinmannovy hřeby, které nesmí být umístěny příliš blízko lomné linii, mandibulárnímu kanálku nebo kořenům zubů. Rám konstrukce tvoří jedna či dvě kovové (karbonové) tyče o průměru 3-4,5 mm, na které jsou přidělány nastavitelné svorky sloužící k optimalizaci zlomeniny. Hlavními výhodami této metody jsou její jednoduchost a šetrnost vůči měkkým tkáním, které jsou poškozeny jen minimálně. Na druhou stranu vytváří pacientovi určitý diskomfort a je u nich vyšší riziko vzniku infekce v okolí zavedených šroubů [14, 17, 18].



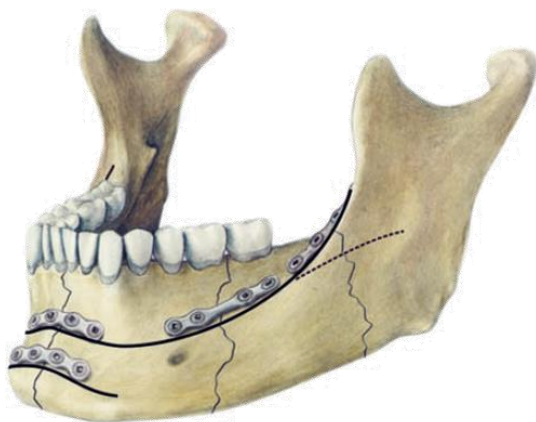
Obrázek 6.7: Osteosyntéza pomocí zevního fixátoru [55]

6.3.5 Rigidní (stabilní) osteosyntéza

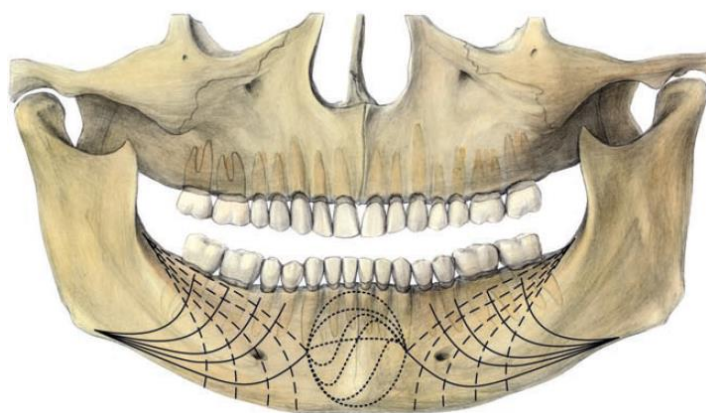
Podstatou je otevřená repozice fragmentů a následná vnitřní fixace (z angl. ORIF) pomocí šroubovaných kostních dlah typu mini, midi, mikro nebo makro-plate systému. Nejčastěji se používají titanové destičky různých tvarů (rovné, L-typ, T-typ apod.) a velikostí s předvrtanými otvory. Tyto fixátory se aplikují přímo na kost a umožňují její aktivní funkci během hojení. Fixují se přes lomnou linii pomocí monokortikálních nebo spongiózních šroubů, přičemž se šroub v kosti nesmí protáčet. V takovém případě je nutné použít pohotovostní šroub (emergency screw), který je o 0,3 mm širší a zamezí uvolnění celé dlahy [9, 13]. Mezi nejznámější výrobce těchto fixátorů patří např. Synthes[®], Medartis[®] nebo KLS Martin. Největším tuzemským producentem je firma Medin[®], která mimo jiné spolupracuje s řadou univerzit a vysokých škol, mezi které se řadí i VUT v Brně.

Z biomechanického hlediska navrhl nejvhodnější umístění minidlah Champy (viz obr. 6.8), který na 2D modelech fraktury dolní čelisti simuloval rozložení tahových a tlakových sil při žvýkání. Tenzní zóna vzniká při horním okraji těla mandibuly, v oblasti dolního okraje naopak dochází ke kompresi. Proměnlivé síly a torze pak působí převážně

v bradovém úseku (viz obr. 6.9). V přední části dolní čelisti se zpravidla aplikují dvě horizontálně orientované dlahy, v zadní části těla mandibuly postačuje jedna, šikmo orientovaná dlahy. Šroubky se do kosti zavádí tak, aby nepoškodily kořeny zubů v oblasti lomné linie nebo obsah mandibulárního kanálu [9].



Obrázek 6.8: Ideální linie osteosyntézy podle Champyho [22]



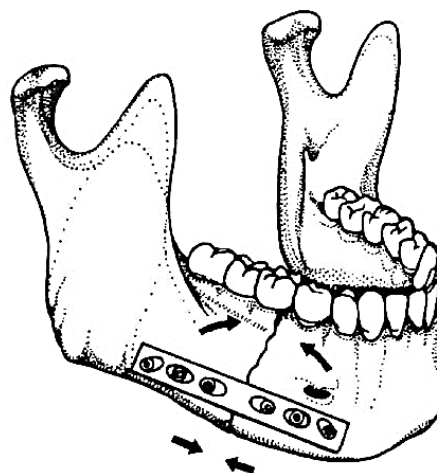
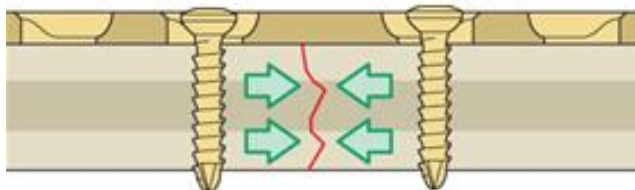
Obrázek 6.9: Síly působící na dolní čelist při skusu [22] tahové síly (čárkovaně), tlakové síly (souvle), torzní síly (tečkovaně)

6.3.5.1 Kompresivní osteosyntéza

Tato metoda poskytuje vysokou stabilitu úlomků a zajišťuje ideální hojení zlomeniny i při funkční zátěži poraněné kosti. K fixaci úlomků využívá speciálních titanových destiček, které se pod kontrolou zraku šroubují k dolní čelisti [9]. Díky oválným, zešikmeným otvorům, které dovolují sklon šroubu až 25°, dochází při dotahování šroubů ke kompresi fragmentů v lomné linii (DCP systém), což lze vidět na obr. 6.10. Tyto dlahy se umísťují ke spodní hraně mandibuly, přičemž je nezbytné čelist zafixovat i při jejím horním okraji v oblasti tenze [21].

Dodatečnou fixaci eliminují kostní dlahy, které mají uprostřed axiální kompresivní otvory a bočně od nich otvory vertikální nebo zkosené pod úhlem až 75°, což zajišťuje kompresi u dolního okraje mandibuly a zároveň i axiální tlak v alveolární části (EDCP systém). Aplikují se z extraorálního i vnitřního přístupu a k jejich upevnění se využívají samovrtné nebo samořezné šrouby. Indikací tohoto způsobu jsou všechny fraktury s dobrou kvantitou kostní tkáně, jako např. většina jednoduchých zlomenin. Nelze je aplikovat na tříštivé nebo úbytkové fraktury a atrofické bezzubé čelisti [21, 33].

V současné traumatologii je tato metoda téměř nahrazena nekompresivními kostními dlahami [9].



Obrázek 6.10: Osteosyntéza kompresivní dlahou [9, 59]

6.3.5.2 Osteosyntéza tažným šroubem

Další technikou kompresivní osteosyntézy je nitrokostní tažný šroub (lag screw). Zavádí se do kosti kolmo na linii lomu (viz obr. 6.11 a 6.12) a po jeho dotažení dochází k pevnému spojení kostních úlomků fraktury pod tlakem. V kompaktě úlomku blíže hlavici šroubu se předvrtá kluzný kanál, který je širší než průměr závitové části šroubu, ve fragmentu vzdálenějším pak trakční otvor odpovídající uchycení závitů. Aplikací dvou nebo tří tažných šroubů dojde k zamezení rotace a neutralizaci ohybových a sřizných sil [9, 21].

Po dotažení dochází ke koncentraci napětí v oblasti hlavy šroubu, což je mnohdy příčinou vzniku mikrofraktur. Řešením tohoto problému jsou adaptivní podložky s kulovým zahloubením (viz obr. 6.12), které rozprostřou sílu po celém povrchu fragmentu a díky excentrickému otvoru ve spodní části se přizpůsobí jakémukoliv úhlu šroubu. Indikací této metody jsou nejčastěji fraktury kondylárních výběžků dolní čelisti a oblasti brady, dále pak dlouhé, sagitální zlomeniny těla mandibuly [14, 22]. Hlavní výhodou této metody je dosažení optimálního kontaktu lomných ploch mezi fragmenty za použití minima materiálu, což umožňuje dokonalé zhojení kosti [14].



Obrázek 6.11: Osteosyntéza pomocí tažného šroubu [14]

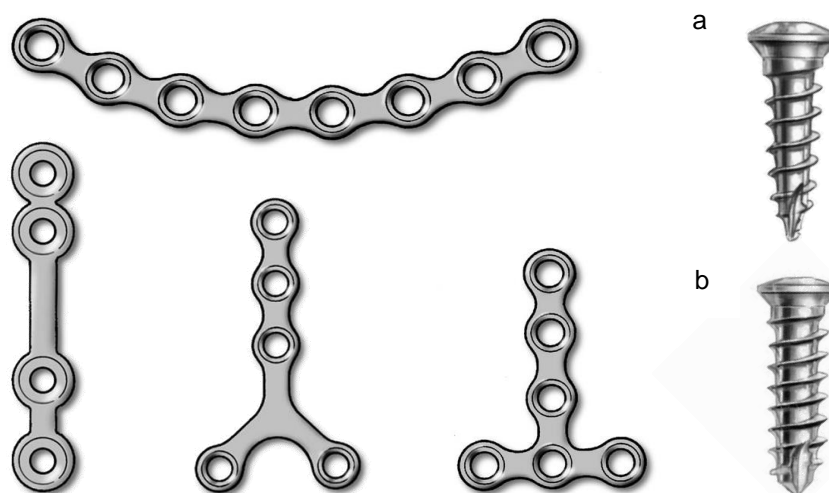


Obrázek 6.12: Příklad použití pomocné adaptivní podložky s kulovým zahloubením [14]

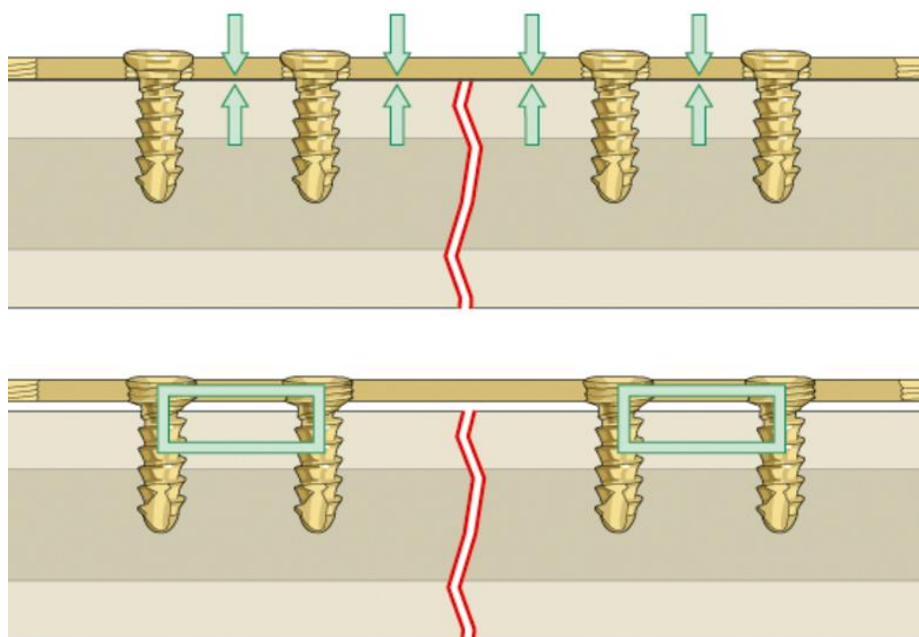
6.3.5.3 Nekompresivní osteosyntéza

Tato metoda, známá především pod pojmem „miniplate“, je v dnešní době jednou z nejpoužívanějších a nejrozšířenějších metod osteosyntézy v maxilofaciální chirurgii. Ke spojení kostních fragmentů se používají miniaturní dlahy obvykle tloušťky 1 mm, které jsou k dolní čelisti připevněny samořeznými šrouby převážně o průměru 2,0 mm a délce 5-7 mm (viz obr. 6.13). Ty jsou do kosti zaváděny z intraorálního přístupu přibližně kolmo na plochu dlahy. V dnešní době se vyrábí i celá řada silnějších dlah s bikortikálními šrouby o průměru 2,4 mm. Na jednoduché fraktury se obvykle aplikují krátké dlahy se dvěma až třemi šrouby na každé straně lomu, kdežto u zlomenin komplikovanějších je třeba použít dlahy delší a větší počet šroubů (u některých dlah až 36). Tato technika zajišťuje dokonalé zhojení zlomeniny i při funkční zátěži, bez nutnosti použití intermaxilární fixace a je indikována u všech jednoduchých a dvojíých zlomenin těla a úhlu dolní čelisti [9, 22].

