



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA DOLNÍ ČELISTI S
APLIKOVANÝM FIXÁTOREM V DŮSLEDKU DEFICITU
KOSTNÍ TKÁNĚ**

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF MANDIBLE WITH APPLIED FIXATOR DUE TO THE MISSING BONE
TISSUE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jan Fňukal

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2017

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Jan Fňukal
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2016/17

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

Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s aplikovaným fixátorem v důsledku deficitu kostní tkáně

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Velké defekty dolní čelisti vzniklé po nehodě nebo po nádorovém onemocnění jsou v poslední době velkou výzvou. V případě nádorového onemocnění je poškozená kostní tkáň odstraněna, aby se zabránilo dalšímu nádorovému procesu. Náhradu chybějící kostní tkáně je možné provést pomocí komerčně dostupných implantátů, nebo vytvořit implantát pacientovi na míru. Posouzení mechanické interakce mezi implantátem a dolní čelistí je možné provést výpočtovým modelováním pomocí MKP.

Cíle diplomové práce:

- Rešerše související s tématem.
- Vytvoření modelu geometrie komerčně vyráběného fixátoru.
- Vytvoření modelu geometrie dolní čelisti.
- Vytvoření výpočtového modelu.
- Provedení deformačně–napěťové analýzy.

Seznam doporučené 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

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

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

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 fixací dolní čelisti s deficitem kostní tkáně pomocí komerčně vyráběného fixátoru. Velké defekty kostní tkáně vznikají především v důsledku odstranění kostní tkáně postižené nádorovým onemocněním. K těmto tématům byla vypracována rešeršní studie na základě dostupné literatury. Následně byla provedena deformačně napěťová analýza dolní čelisti s aplikovanou fixační dlahou. Ta byla řešena pomocí výpočtového modelování s variačním přístupem, tedy metodou konečných prvků. V práci je podrobně popsán postup tvorby geometrie, modelu materiálu, modelu vazeb a zatížení s následným řešením několika výpočtových modelů. Deformačně napěťová analýza byla provedena pro dolní čelisti s různou velikostí odstraněné kostní tkáně s aplikovanou rekonstrukční dlahou z CP-Ti Grade 4 a pro dolní čelist s dlahou, jež je vyrobena z β -Ti-Mo. Nakonec byl vyhodnocen vliv materiálových vlastností svalku v průběhu tvorby nové kostní tkáně (hojení svalku) na napjatost a deformaci řešené soustavy.

Klíčová slova

Dolní čelist, mandibula, kortikální kostní tkáň, spongiózní kostní tkáň, nádorové onemocnění, resekce, svalek, kostní tkáňové inženýrství, úhlově stabilní dlaha, rekonstrukční dlaha, CAD modelování, výpočtové modelování, metoda konečných prvků, deformačně napěťová analýza

Abstract

This thesis deals with the fixation of lower jaw with bone tissue defect using commercially produced fixator. Large defects of bone tissue are mainly caused due to the removal of bone tissue affected by tumor. These topics have been researched on the basis of the literature. Subsequently, stress strain analysis of the lower jaw with the applied fixation plate was performed. This analysis was solved by using computational modeling with variational approach, ie the finite element method. The work also describes in detail the procedure of creating model of geometry, model of material, model of boundary conditions and loads with subsequent solution of several computational models. The stress strain analysis was done for lower jaw with varying size of the removed bone tissue with applied reconstruction plate made of CP-Ti Grade 4 and for the lower jaw with the plate, which is made of β -Ti-Mo. Finally, the influence of the mechanical properties of the callus during formation of new bone tissue (callus healing) on the stress and deformation of the solved system was evaluated.

Keywords

Lower jaw, mandible, cortical bone tissue, cancellous bone tissue, cancer, resection, callus, bone tissue engineering, locking plate, reconstruction plate, CAD modeling, computational modeling, finite element method, stress strain analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

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

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že tato diplomová práce je mým původním dílem, zpracoval jsem ji samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. a s použitím literatury uvedené v seznamu.

V Brně dne 26. května 2017

.....

Bc. Jan Fňukal

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád vyjádřil poděkování panu Ing. Petru Marciánovi, Ph. D. za jeho odborné vedení, cenné rady a vstřícnost během tvorby této diplomové práce.

Dále bych chtěl velmi poděkovat rodině a přítelkyni Peti za ohleduplnost a podporu během studia na vysoké škole.