V poslední době vývoj osteosyntézy směřuje k omezení kontaktní plochy mezi dlahou a kostí (LCP systémy) a zároveň k tzv. „biologické osteosyntéze“ výrazně šetřící vitalitu kosti a měkkých tkání. Mezi tyto systémy patří např. úhlově stabilní dlahy (locking plates), které mají otvory kulaté nebo oválné, opatřené závitem. Další závit je na hlavičce šroubu, čímž je zajištěna úhlová stabilita osteosyntézy a nedochází tak k zatížení povrchu kosti tlakem, deformaci dlahy nebo uvolnění šroubu (viz obr. 6.14). Na rozdíl od jiných systémů se síly přenáší pouze na dlahu a přilehlou kompaktu, což umožňuje zavedení monokortikálních šroubů a co nejlepší perfuzi (prokrvení) tkání pod dlahou. Šroub musí být do kosti zaveden ve striktně kolmém směru na plochu dlahy. Na trhu jsou dnes rovněž dlahy umožňující fixaci dvojitým způsobem, tedy zajištěnými (locking) šrouby i standardními šrouby bez závitu, které je možné zavádět pod různým úhlem [9, 16, 23].



Obrázek 6.13: Příklad různých typů nekompresivních dlah a šroubů [56]
(a) samovrtný šroub, (b) samořezný šroub

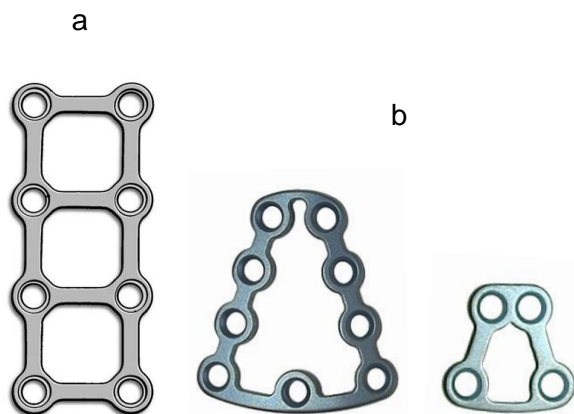


Obrázek 6.14: Sílové působení na kost při použití konvenčních šroubů (nahore) a „locking“ šroubů (dole) [57]

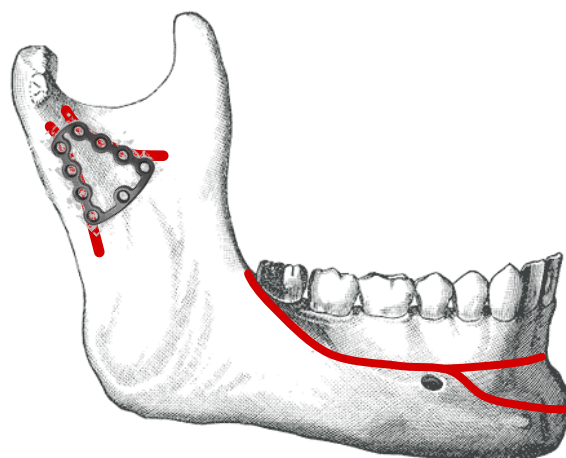
6.3.5.4 Trojrozměrné (3D) dlahy

Základní koncept těchto dlah vychází z čtyřúhelníkového tvaru, který představuje geometricky stabilní konfiguraci. Na trhu jsou k dispozici dlahy čtvercové (2x2 otvory) a čtvercové či obdélníkové dlahy (3x2 nebo 4x2 otvory). K fixaci se používají monokortikální šrouby, které se do kosti zavádí zpravidla intraorálním způsobem. Na rozdíl od dlah standardních, které jsou obvykle síly 2 mm, je tloušťka 3D dlah zredukována na polovinu, přičemž je stabilita obou implantátů stejná. Z biomechanického hlediska nabízí tyto dlahy příznivější chování než běžný „miniplate“ systém. Podle různých výzkumů mají lepší pevnost v ohybu či krutu a vydrží namáhání tahem o velikosti až 690 N, což je téměř hodnota maximálního zatížení dolní čelisti. Mezi hlavní výhody 3D systémů patří jejich jednoduchá aplikace, dále pak použití menšího množství dlah a šroubů než u „miniplate“ systému a s tím i snížení celkových nákladů na léčbu, menší riziko vzniku infekce a kratší operační doba. Tyto dlahy se nejčastěji aplikují k léčbě jednoduchých zlomenin těla a úhlu mandibuly jako alternativa tradičních kostních dlah [35, 36].

Jinou variantou trojrozměrných implantátů jsou lichoběžníkové TCP dlahy (viz obr. 6.15), sloužící k ošetření kondylárního výběžku. Byly vyvinuty na základě biomechanických studií, které vycházejí z Champyho konceptu, rozšířeného Meyerem [34] na oblast větve a kloubního výběžku mandibuly. Podle rozložení tahových a kompresivních sil při žvýkání byla v této oblasti určena ideální linie osteosyntézy (viz obr. 6.16). TCP dlahy se zavádí zpravidla z malých kožních incizí (max 25mm) v oblasti pod uchem po předchozí otevřené repozici kostních úlomků. Jejich lichoběžníkový tvar poskytuje optimální stabilitu zlomeniny i při funkčním zatížení a velmi dobrou odolnost dlahy vůči lokálním napětím. Vyrábí se v různých velikostech, což umožňuje jejich aplikaci na většinu kondilárních a subkondilárních zlomenin [37, 38].



Obrázek 6.15: Příklad 3D dlah [38, 56]
(a) obdélníková 4x2, (b) lichoběžníková



Obrázek 6.16: Ideální linie osteosyntézy rozšířené na oblast větve a kloubního výběžku mandibuly [34]

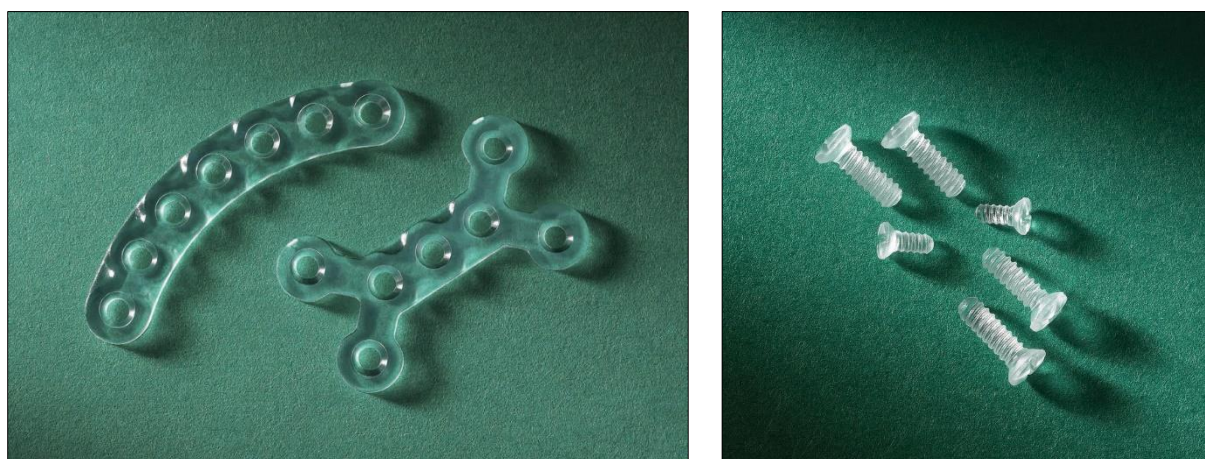
6.3.6 Biodegradabilní dlahy

V dnešní době se vývoj fixátorů zlomenin orofaciální oblasti zaměřuje především na biologicky degradabilní materiály (viz obr. 6.17). Mezi nejznámější patří polymery kyseliny mléčné (PLA), glykolové (PGA), nebo paradioxanonu (PDS). Tyto materiály se vzhledem k jejich poměrně nízké pevnosti v tahu, tlaku a stříhu (viz tab. 6.1) používají jen u fraktur, u kterých jsou kostní úlomky těmto silám vystaveny jen minimálně. Nevýhodou je také nelineární průběh tahové síly v závislosti na momentu dotahování [9, 39].

Uvedené polymery 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 proto se aplikují jen u rychle se hojících zlomenin. Pokud je nutná fixace fragmentů na delší dobu, 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 [9]. Jejich degradabilní funkce se aktivuje ponořením do vody o teplotě 55 °C, přičemž se dají i lehce tvarovat [39]. Hlavní výhodou biodegradabilních materiálů je především jejich neškodnost vůči organismu bez nutnosti dodatečného odstranění a jejich poměrně nízká cena oproti titanovým dlahám [9, 39]. Mezi přední výrobce těchto fixátorů patří např. Inion[®], Biomet[®] nebo ConMed.

Biodegradabilní polymery			
Materiál	E [MPa]	R _m [MPa]	R _{mt} [MPa]
PLA	2 700	100-150	20-30
PGA	6 500	55-80	340-920

Tabulka 6.1: Materiálové charakteristiky vybraných polymerů [40, 41]



Obrázek 6.17: Příklady biodegradabilních dlah a šroubů [42]

7. Materiál fixátorů

Na materiály použité k výrobě stabilizačních minidlah jsou kladeny vysoké nároky. Měli by splňovat následující kritéria [43]:

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

Z hlediska biokompatibility se dále materiály dělí do tří základních skupin [2, 44]:

- 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

Těmto požadavkům nejlépe odpovídá titan, který je díky svým výborným vlastnostem v současné době nepoužívanějším osteosyntetickým materiálem. 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 [9]. Z ekonomického hlediska se používají tzv. technicky čisté titany, které obsahují další prvky (kyslík, železo, vodík, uhlík, dusík). Podle obsahu těchto příměsí se běžně dělí do čtyř základních skupin CP-Ti 1 až CP-Ti 4 (viz tab. 7.1) [44, 45, 46].

Za účelem zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět slitiny typu α - β . Mezi nepoužívanější patří např. slitiny Ti-6Al-4V a Ti-6Al-7Nb jejichž mez pevnosti dosahuje hodnot 800-1250 MPa. Vyznačují se dobrou tažností a únavovými vlastnostmi, na druhou stranu mají nižší odolnost vůči korozi [45, 46].

Slitiny titanu				
Skupina	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]
Titan	116 000	0,34	140	220
CP-Ti 1	103 000	0,3	170	240
CP-Ti 2	103 000	0,3	275	345
CP-Ti 3	103 000	0,3	380	450
CP-Ti 4A	104 000	0,3	483	550
CP-Ti 4B*	104 000	0,3	520	680
Ti-6Al-7Nb	105 000	0,3	800	900
Ti-6Al-4V	114 000	0,3	825	895

* tvářeno za studena

Tabulka 7.1: Materiálové charakteristiky slitin titanu [45, 46]

Pro oblasti medicíny využívající implantabilní kovové materiály se také nabízí možnost využití objemového nanostrukturního titanu (nTi). Jeho výroba spočívá v tváření vstupního titanu technologií SPD – těžkou plastickou deformací, přičemž se zmenší velikost zrna do řádu nanometrů (<100 nm). Během tohoto procesu zůstávají chemické vlastnosti stejné, avšak mechanické vlastnosti se výrazně zlepší ve vztahu k pevnosti (viz tab. 7.2). Nanostrukturní titan překonává svými měrnými mechanickými vlastnostmi ostatní osteosyntetické materiály, s čímž je však spojeno i značné navýšení nákladů [47].

Nanostrukturní titan				
Materiál	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]
nTi	100 000	0,3	1240	1200

Tabulka 7.2: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu [47]

Další variantou jsou slitiny na bázi Co-Cr (Vitallium[®]), které rovněž vykazují dobré mechanické charakteristiky (viz tab. 7.3). Vzhledem k vysoce legovanému stavu těchto materiálů však dochází v prostředí tělních tekutin ke galvanické korozi a následné tkáňové metalóze³ [9, 48]. V podstatě se v aplikacích vyskytují dva typy slitin [48]:

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

Slitiny na bázi Co-Cr				
Materiál	E [MPa]	μ [-]	R _e [MPa]	R _m [MPa]
F75 (litá)	248 000	0,3	450	655
F90 (kovaná)	242 000	0,3	379	896

Tabulka 7.3: Materiálové charakteristiky slitin Co-Cr [48]

V poslední době se vývoj osteosyntetických materiálů zaměřuje především na biologicky degradabilní materiály, které jsou popsány v kapitole 6.3.6.

³ Mikročástice materiálu jsou přenášeny do vzdálených míst v organismu

8. Rešeršní studie týkající se výpočtového modelování

Před samotným řešením je nejprve nutné získat základní informace o daném problému. Za tímto účelem byla provedena rešerše dostupné literatury.

8.1 Literatura zabývající se anatomii

Anatomie 1, Radomír Čihák [1]

V této knize je přehledně popsána anatomie lidského těla. Je zde uvedeno např. obecné anatomické názvosloví a složení tkání, kterému je potřeba porozumět pro dobrou orientaci v dané terminologii. Dále je zde popsán pohybový aparát, jednotlivé kosti lidského skeletu a jejich stavba. V poslední části jsou uvedeny funkce a názvosloví jednotlivých svalů.

8.2 Literatura zabývající se výpočtovým modelováním

Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching, Koriath T.W.P. a Hannam A.G. [51]

V tomto článku se autoři zabývají deformací lidské čelisti při skusu. V roce 1994 vytvořili trojrozměrný model mandibuly zatížený silami žvýkacích svalů, přičemž do řešené soustavy zahrnuli i temporomandibulární kloub a kompletní dentici (chrup). Kortikální kostní tkáň modelovali s využitím lineárního ortotropního modelu materiálu (různé mechanické a teplotní vlastnosti ve třech vzájemně kolmých směrech). Pro ostatní tkáně použili lineární izotropní model materiálu. K řešení problému využili výpočetní modelování metodou konečných prvků.

The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs, Frost Harold M. [49]

Autor tohoto článku jako první poukázal na to, že kostní tkáň se v průběhu života jedince svou strukturou a tvarem přizpůsobí dlouhodobé mechanické zátěži. Podle předpokladu existence zpětné vazby mezi vnitřním napětím v kosti a její pevností vytvořil dnes běžně používanou teorii mechanostatu. Podle Frostovy hypotézy byly vymezeny čtyři stádia kostní tkáně v závislosti na jejím přetvoření.

Comparative Finite Element Analysis of the Biomechanical Stability of 2.0 Fixation Plates in Atrophic Mandibular Fractures, Vajgel André, Camargo Igor Batista et al. [52]

V této práci autoři porovnávají fixační „locking“ dlahy různých profilů, aplikovaných na model dolní čelisti s úbytkovou frakturou v oblasti úhlu, pomocí konečnoprvkové metody. Vytvořili čtyři modely fixátorů s rozdílnou tloušťkou (1 – 2,5 mm), k jejichž připevnění použili ve všech případech šest šroubů (tři na každém kostním fragmentu). Pro řešení předpokládali skus v oblasti řezáků a levých molárů při zatížení odpovídající tahovým silám svalů během mastifikace. Model materiálu kortikální kosti zvolili lineární ortotropní, pro kost spongiózní a titan lineární izotropní.

Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy, Narra Nathaniel, Valášek Jiří, Marcián Petr et al. [53]

Podobně jako v předchozím článku, i v této publikaci autoři porovnávají mechanické vlastnosti dvou různých provedení fixátorů, pomocí metody MKP. V tomto případě šlo o léčbu dvou pacientů s ameloblastomem (nezhoubným nádorem), k jehož odstranění musela být chirurgickým zákrokem odoperována i velká část dolní čelisti. Hlavním rozdílem mezi použitými dlahami byl v jejich délce a v počtu použitých šroubů. Jednotlivé modely materiálů autoři zvolili stejně jako v předešlém článku.

8.3 Katalogy

2.0 mm Mandible Locking Plate System: Advanced plating system for trauma, microvascular reconstruction, and orthognathic surgery [54]

Implant Materials: Unalloyed Titanium, Disegi John [46]

V prvním z těchto katalogů jsou uvedeny typy a rozměry úhlově stabilních „locking“ fixátorů zlomenin dolní čelisti dodávané firmou Synthes, dále pak postupy jejich aplikace, výhody těchto fixátorů a používané typy šroubů.

Další katalog uvádí podrobné informace o materiálech fixátorů (titan a jeho slitiny) poskytovaných tímto výrobcem. Je v něm popsána jejich výroba (množství přídavných prvků), mikrostruktura, fyzikální, mechanické a chemické vlastnosti, dále pak povrchové úpravy těchto materiálů a jejich chování v organismu (biokompatibilita).

9. Výpočtové modelování

Pro posouzení mechanického chování soustavy zlomené dolní čelisti s fixátorem je vhodné využít výpočtové modelování. Bylo zvoleno řešení pomocí metody konečných prvků MKP, která je v současnosti nejefektivnější a nejrozšířenější numerickou metodou.

K vyřešení problému bylo zapotřebí vytvořit čtyři dílčí modely, které jsou popsány v následujících kapitolách.

9.1 Model geometrie

Řešená soustava se skládá ze zlomené dolní čelisti a dvou párů fixátorů, které jsou ke kostním fragmentům připevněny samořeznými šrouby. Pro výpočet byla uvažována jednoduchá fraktura v oblasti úhlu na obou stranách mandibuly. Díky symetrii dané soustavy byl výpočtový model zjednodušen a realizován jen pro jednu polovinu, což značně snížilo počet síťových elementů a zkrátilo dobu výpočtu.

Pro řešení daného problému byly z katalogu firmy Synthes vybrány dvě úhlově stabilní dlahy rozdílných délek s příslušnými monokortikálními šrouby. Tyto fixátory mají kulaté otvory opatřené závitem (locking system), přičemž závit je také na hlavičce šroubu (viz kap. 6.3.5.3). Při tomto způsobu fixace nedochází ke kontaktu kosti s fixátorem a tím pádem ani k zatížení povrchu kompakty tlakem (viz obr. 9.1).



Obrázek 9.1: Vytvořeno v programu Autodesk Inventor
(mezera v rozsahu 0,2 - 0,5 mm)

Model geometrie fixátorů (viz obr. 9.2) byl zhotoven v parametrickém 3D modeláři Autodesk Inventor 2016. Jednotlivé dlahy byly vytvořeny pomocí základních příkazů, jako je vysunutí, díra, zkosení, zaoblení nebo ohnutí součásti. Podle katalogu byla zvolena nepoužívanější tloušťka profilu 1 mm a průměr díry odpovídající průměru hlavy šroubu 1,8 mm. Jednotlivé délky byly voleny s ohledem na geometrii čelisti a lomovou linii tak, aby byly šrouby do kosti „zavrtány“ v dostatečné vzdálenosti od lomové plochy.



Obrázek 9.2: Model geometrie vytvořených fixátorů

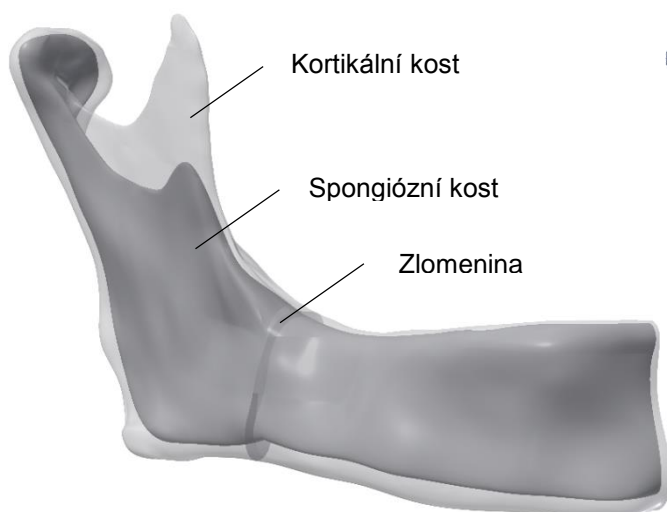
K uchycení fixátoru byly použity samořezné monokortikální šrouby o průměru 2 mm, opatřené na hlavě závitem s jemným stoupáním (viz obr. 9.3). Kvůli složité geometrii šroubů byl model zjednodušen (uvažovaly se jen válcové plochy bez závitů – vnější průměr závitu), díky snížení počtu elementů se urychlil výpočet. K vytvoření byly použity prvky rotovat, zaoblení a zkosení. Výška hlavy odpovídala tloušťce fixátoru 1 mm. Délky jednotlivých šroubů byly různé v závislosti na proměnlivé tloušťce kosti.



Obrázek 9.3: „Locking“ šroub (vlevo) a zjednodušený model (vpravo)

Model mandibuly, vytvořený v programu STL Model Creator ze série CT snímků s následnými úpravami v programu SolidWorks, byl dodán vedoucím práce Ing. Petrem Marciánem, Ph.D. V softwaru Autodesk Inventor byla čelist rozdělena řezem na dvě části pomocí roviny symetrie, procházející polovinou alveolárního výběžku. Následně byla levá část čelisti odstraněna, a jak již bylo uvedeno, řešení dále probíhalo jen pro polovinu mandibuly (viz obr. 9.4). Lomová linie byla vytvořena v oblasti úhlu za pomoci příkazů rovina a rozdělení.