OBSAH

1	ÚVOD	15
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	17
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ	18
3.1	Formulace problému	18
3.2	Cíle řešení	18
4	REŠERŠE ODBORNÉ LITERATURY TÝKAJÍCÍ SE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU	19
5	ZÁKLADNÍ ANATOMIE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU	20
5.1	Anatomie dolní čelisti (mandibuly)	20
5.2	Obecná stavba kosti	21
5.3	Kostní tkáň (<i>substantia ossea</i>)	22
5.3.1	Kompaktní kostní tkáň (<i>substantia compacta</i>)	22
5.3.2	Spongiózní kostní tkáň (<i>substantia spongiosa</i>)	23
5.4	Rozložení kompakty a spongiózy v dolní čelisti a její trajektorie (pilíře).....	23
5.5	Napjatost v dolní čelisti při skusu a Champyho osteosyntetické linie.....	24
5.6	Frostova mechanostat hypotéza (modelace a remodelace kostní tkáně)	25
5.7	Klasifikace hustoty kostní tkáně	26
5.8	Mechanické vlastnosti kosti	26
5.8.1	Používané modely materiálu kostních tkání	27
5.9	Nervy dolní čelisti.....	28
5.10	Svaly dolní čelisti	29
5.11	Hodnoty skusových sil	30
6	NÁDOROVÉ ONEMOCNĚNÍ DOLNÍ ČELISTI	31
6.1	Léčba.....	31
7	NÁHRADY DEFICITU KOSTNÍ TKÁNĚ	32
7.1	Kostní štěpy	32
7.2	Kostní tkáňové inženýrství (Bone Tissue Engineering)	33
8	REKONSTRUKČNÍ DLAHY DOLNÍ ČELISTI, ŠROUBY, MATERIÁLY ..	36
8.1	Některé komerčně vyráběné typy rekonstrukčních dlah.....	36
8.2	The Locking Reconstruction Plate 2.4 (výrobce: Synthes®)	38
8.2.1	Dlaha.....	38
8.2.2	Šrouby.....	39
8.2.3	Použití.....	39
8.3	Materiály	40
8.3.1	Materiálové vlastnosti dlahy Locking Mandible Reconstruction Plate 2.4.	40
8.3.2	Materiál šroubů	41
8.3.3	Materiálové vlastnosti svalku	42
9	METODA ŘEŠENÍ	43
9.1	Systém podstatných veličin	43
10	POUŽITÝ SOFTWARE	45
11	VÝPOČTOVÝ MODEL	46
11.1	Model geometrie	46

11.1.1	Model geometrie dolní čelisti	46
11.1.2	Model geometrie dlahy	47
11.1.3	Model geometrie šroubů	50
11.1.4	Model geometrie dolní čelisti s aplikovanou dlahou	51
11.2	Model materiálu.....	52
11.3	Model vazeb.....	53
11.4	Model zatížení dolní čelisti.....	54
11.5	Diskretizovaný model geometrie	57
11.6	Nastavení řešiče	60
12	PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ	61
12.1	Deformační posuvy dolní čelisti s fixátorem (MR, SR, VR)	61
12.2	Redukované napětí na fixační dlaze	65
12.3	Redukované napětí ve šroubech	69
12.4	Redukované přetvoření spongiózní a kortikální kostní tkáně.....	73
12.5	Redukované hlavní přetvoření ε_1 a ε_3 ve svalu	79
12.6	Zhodnocení	80
12.7	Dlaha β -Ti-15Mo vs. CP-Ti Grade 4.....	80
12.7.1	Zhodnocení.....	82
12.8	Vliv materiálových vlastností svalu na napjatost a deformaci soustavy	83
12.8.1	Deformační posuvy	83
12.8.2	Redukované napětí ve fixační dlaze.....	84
12.8.3	Redukované napětí ve šroubech.....	85
12.8.4	Redukované přetvoření ve spongiózní a kortikální kostní tkáni.....	86
12.8.1	Hlavní přetvoření v místě defektu kostní tkáně (ve svalu)	87
12.8.2	Zhodnocení.....	88
13	ZÁVĚR.....	89
14	LITERATURA	90
14.1	Odborné články.....	90
14.2	Knihy	97
14.3	Dizertační, diplomové a bakalářské závěrečné práce	98
14.4	Internetové odkazy, katalogy a ostatní	98
15	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	101

1 ÚVOD

Velké deficity kostní tkáně dolní čelisti (mandibuly) vzniklé následkem nehody nebo nádorového onemocnění jsou v dnešní době velkou výzvou a aktuálním problémem, jelikož jejich počet neustále roste.