Všechny tyto prvky byly následně vloženy do režimu sestavy, kde se za pomoci nástrojů vazby, otočení a posunutí součásti vytvořila výsledná soustava zobrazená na obrázku 9.5. Ta byla dále importována do výpočtového softwaru Ansys Workbench, kde byly s použitím integrovaného modeláře zhotoveny díry pro šrouby. Toho bylo dosaženo použitím Booleovských operací, odečtením objemových částí kortikální a spongiózní vrstvy podle jednotlivých šroubů.



Obrázek 9.4: Model geometrie zlomené čelisti



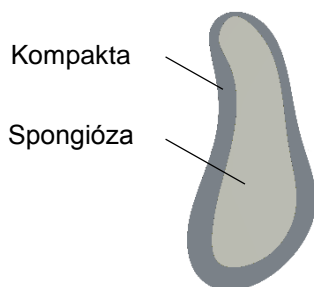
Obrázek 9.5: Výsledný model geometrie soustavy

9.2 Model materiálu

Jak již bylo uvedeno, dolní čelist se skládá ze dvou typů kostní tkáně (na povrchu kompakta, uvnitř spongióza) s odlišnými mechanickými vlastnostmi, které závisí na její struktuře, směru zatížení, věku pacienta apod. V této práci byla zvolena nejpoužívanější úroveň modelu kostní tkáně s netráměčkovou strukturou spongiózní kosti (viz obr. 9.6).

Materiál fixátorů a šroubů je nutné zvolit tak, aby byla zajištěna biologická snášenlivost okolních tkání (viz kap. 7). Tuto vlastnost splňuje titan, který je nejpoužívanějším kovem v těchto aplikacích. Pro řešení byla zvolena dlaha ze slitiny Ti-6Al-4V, dodávaná firmou Synthes.

Vzhledem k úrovni řešené soustavy je model materiálu všech prvků považován za homogenní, izotropní a lineárně pružný (Hookovský model). Pro popis těchto vlastností stačí znát dvě materiálové charakteristiky, kterými jsou Youngův modul pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovo číslo μ [-]. Jejich hodnoty použité pro řešení výpočtového modelu jsou uvedeny v tabulce 9.1.



Použité materiály		
Materiál	E [MPa]	μ [-]
Kost spongiózní	1 500	0,3
Kost kortikální	15 000	0,25
Ti-6Al-4V	114 000	0,3

Obrázek 9.6: Zjednodušený model kostní tkáně

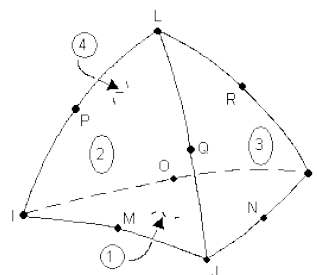
Tabulka 9.1: Mechanické vlastnosti použitých materiálů

9.3 Diskretizace modelu – tvorba sítě

Model geometrie soustavy dolní čelisti s jednotlivými fixátory a šrouby byl v modeláři Autodesk Inventor uložen v datovém formátu SAT, který umožňuje převádět objemovou geometrii, plochy a křivky. Tento soubor byl následně importován do prostředí programu Ansys Workbench.

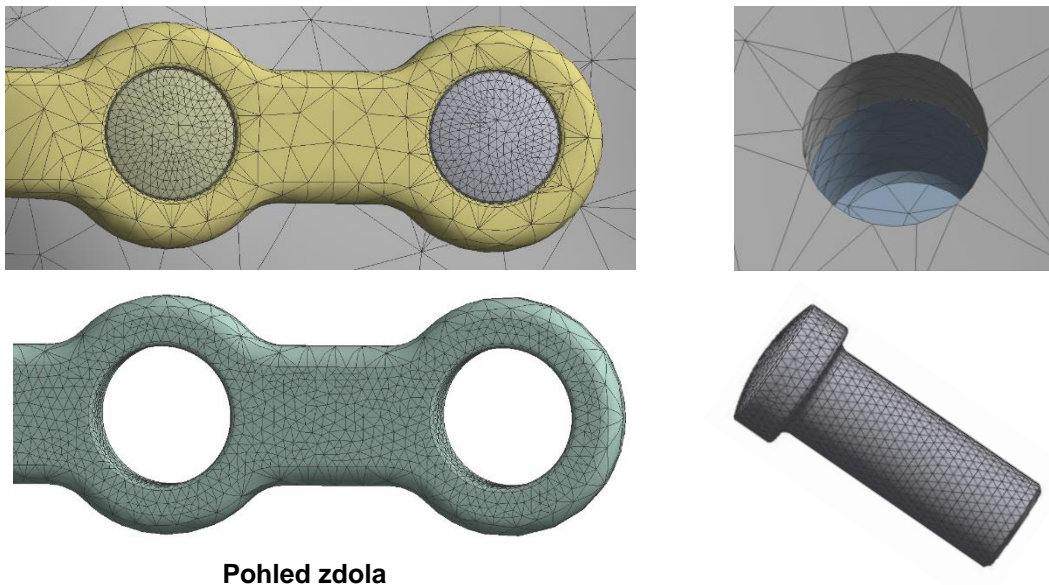
Pro řešení problému metodou MKP je nezbytné rozdělit řešenou oblast na konečný počet prostorových nebo rovinných podoblastí (elementů). Tyto prvky, určené typem a velikostí, jsou navzájem spojeny uzlovými body a dohromady tvoří síť, která svojí kvalitou ovlivňuje přesnost výsledků a dobu výpočtu. Zvýšením počtu elementů dosáhneme i vyšší úrovně řešení a přesnějších výsledků, avšak výpočet bude trvat déle. Proto je vhodné provést diskretizaci tak, aby bylo možné daný model v přijatelném čase vyřešit.

K vytvoření sítě byl použit automatický generátor programu Ansys s následným zjemněním prvků v oblastech koncentrace napětí. Tato síť byla vytvořena pomocí kvadratických čtyřstěnnů typu SOLID 187, které lze použít na téměř libovolnou geometrii modelu. Tyto prvky jsou definovány deseti uzly (viz obr. 9.7), přičemž každý z nich má tři stupně volnosti (posuvy ve směrech x , y , z).



Obrázek 9.7: Prvek SOLID 187 [61]

Zjemnění sítě bylo aplikováno na povrchy šroubů (0,2 mm), válcové a spodní plochy fixátorů (0,2 mm), dále pak na válcové plochy děr v kosti (0,5 mm). Velikost prvků kompaktní a spongiózní kosti byla generována automaticky (viz obr. 9.8).

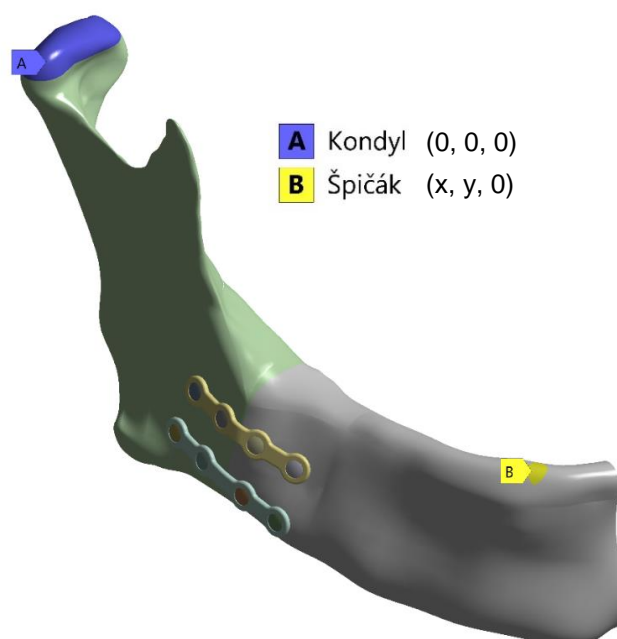


Obrázek 9.8: Hustota sítě jednotlivých prvků

9.4 Model vazeb

Řešení výše popsaného výpočtového modelu pomocí konečnoprvkové metody vyžaduje jednoznačné určení těles v prostoru. To se zajistí předepsáním vhodných okrajových podmínek, které byly zvoleny tak, aby co nejlépe odpovídaly stavu čelisti při skusu.

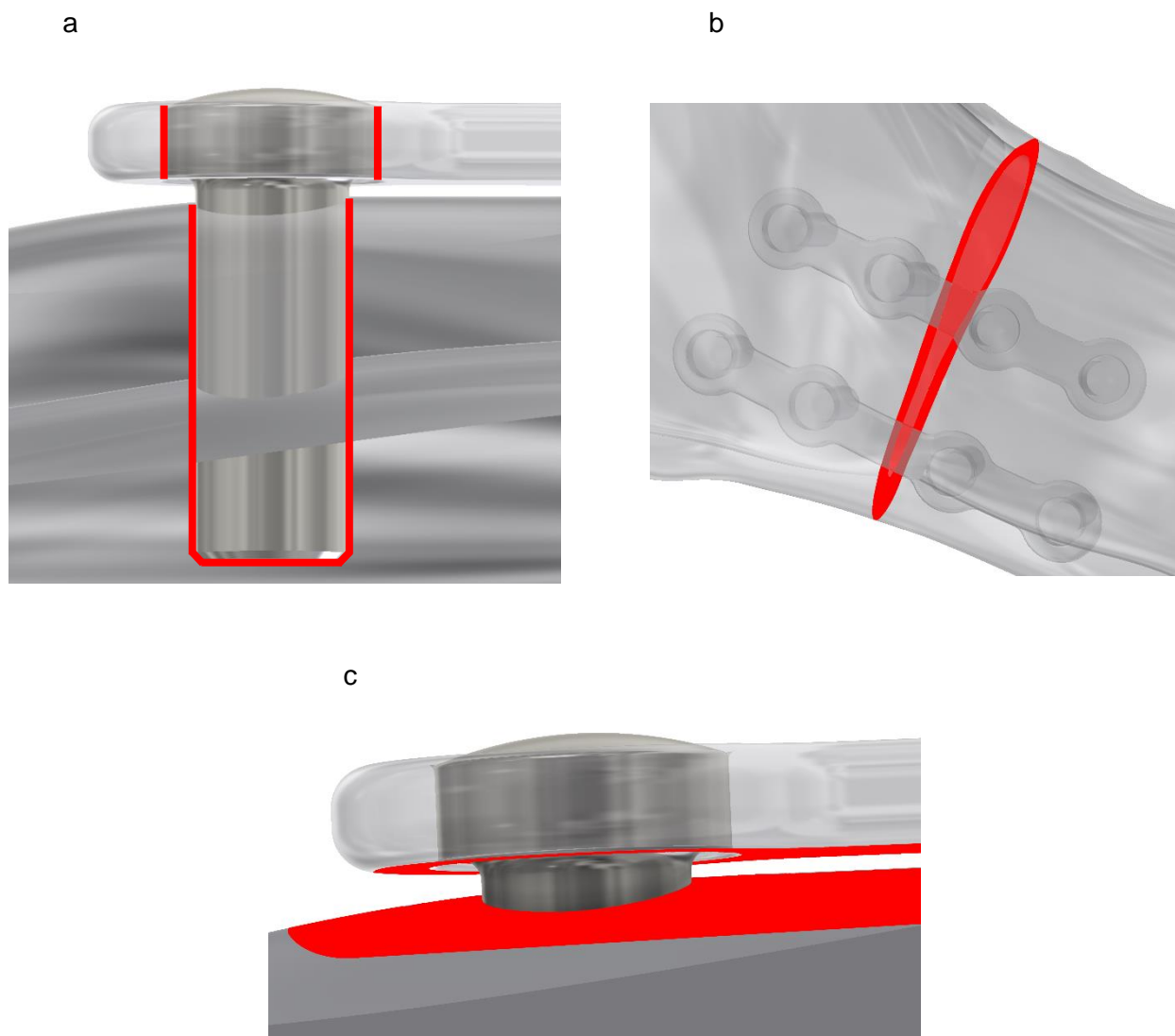
První z nich bylo zamezení všech posuvů na stykové kondylární ploše *caput mandibulae*. Kromě vazby v oblasti kloubu byl předepsán nulový posuv ve směru svislého pohybu čelisti (osa z) v místech obou špičáků, na které byl simulován skus (viz obr. 9.9).



Obrázek 9.9: Vstupní okrajové podmínky (zamezení posuvů)

Kontaktní vazby mezi jednotlivými komponentami (viz obr. 9.10) byly vytvořeny pomocí dvojice prvků *Targe170* a *Contal174*. 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 spřažené konstrukce, kde jsou přiřazovány na povrchy objemových nebo skořepinových těles [61].

V závitových plochách na rozhraní kost - šroub a stejně tak mezi fixátory a jednotlivými hlavami šroubů byl zvolen kontakt typu BONDED (slepeno – pevné spojení). Mezi povrchy zlomených fragmentů byl použit kontakt typu FRICTIONAL (třecí) s koeficientem tření 0,3 převzatého z [53]. Stejně třecí podmínky byly rovněž předepsány na plochu kortikální kosti v oblasti pod fixátory a na jejich spodní část pro případ, že by došlo k vzájemnému styku těchto ploch.



Obrázek 9.10: Kontaktní vazby typu BONDED (a) a FRICTIONAL (b, c)

9.5 Model zatížení

K největšímu namáhání dolní čelisti dochází při okluzi, tj. v okamžiku, kdy jsou horní a dolní čelist, prostřednictvím zubu či více zubů (ať už se žvýkaným objektem nebo bez něj), v přímém kontaktu. Během tohoto procesu jsou v různém poměru zapojeny žvýkací svaly *m. masseter*, *m. temporalis*, *m. pterygoideus medialis* a *m. pterygoideus lateralis* (viz kap. 4.5). Úpony a funkce těchto svalů jsou uvedeny v tabulce 9.2.

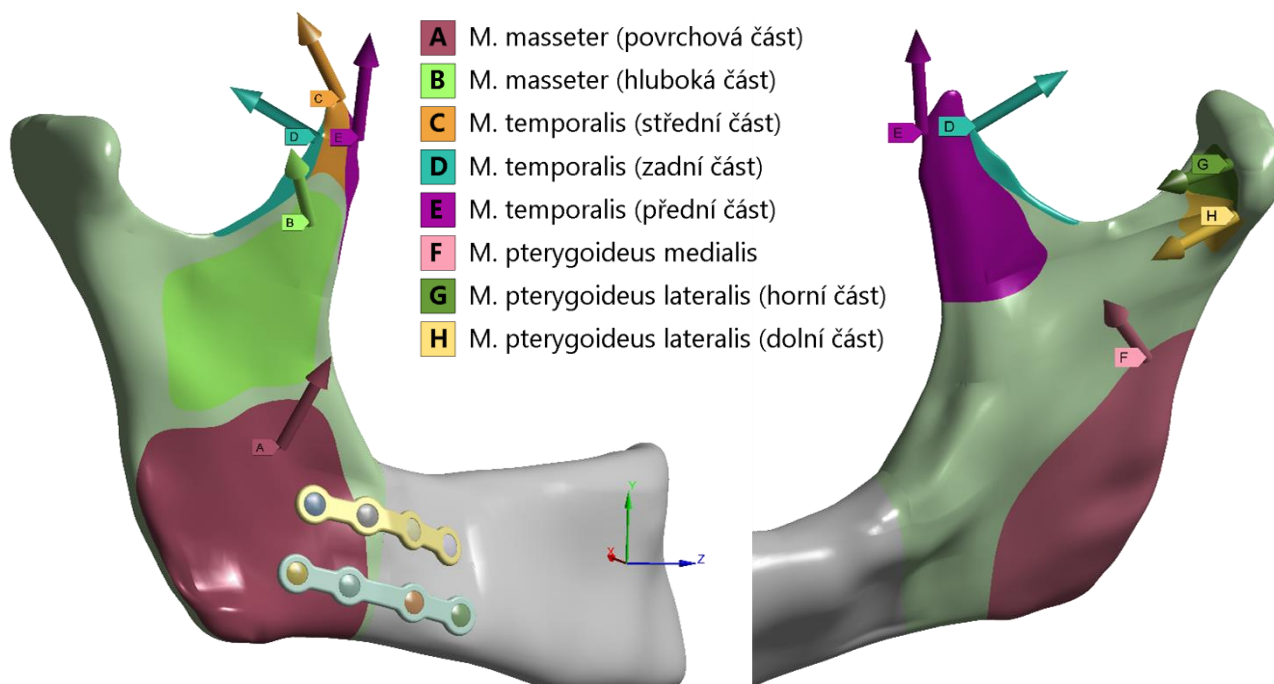
Žvýkací svaly		
Sval	Úpon	Funkce
<i>M. masseter</i>	<i>Ramus a angulus mandibulae</i> (na vnější ploše)	Zavírá a vysunuje čelist dopředu (elevace a protrakce)
<i>M. temporalis</i>	<i>Processus cronoideus</i> (na mediální ploše a na hrotu)	Zavírá a zatahuje čelist dozadu (elevace a retrakce)
<i>M. pterygoideus medialis</i>	<i>Ramus a angulus mandibulae</i> (na vnitřní ploše)	Zavírá ústa (elevace) a zvýrazňuje rozměňovací pohyb
<i>M. pterygoideus lateralis</i>	<i>Fovea pterygoidea</i> a pouzdro čelistního kloubu	Táhne čelist dopředu (protrakce) a zahajuje otevírání úst

Tabulka 9.2: Přehled žvýkacích svalů včetně jejich funkce [1]

Soustava s aplikovanými fixátory byla zatížena silami v místech úponů svalů, které byly modelovány v souladu s anatomickými poznatky (viz obr. 9.11). Na pravou a levou stranu čelisti byly předpokládány stejně velké síly, v závislosti na rovině symetrie. Směry svalů, vyjádřené směrovými kosiny a jednotlivé výslednice sil byly převzaty z [51] a jsou uvedeny v tabulce 9.3.

Silové působení žvýkacích svalů					
Sval	Část	cos x [-]	cos y [-]	cos z [-]	F [N]
<i>M. masseter</i>	povrchová	-0,207	0,884	0,419	190,4
	hluboká	-0,546	0,758	-0,358	81,6
<i>M. temporalis</i>	přední	-0,149	0,988	0,044	158,0
	střední	-0,222	0,837	-0,500	95,6
	zadní	-0,208	0,474	-0,855	75,6
<i>M. pterygoideus medialis</i>		0,486	0,791	0,373	174,8
<i>M. pterygoideus lateralis</i>	horní	0,761	0,074	0,645	28,7
	dolní	0,630	-0,174	0,757	66,9

Tabulka 9.3: Směrové kosiny a síly žvýkacích svalů (vzhledem k jednotnému souřadnému systému) [51]



Obrázek 9.11: Vstupní okrajové podmínky (síly žvýkacích svalů)

10. Prezentace a analýza dosažených výsledků

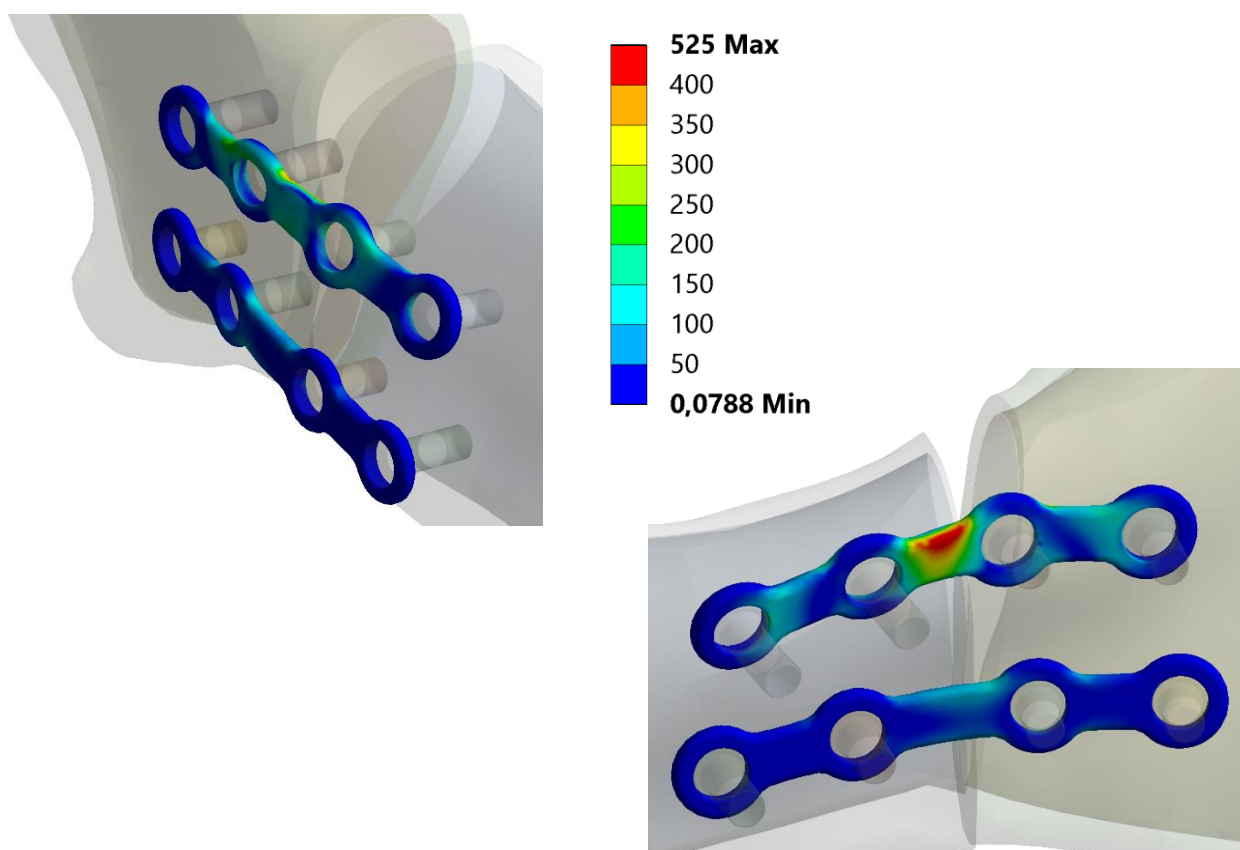
K vyhodnocení řešeného problému bylo analyzováno redukované napětí na fixátorech a šroubech, redukované přetvoření kostní tkáně, dále pak posuv modelu ve směru skusu (osa z) a jeho celková deformace. Výpočet byl realizován v již uvedeném programu Ansys Workbench 16.2, přičemž všechny vykreslené výsledky jsou zobrazeny v třicetišesti násobném zvětšení.

Jelikož bylo řešení úlohy s automatickou volbou nastavení výpočtu časově náročnější, byl zvolen iterační PCG řešič s přesností $1e-4$.

10.1 Redukované napětí na fixátorech

K tomu, aby při zatížení fixátoru nedošlo k překročení bezpečnosti vzhledem k meznímu stavu pružnosti a nevratným změnám, nesmí maximální hodnota redukovaného napětí překročit mez kluzu materiálu. Proto byla věnována pozornost redukovanému napětí dle von Misesa (podmínky HMM), které je pro posouzení daného problému nejvhodnější.