Dolní čelist je tvarově složitá nepárová kost. Je to jedna z částí obličejového skeletu, důležitá pro přijímání potravy, dýchání, verbální i neverbální komunikaci. Narušení některého ze jmenovaných aspektů, tedy narušení fyziologického stavu dolní čelisti, s sebou nese výrazné snížení kvalitativní úrovně života jedince. Neméně důležité pro většinu lidí je také estetické hledisko obličeje, které je významné pro sebevědomí člověka a komunikaci.

Z traumatologického hlediska patří dolní čelist k nejexponovanějším částem obličejového skeletu. K poranění dolní čelisti dochází zejména v důsledku dopravních nehod (automobilové a motocyklové havárie, cyklistické úrazy), sportovních úrazů (kontaktní kolektivní sporty), fyzického násilí, pádu, pracovního úrazu. Nejčastější poranění obličejového skeletu jsou zlomeniny dolní čelisti.

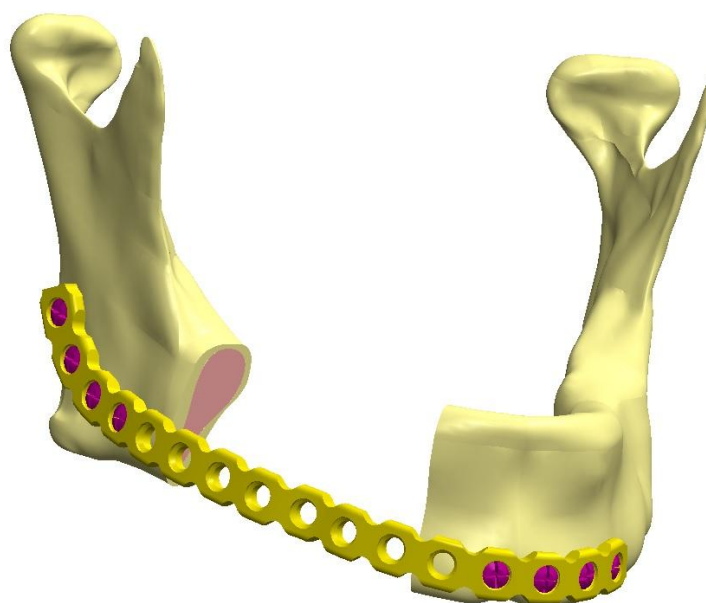
Další významnou škálou poškození dolní čelisti je nádorové onemocnění, kdy je nutné odebrat postiženou část mandibuly pro zamezení dalšího šíření nemoci. V případech velkého deficitu kostní tkáně v důsledku těžkých úrazů či nádorového onemocnění je nutné chybějící či odstraněnou kostní tkáň nahradit. To je možné realizovat dvěma způsoby.

První způsob spočívá v náhradě defektního místa pomocí kostního štěpu, jež je nejčastěji odebrán z některé jiné kosti pacienta. Štěp je odebírán z míst, kde nedochází k velkému ovlivnění funkce a podpory těla. Místo odběru je tedy nejčastěji kost lýtková, volné žebro, lopata kosti kyčelní či lopatka.

Druhý způsob je založen na použití látek na podporu tvorby nové kostní tkáně. Po zafixování dolní čelisti do požadované polohy pomocí dlah je do místa chybějící kostní tkáně aplikována chirurgická nebo titanová síťka, která umožňuje „vyplnění“ deficitu látkami na podporu tvorby nové kostní tkáně. Tímto způsobem náhrady kostní tkáně se zabývá tzv. tkáňové inženýrství, jež představuje možnou evoluci v rekonstrukci kostních defektů. Tato metoda má však v dnešní době stále velká omezení.

Cílem lékařů je co nejrychleji a co nejlépe dosáhnout původního fyziologického stavu. Fixace čelisti se v případě nádorových onemocnění provádí způsobem, kdy je kostní tkáň odhalena, resekována postižená kostní tkáň a následně je aplikována komerčně vyráběná dlahy či dlahy vyrobené na míru konkrétnímu pacientovi. Ke stabilizaci čelisti tedy mechanické podpoře se používá celá řada kovových dlah různých tvarů a velikostí. Ty jsou zaváděny operativně a připevněny ke kostní tkáni pomocí šroubů. Z důvodu různorodosti geometrie mandibuly mohou být u konkrétních pacientů dlahy do jisté míry přizpůsobeny chirurgem. Tímto způsobem je dosažena fixace čelisti do vyhovující polohy, která je podstatná pro správné hojení poškozené tkáně.