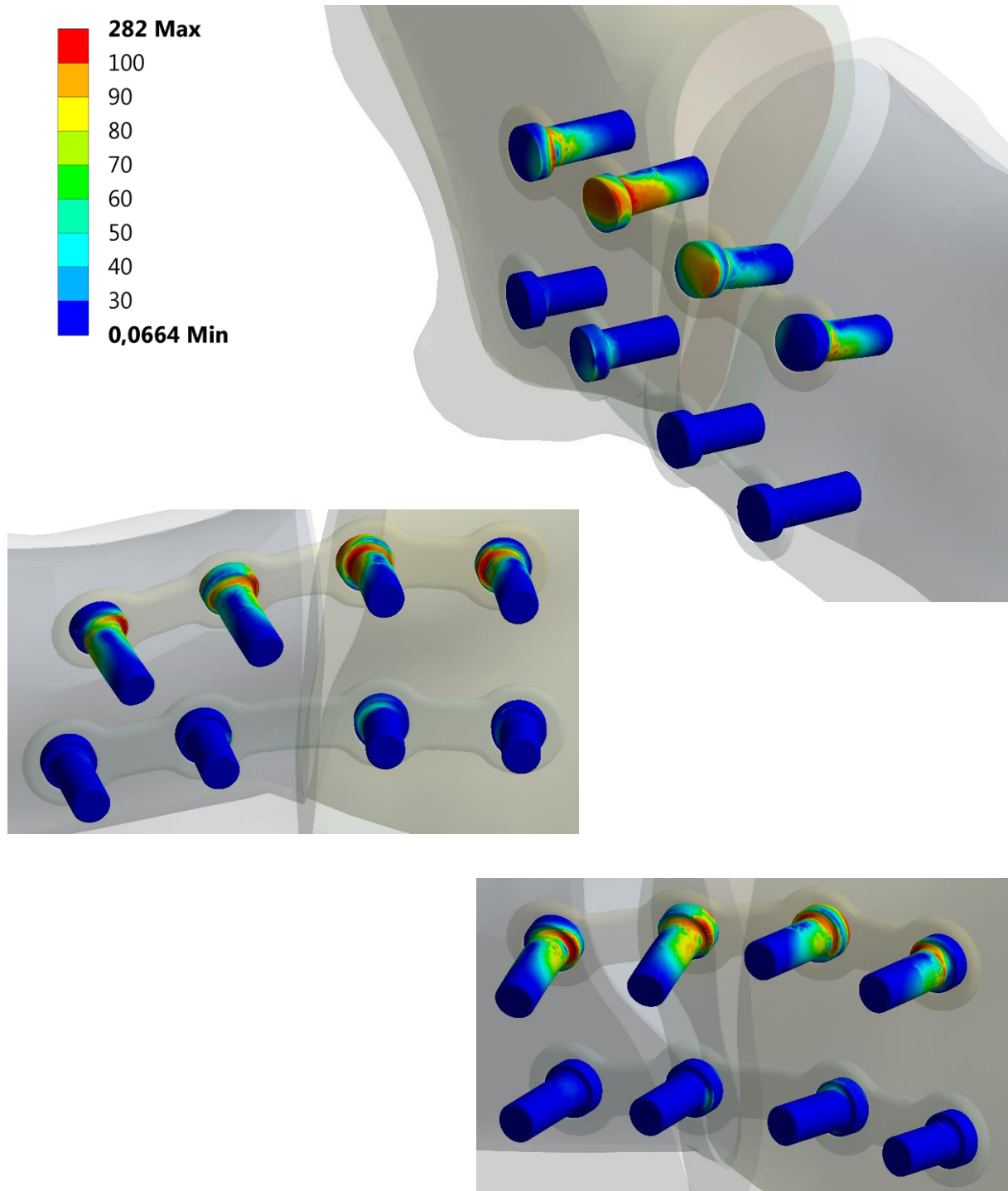
Zjišťované hodnoty napětí (viz obr. 10.1) byly maximální přibližně v polovině horního fixátoru, v oblasti vzniku tahových sil (viz obr. 6.9), a to 525 MPa. Vzhledem k tomu, že mez kluzu titanové slitiny Ti-6Al-4V je přibližně 825 MPa (viz tab. 7.1), k meznímu stavu pružnosti nedojde. Největší napětí na spodním fixátoru bylo přibližně 4x menší, rovněž v oblastech blíže linii lomu.



Obrázek 10.1: HMM redukované napětí [MPa] na fixátorech

10.2 Redukované napětí na šroubech

Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí byly získány u šroubů, nacházejících se rovněž v horní (tahové) části čelisti, a to především v oblasti hlavy šroubu a zaoblení (koncentrátoru napětí). Maximální hodnoty v tomto případě dosahují 282 MPa (viz obr. 10.2), přičemž napětí na dolních šroubech je oproti tomu téměř zanedbatelné.



Obrázek 10.2: HMH redukované napětí [MPa] na šroubech

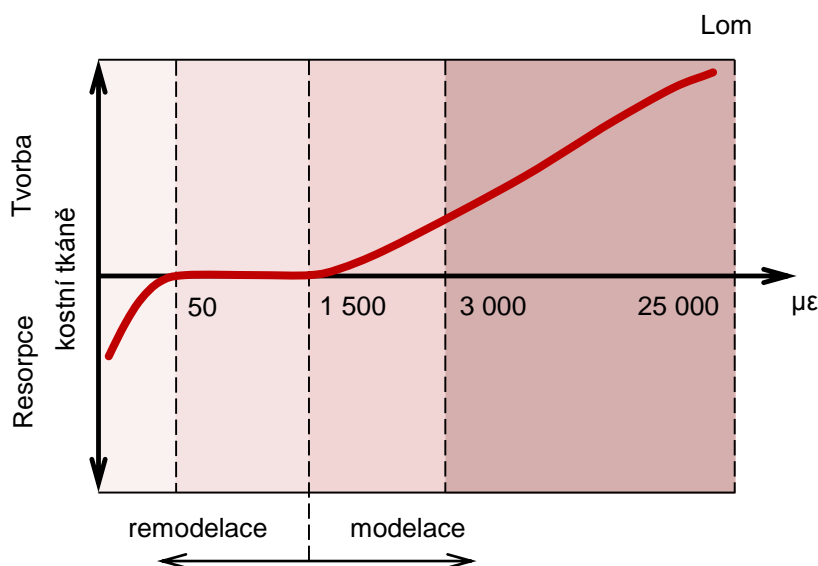
10.3 Redukované přetvoření kostní tkáně

Kostní tkáň reaguje na vnější zatížení změnou hustoty a tvaru. K analýze těchto změn je možné využít Frostovu hypotézu – mechanostat, popisující tvorbu a ztrátu (resorpci) této tkáně při zatížení [49]. Elastická deformace kosti se obvykle udává v $\mu\epsilon$ (micro-strain), přičemž 1000 $\mu\epsilon$ odpovídá 0,1% přetvoření [50].

Podle Frosta lze kostní tkáň rozdělit na základě hodnot přetvoření do čtyř stádií, v kterých se mohou nacházet (viz graf 10.1):

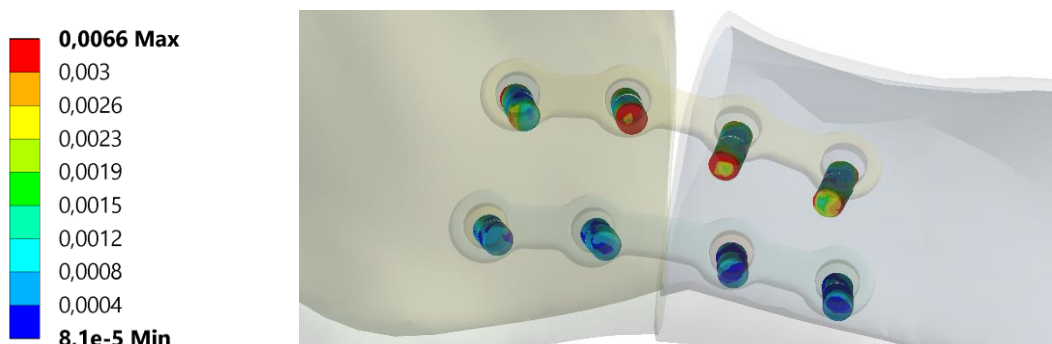
- 0 – 50 $\mu\epsilon$ nezatížený stav – dochází k snížení hustoty (úbytku) kostní tkáně
- 50 – 1500 $\mu\epsilon$ fyziologické zatížení – v kosti nedochází ke změnám (zdravý stav)
- 1500 – 3000 $\mu\epsilon$ mírné přetížení – nárůst hustoty kostní tkáně
- 3000 – 25000 $\mu\epsilon$ patologický stav – rychlý nárůst hustoty kostní tkáně vedoucí k lomu

Pod hranicí 1500 $\mu\epsilon$ se kost obnovuje (remodelace), nad touto hodnotou dochází k nárůstu její hustoty (modelace)

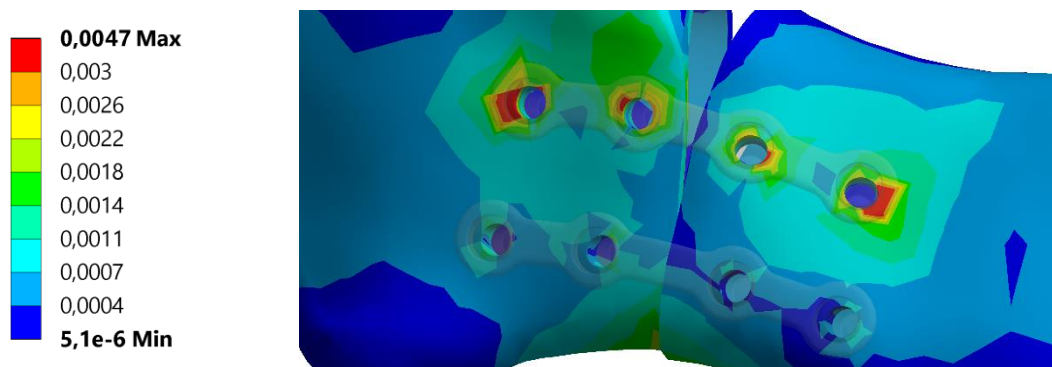


Graf 10.1: Závislost množství kostní tkáně na přetvoření podle Frosta [49]

HMH redukované přetvoření kostní tkáně řešeného modelu je možno porovnat s Frostovou hypotézou. K největšímu přetvoření došlo uvnitř děr pro šrouby v horní oblasti mandibuly a v jejich bezprostředním okolí (viz obr. 10.3 a 10.4). Výsledky byly vykresleny pro plochy děr a zvláště pro kompaktní kost. Největší přetvoření v dírách vzniklo pro spongiózní tkáň, v blízkosti lomné linie, a to 0,0066 [-]. Pro kompaktní kost byla hodnota maximálního přetvoření 0,0047 [-], na povrchu, v oblasti vzdálenějších děr. V obou případech byla překročena hranice 0,003 [-], kostní tkáň se tedy v těchto kritických oblastech nachází ve stádiu patologického přetížení a dochází k její modelaci.



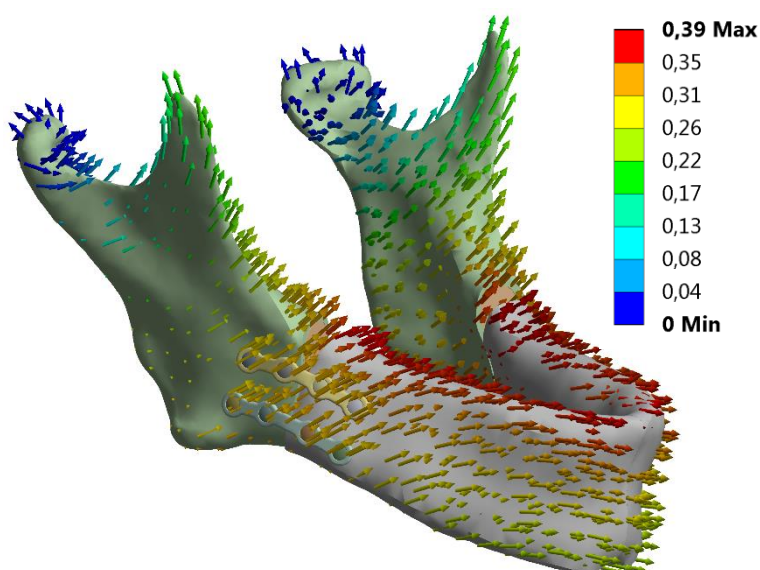
Obrázek 10.3: HMM redukované přetvoření [-] v oblasti děr



Obrázek 10.4: HMM redukované přetvoření [-] kompaktní kosti

10.4 Deformace a posuvy soustavy dolní čelisti s fixátorem

Na obrázku 10.5 jsou vykresleny celkové deformační posuvy dolní čelisti s fixátorem. Největší deformace vznikly v okolí lomové plochy v důsledku „rozevření“ kosti. Maximální hodnoty těchto posuvů dosahují 0,39 mm, přičemž velikost mezery mezi kostními fragmenty je největší při horním okraji čelisti a to přibližně 0,125 mm. Skutečný (nezvětšený) stav oddálení kostních fragmentů během zatížení je možno vidět na obrázku 10.6.

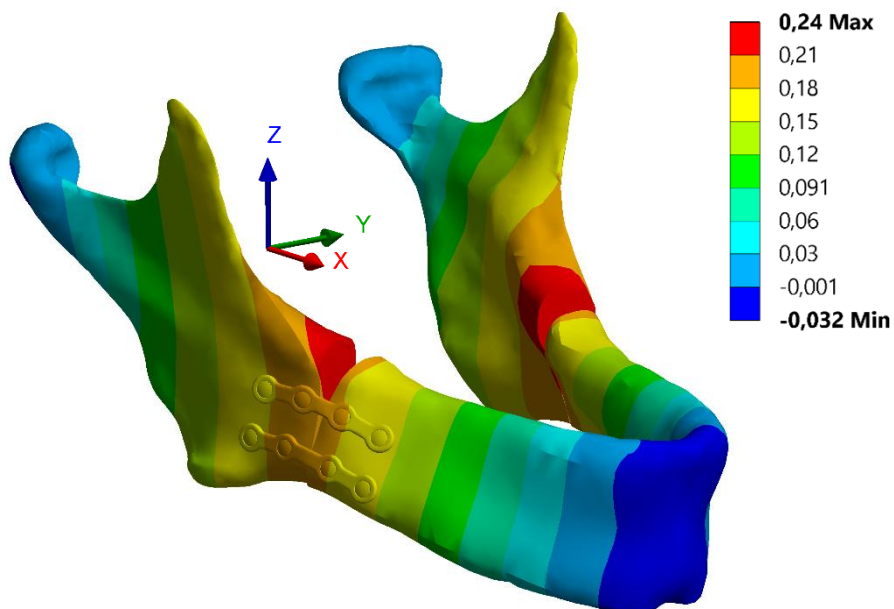


Obrázek 10.5: Celková deformace [mm] dolní čelisti ve vektorovém zobrazení



Obrázek 10.6: Skutečná velikost posuvu lomových ploch

Dále byly vykresleny posuvy ve směru osy z (směr skusu) podle nadefinovaného souřadného systému. Hodnota maximálního posuvu je v tomto případě na lomné ploše blíže větvi dolní čelisti a to 0,24 mm, v kladném směru osy z. Posuvy v bradové oblasti jsou přibližně 8x menší, ve směru opačném (viz obr. 10.7).



Obrázek 10.7: Posuvy ve směru osy z [mm]

11. Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo provedení podrobné rešeršní studie dané problematiky, zabývající se fixátory zlomenin dolní čelisti, jejich vývojem, způsobem použití a nejčastějšími materiály. Kvůli orientaci bylo ovšem nezbytné nejprve porozumět základní anatomii z hlediska řešeného problému.

Další částí bylo provedení deformačně-napěťové analýzy zlomené čelisti s vybranými fixátory, kterými byly úhlově stabilní „locking“ dlahy z katalogu firmy Synthes. Pro řešení byla uvažována jednoduchá fraktura v oblasti úhlu, symetricky na obou stranách mandibuly, díky čemuž byl výpočtový model zjednodušen a realizován jen pro jednu polovinu. Soustava byla zatížena v místech úponů svalů silami, jejichž hodnoty odpovídali stavu čelisti při skusu. Řešení probíhalo metodou konečných prvků v programu Ansys.

Byly vykreslovány následující veličiny:

- redukováno napětí na fixátorech
- redukováno napětí na šroubech
- redukováno přetvoření kostní tkáně
- celková deformace
- posuv ve směru skusu (osa z)

Z provedené deformačně napěťové analýzy vyplývá, že kritická oblast se nachází v horní části úhlu čelisti, v místě rozevření kosti. Největší posuvy a redukováno napětí vznikly právě v této oblasti. U fixátorů dosahuje maximální hodnota HMH napětí 525 MPa a u šroubů 282 MPa, přičemž ani v jednom případě nebyla překročena mez kluzu materiálu. V porovnání s těmito hodnotami jsou redukováno napětí na fixátorech a šroubech blíže dolnímu okraji čelisti, téměř zanedbatelná.

Jako nepříjemné byly vyhodnoceny hodnoty redukováno přetvoření kostní tkáně v dírách pro šrouby a v jejich okolí na povrchu kortikální kosti. Tyto hodnoty překročili na základě Frostovy hypotézy kritickou hranici a nachází se v oblasti patologického přetížení.

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.

12. Literatura

12.1 Knihy

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001, ISBN 80-7169-970-5.
- [2] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: Propedeutika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, ISBN 978-80-247-3534-4.
- [3] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015, ISBN 978-80-246-2645-1.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, ISBN 978-80-247-3240-4.
- [5] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRPE, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika I*. 4. vyd. Praha: Grada, 2015, ISBN 978-80-247-5260-0.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [7] KOUDELA, Karel. *Ortopedická traumatologie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2002, ISBN 80-246-0392-6.
- [8] VIŠŇA, Petr a Jiří HOCH. *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004, ISBN 80-7345-034-8.
- [9] MAZÁNEK, Jiří. *Traumatologie orofaciální oblasti*. 2. vyd. Praha: Grada, 2007, ISBN 978-80-247-1444-8.
- [10] DOSTÁLOVÁ, Tatjana a Michaela BEZNOSKOVÁ SEYDLOVÁ. *Stomatologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, ISBN 978-80-247-2700-4.
- [12] KLEPÁČEK, Ivo a Jiří MAZÁNEK. *Klinická anatomie ve stomatologii*. 1. vyd. Praha: Grada, 2001, ISBN 80-7169-770-2.
- [13] PAZDERA, Jindřich. *Základy ústní a čelistní traumatologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-3981-5.
- [14] PERRY, Michael a Simon HOLMES (eds.). *Atlas of Operative Maxillofacial Trauma Surgery: Primary Repair of Facial Injuries*. 1th ed. London: Springer, 2014. ISBN 978-1-4471-2854-0.
- [15] HUPP, James, Edward ELLIS a Myron TUCKER (eds.). *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. 6th ed. St. Louis, Mosby: Elsevier, 2014. ISBN 978-03-230-9177-0.
- [16] YADAV, Rajesh. *Fracture mandible*. 1st ed. London: Jaypee Brothers Medical P, 2012. ISBN 978-93-502-5801-9.
- [17] MILORO, Michael (ed.). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. 2nd ed. Hamilton: BC Decker, 2004. ISBN 1-55009-234-0.
- [18] KADEMANI, Deepak a Paul TIWANA. *Atlas of oral and maxillofacial surgery*. 1st ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2014. ISBN 9781455753284.

- [19] MIDGLEY R. et al. *Rodinná encyklopedie zdraví*. 1. vyd. Praha: Gemini, 1993, ISBN 80-7161-057-7.
- [21] SPIESSL, Bernd a Berton A. RAHN. *Internal fixation of the mandible: A manual of ao/asif principles*. 1st. ed. St. Louis: Springer, 2012. ISBN 9783642710360.
- [22] HAERLE, Franz a Maxime CHAMPY (eds.). *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: microplates, miniplates, and screws*. 2nd ed. Stuttgart: Thieme, 2009. ISBN 9783131164926.
- [23] RODRIGUEZ-GONZALEZ, Federico Ángel. *Biomaterials in orthopaedic surgery*. 1st ed. Materials Park, Ohio: ASM International, 2009. ISBN 1615031294.
- [25] DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2.*, přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [28] LEKHOLM U., George A. ZARB (eds.), *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, 1st ed. Chicago, Quintessence, 1985. ISBN 0867151293.
- [29] VALENTA, Jaroslav a Svatava KONVIČKOVÁ. *Biomechanika člověka*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1997. ISBN 80-01-01452-5.
- [33] GREENBERG, Alex M.. *Craniomaxillofacial Fractures Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique*. 1st ed. New York: Springer New York, 1993. ISBN 9781461392873.
- [45] LI, James C. M. *Microstructure and properties of materials*. River Edge, NJ: World Scientific, 2000. ISBN 9810241801.
- [48] LOSERTOVÁ, Monika. *Progresivní materiály: učební text*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN 978-80-248-2575-5.
- [60] SCORTECCI M. Gérard, MISCH E. Carl a Klaus U. BENNER (eds.). *Implants and restorative dentistry*. London: Thieme Medical Publishers, 2000. ISBN 1853177032.

12.2 Odborné články

- [24] MALHOTRA, Kamal, Ashish SHARMA, Girish GIRADDI a Ashish Kumar 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. 2016-04-16]. DOI: 10.1007/s12663-012-0340-3. ISSN 0972-8279. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12663-012-0340-3>
- [26] MACHÁLKA, Milan, BULÍK, Oliver a Ondřej LIBERDA. Hojení patologických kostních dutin čelistí po augmentaci. *Česká stomatologie a Praktické zubní lékařství* [online], 2009, **109-57**(3), 79-82 [cit. 2016-04-26]. ISSN: 1213-0613; 1805-4471.