Dnešní technologie umožňují posouzení mechanické interakce mezi dlahou a dolní čelistí pomocí výpočtového modelování. To dovoluje provádět různé simulace a předcházet tak některým možným pooperačním komplikacím.



Obrázek 1.1: Model dolní čelisti s deficitem kostní tkáně

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Dolní čelist je vysoce mechanicky namáhaná kost. Odstraněním kostní tkáně, jež byla postižena nádorovým onemocněním, vzniká deficit kostní tkáně. Zdravé kostní fragmenty jsou spojeny pomocí fixační dlahy. Oproti fyziologické dolní čelisti dochází ke změně deformačně napěťových stavů soustavy dolní čelist-fixátor. Určení mechanických stavů v dolní čelisti s aplikovaným fixátorem a jejich veličin (napjatost a deformace) vyžaduje vhodný výběr metody řešení.

Dle literatury se pro řešení biomechanických problémů nejčastěji používá výpočtové modelování. Pro posouzení mechanické interakce dolní čelisti s deficitem kostní tkáně a aplikovaným fixátorem je vhodné využití numerického výpočtového modelování s variačním přístupem, tedy metoda konečných prvků. Výpočtové modelování umožňuje řešení různých stavů defektu, zatěžovacích stavů, zahrnutí stavů svalku a další. V důsledku složitosti geometrie soustavy, materiálových vlastností prvků soustavy, obtížnému určení zatížení a vazeb se s tvorbou výpočtového modelu vyskytují dílčí problémy. Problémy se také mohou naskytnout při deformačně napěťové analýze.

Úspěch tvorby nové kostní tkáně a hojení defektního místa je spjata s vhodnou tuhostí a pevností celé soustavy. Deformačně napěťovou analýzou řešené soustavy lze také vyhodnotit, zda nedojde k selhání některého z fixačních prvků při daném zatěžování.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

3.1 Formulace problému

Na základě popisu problémové situace lze problém formulovat následovně:

Provedení deformačně napět'ové analýzy dolní čelisti s aplikovaným komerčně vyráběným fixátorem v důsledku deficitu kostní tkáně.

3.2 Cíle řešení

- Rešerše související s tématem.
- Vytvoření modelu geometrie komerčně vyráběného fixátoru.
- Vytvoření modelu geometrie dolní čelisti.
- Vytvoření výpočtového modelu.
- Provedení deformačně-napět'ové analýzy.

4 REŠERŠE ODBORNÉ LITERATURY TÝKAJÍCÍ SE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

Pro úspěšné řešení daného problému je nejprve nutné získat základní znalosti týkající se dané problematiky. Z tohoto důvodu byla provedena následující rešerše dostupné literatury.

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (ÚMTMB) VUT FSI v Brně byly z oblasti deformačně napěťové analýzy dolní čelisti s fixátorem úspěšně řešeny a obhájeny bakalářská práce Semeráka (2016) [1], jež je spíše rešeršního charakteru s provedením deformačně napěťové analýzy zlomeniny fixované pomocí dvou dlah a dizertační práce Valáška (2016) [2]. Tato práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou fyziologické dolní čelisti a deformačně napěťovou analýzou dvou dolních čelistí konkrétních pacientů s defektem kostní tkáně v důsledku nádorového onemocnění. Pro rekonstrukci čelisti byly použity dlahy vyrobené na míru konkrétním pacientům.

Výzkumem rekonstrukčních dlah pro dolní čelist a jejich materiály se zabývá řada výzkumných center a pracovišť, jelikož počet úrazů dolní čelisti a nádorových onemocnění stále roste. Pro uspokojivou rekonstrukci dolní čelisti jsou vyžadovány stále dokonalejší nástroje, náhrady a fixační prvky. Proto se poměrně velké množství prací zabývá deformačně napěťovou analýzou dolní čelisti s velkým defektem kostní tkáně a aplikovaným fixátorem (Narra (2014) [3], Simonovics (2014) [4], Jedrusik-Pawlowska (2013) [5], Atilgan (2014) [6], Lemón (2016) [7], Gutwald (2016) [8]). Ve většině prací nebyl použit žádný materiál pro náhradu kostního defektu. Úhlově stabilní dlahy pro fixaci dolní čelisti byly použity v pracích (Simonovics (2014) [4], Vajgel (2013) [9]). V práci Yalung (2012) [10] byla provedena deformačně napěťová analýza dolní čelisti primáta (makaka) s použitím rekonstrukční dlahy a tkáňového nosiče v místě defektu spolu s BMP-2.