- [27] REDDY, K. Vinathi. Biological considerations related to osseointegration. *Journal of Dental and Medical Sciences* [online]. 2015, **14**(9), 53-59 [cit. 2016-04-20]. DOI: 10.9790/0853-14925359. ISSN 2279-0853. Dostupné z: <http://www.iosrjournals.org/iosr-jdms/papers/Vol14-issue9/Version-2/M014925359.pdf>
- [30] KIM, H.S. a S.T.S. AL-HASSANI. A morphological model of vertebral trabecular bone. *Journal of Biomechanics* [online]. 2002, **35**(8), 1101-1114 [cit. 2016-04-26]. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00053-2. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929002000532>
- [34] MEYER, Christophe, Jean-Luc KAHN, Philippe BOUTEMI a Astrid 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. 2016-05-26]. DOI: 10.1054/jcms.2002.0297. ISSN 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518202902970>
- [35] SINGH, Arjun 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. 2016-05-26]. DOI: 10.1007/s12663-015-0817-y. ISSN 0972-8279. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12663-015-0817-y>
- [36] MALHOTRA, Kamal, Ashish SHARMA, Girish GIRADDI a Ashish Kumar 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. 2016-05-26]. DOI: 10.1007/s12663-012-0340-3. ISSN 0972-8279. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12663-012-0340-3>
- [37] SINGH G., MOHAMMAD S. 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. 2016-05-26]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4623886/>
- [38] KANG, Dong Hee. Surgical Management of a Mandible Subcondylar Fracture. *Archives of Plastic Surgery* [online]. 2012, **39**(4), 284- [cit. 2016-05-26]. 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>
- [39] WOOD, Geoffrey D. Inion biodegradable plates: The first century. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2006, **44**(1), 38-41 [cit. 2016-05-26]. DOI: 10.1016/j.bjoms.2005.07.026. ISSN 02664356. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266435605002524>
- [40] DANIELS, A. U., Melissa K. O. CHANG, Kirk P. ANDRIANO a Jorge 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. 2016-05-26]. DOI: 10.1002/jab.770010109. ISSN 1045-4861. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jab.770010109>

- [41] SHEIKH, Z., NAJEEB, S., KHURSHID, Z., VERMA, V., RASHID, H. a GLOGAUER, M. Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications. *Materials [online]*, 2015, **8**(9), 5744-5794 [cit 2016-05-26]. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/8/9/5273>
- [43] ABUZAYED, Bashar, Sabri AYDIN, GalipZihni SANUS, Seckin AYDIN, Baris KUCUKYURUK a Dragoslav STULA. Cranioplasty: Review of materials and techniques. *Journal of Neurosciences in Rural Practice [online]*. 2011, **2**(2): 47-87 [cit. 2016-05-14]. DOI: 10.1007/978-3-7091-8762-3_4. Dostupné z: http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-7091-8762-3_4
- [44] GEETHA, M., A.K. SINGH, R. ASOKAMANI a A.K. GOGIA. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science [online]*. 2009, **54**(3), 397-425 [cit. 2016-05-26]. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004. ISSN 00796425. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079642508001126>
- [47] HRUŠÁK, D., ZEMKO, M., DLUHOŠ, L., a L. KRAUS. Použití nanostrukturního titanu pro nitrokostní implantáty, *Nanocon [online]*, 2009, **1**(1), 2-8 [cit. 2016-05-26]. Dostupné z: http://konsys-t.tanger.cz/files/proceedings/nanocon_09/Lists/Papers/139.pdf
- [49] FROST, Harold 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. 2016-05-25]. DOI: 10.1007/s007740070001. ISSN 0914-8779. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s007740070001>.
- [50] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, Zdeněk FLORIAN a Jan WOLFF. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *Journal of Biomechanics [online]* 2014, **47**(16), 3830-3836 [cit. 2016-05-26]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.019. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014005405>
- [51] KORIOOTH, T.W.P. a A.G. HANNAM. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *Journal of Dental Research [online]*. 1994, **73**(1), 56-66 [cit. 2016-05-25]. DOI: 10.1177/00220345940730010801. ISSN 00220345. Dostupné z: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/00220345940730010801>
- [52] VAJGEL, André, Igor Batista CAMARGO, Ramiro Brito WILLMERSDORF, Tiago Menezes DE MELO, José Rodrigues Laureano FILHO a Ricardo José 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. 2016-05-25]. DOI: 10.1016/j.joms.2012.09.019. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S027823911201381X>

- [53] NARRA, Nathaniel, Jiří VALÁŠEK, Markus HANNULA, Petr MARCIÁN, George K. SÁNDOR, Jari HYTTINEN a Jan WOLFF. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 264-268 [cit. 2016-05-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.016. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901300568X>

12.3 Dizertační a závěrečné práce

- [31] MARCIÁN, P. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [32] BORÁK, L., MARCIÁN, P., FLORIAN, Z. a S. BARTÁKOVÁ. Biomechanical study of disk implants, *Engineering Mechanics*, 2010, **17**(1), 1-12 [cit. 2016-04-27]. ISSN: 1802-1484.

12.4 Katalogy

- [46] DISEGI, John. *Implant Materials: Unalloyed Titanium* [online]. Synthes, 2008, **6** [cit. 2016-05-14]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/NA/NAContent/Docs/Product%20Support%20Materials/Materials%20Booklets/Implant%20Materials%20-%20Unalloyed%20Titanium.pdf>
- [54] *2.0 mm Mandible Locking Plate System: Advanced plating system for trauma, microvascular reconstruction, and orthognathic surgery* [online]. Synthes, 2000, [cit. 2016-05-14]. Dostupné z: <http://sites.synthes.com/mediabin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/MXTG20ManLckPltJ3180E.pdf>

12.5 Internetové odkazy a ostatní

- [20] *Axial Muscles of the Head, Neck, and Back: Muscles That Moves the Lower Jaw* [online]. OpenStax CNX. 2013, [cit. 2016-05-25]. Dostupné z: <http://cnx.org/contents/ff1ab679-4c9d-4b8f-9792-6da5fdbba00d3@3>
- [42] Inion CPS® Fixation System. In: *Inion* [online]. 2015 [cit. 2016-05-14]. Dostupné z: http://www.inion.fi/Products/CMF_surgery/en_GB/Inion_CPS_Fixation_System/

- [58] CIENFUEGOS, Ricardo, CORNELIUS, Carl-Peter, Ellis, Edward a George KUSHNER. *Additional material: Sensory nerves – branches of the mandibular nerve [online]*. AO Foundation, 2008, [cit. 2016-05-25].
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
- [55] CIENFUEGOS, Ricardo, CORNELIUS, Carl-Peter, Ellis, Edward a George KUSHNER. *Mandible – Body, complex: External fixator*. 2008, [cit. 2016-05-25].
Dostupné z:
https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=CMF&segment=Mandible&classification=91-Body,%20complex&treatment=&method=External%20fixator&implantstype=&approach=&redfix_url=1285234126767&Language=en
- [56] *2.0 mm Champy System [online]*. KLS Martin Group. [cit. 2016-05-25]. Dostupné z:
<http://www.klsmartin.com/products/implants-and-implant-systems/cmftitanium-osteosynthesis/mandibula/?L=2>
- [57] *Additional material: Locking versus nonlocking plates: Advantages to a locking plate/screw system [online]*. AO Foundation, 2008, [cit. 2016-05-25]. 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
- [59] *Compression Plating [online]*. AO Foundation, 2008, [cit. 2016-05-25]. 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
- [61] Release 16.2 Documentation for ANSYS (návod programu ANSYS)

13. Seznam použitých zkratek a symbolů

CT – computer tomograph

DCP – dynamic compression plate

E – Youngův modul pružnosti v tahu [MPa]

EDCP – eccentric dynamic compression plate

F – síla [N]

HMH – Huber, von Mises, Hencky

LCP – low contact plate

m. – musculus

MKP – metoda konečných prvků

n. – nervus

PDS – polydioxanon

PGA – polyglutamic acid

PLA – polylactid acid

Re – mez pružnosti [MPa]

Rm – mez pevnosti v tahu [MPa]

Rmt – mez pevnosti v tlaku [MPa]

RTG – rentgen

TCP – trapezoid condyle plate

μ – Poissonovo číslo [-]

14. Seznam tabulek a grafů

14.1 Tabulky

Tabulka 4.1: Přehled hodnot elastického Youngova modulu a Poissonova čísla kortikální a spongiózní kostní tkáně dolní čelisti	23
Tabulka 6.1: Materiálové charakteristiky vybraných polymerů	39
Tabulka 7.1: Materiálové charakteristiky slitin titanu	40
Tabulka 7.2: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu	41
Tabulka 7.3: Materiálové charakteristiky slitin Co-Cr	41
Tabulka 9.2: Přehled žvýkacích svalů včetně jejich funkce	49
Tabulka 9.3: Směrové kosiny a síly žvýkacích svalů	49

14.2 Grafy

Graf 5.1: Příčiny zlomenin dolní čelisti v moravskoslezském regionu (1998-2007)	27
Graf 10.1: Závislost množství kostní tkáně na přetvoření podle Frosta	53

15. Seznam obrázků

Obrázek 4.1: Stavba kosti	20
Obrázek 4.2: Změny tvaru mandibuly v závislosti na věku	21
Obrázek 4.3: Klasifikace kostní denzity podle Mische	22
Obrázek 4.4: Poloha jednotlivých regionů kostní denzity	22
Obrázek 4.5: Anatomie dolní čelisti	24
Obrázek 4.6: Žvýkací svaly	25
Obrázek 4.7: Inervace dolní čelisti	25
Obrázek 5.1: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle anatomické lokalizace	29
Obrázek 5.2: Rozdělení zlomenin dolní čelisti podle procentuálního zastoupení	29
Obrázek 6.1: Schéma zhotovení žebříčkové mezizubní dlahy	31
Obrázek 6.2: Schéma provedení Ivyho mezičelistní fixace	31
Obrázek 6.3: Schematické znázornění fixace pomocí Sauerovy dlahy	31
Obrázek 6.4: Modifikace osteosyntézy kostním stehem a osteosyntéza cerkláží	32
Obrázek 6.5: Osteosyntéza pomocí dřevového hřebu zavedeného transfokálně a parafoálně	33
Obrázek 6.6: Osteosyntéza pomocí visuté fixace a drátěného stehu	33
Obrázek 6.7: Osteosyntéza pomocí zevního fixátoru	34
Obrázek 6.8: Ideální linie osteosyntézy podle Champyho	35
Obrázek 6.9: Síly působící na dolní čelist při skusu	35
Obrázek 6.10: Osteosyntéza kompresivní dlahou	35
Obrázek 6.11: Osteosyntéza pomocí tažného šroubu	36
Obrázek 6.12: Příklad použití pomocné adaptivní podložky s kulovým zahloubením	36
Obrázek 6.13: Příklady nekompresivních dlah a šroubů	37
Obrázek 6.14: Silové působení na kost při použití konvenčních šroubů a „locking“ šroubů	37
Obrázek 6.15: Příklady 3D dlah	38
Obrázek 6.16: Ideální linie osteosyntézy rozšířená na oblast větve a kloubního výběžku mandibuly	38
Obrázek 6.17: Příklady biodegradabilních dlah a šroubů	39
Obrázek 9.1: Vytvořeno v programu Autodesk Inventor (mezera v rozsahu 0,2 - 0,5 mm)	44
Obrázek 9.2: Model geometrie vytvořených fixátorů	44
Obrázek 9.3: „Locking“ šroub a zjednodušený model	45

Obrázek 9.4: Model geometrie zlomené čelisti	45
Obrázek 9.5: Výsledný model geometrie soustavy	45
Obrázek 9.6: Zjednodušený model kostní tkáň	46
Obrázek 9.7: Prvek SOLID 187	46
Obrázek 9.8: Hustota sítě jednotlivých prvků	47
Obrázek 9.9: Vstupní okrajové podmínky (zamezení posuvů)	47
Obrázek 9.10: Kontaktní vazby typu BONDED a FRICTIONAL	48
Obrázek 9.11: Vstupní okrajové podmínky (síly žvýkacích svalů)	50
Obrázek 10.1: HMM redukované napětí [MPa] na fixátorech	51
Obrázek 10.2: HMM redukované napětí [MPa] na šroubech	52
Obrázek 10.3: HMM redukované přetvoření [-] v oblasti děr	54
Obrázek 10.4: HMM redukované přetvoření [-] kompaktní kosti	54
Obrázek 10.5: Celková deformace [mm] dolní čelisti ve vektorovém zobrazení	54
Obrázek 10.6: Skutečná velikost posuvu lomových ploch	54
Obrázek 10.7: Posuvy ve směru osy z [mm]	55