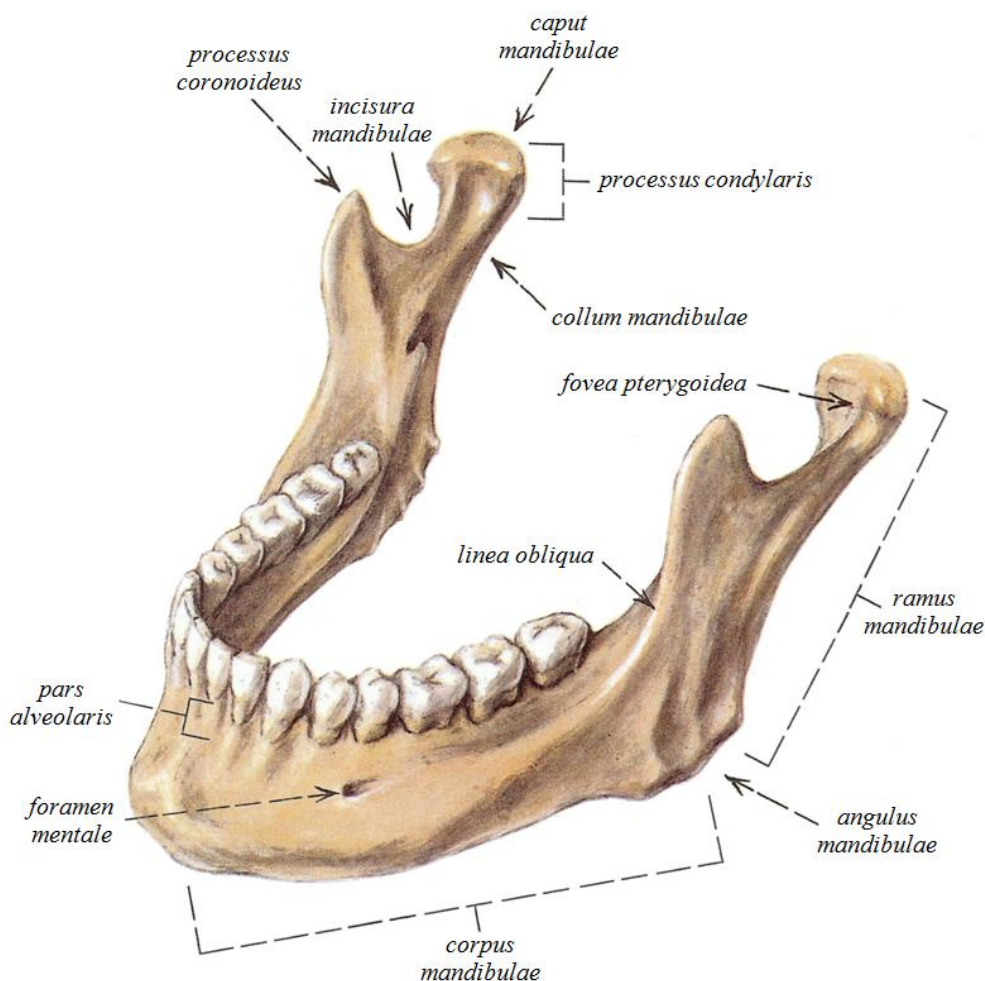
5 ZÁKLADNÍ ANATOMIE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

Pro řešení komplexních problémů, kterým je i deformačně napěťová analýza dolní čelisti s deficitem kostní tkáně a aplikovaným fixátorem, je nutné osvojení základních znalostí ze všech oblastí týkajících se řešeného problému. Jelikož tato práce pojednává o dolní čelisti, je nezbytné osvojení anatomie obličejového skeletu, dále znalosti struktury kostní tkáně a její chování na mechanické zatěžování. Jednotlivé oblasti jsou popsány podrobněji níže.

5.1 Anatomie dolní čelisti (mandibuly)

Dolní čelist neboli mandibula (viz obr. 5.1) je nejmohutnější a nejpevnější z obličejových kostí [11]. Z kostí obličejového skeletu se také vyznačuje tím, že je jako jediná pohyblivá. Spojení dolní čelisti s lebkou je zajištěno tzv. temporomandibulárními klouby tvořící kloubní spojení [12]. Stavba čelisti umožňuje odolávat velkým zatížením při žvýkání [11].

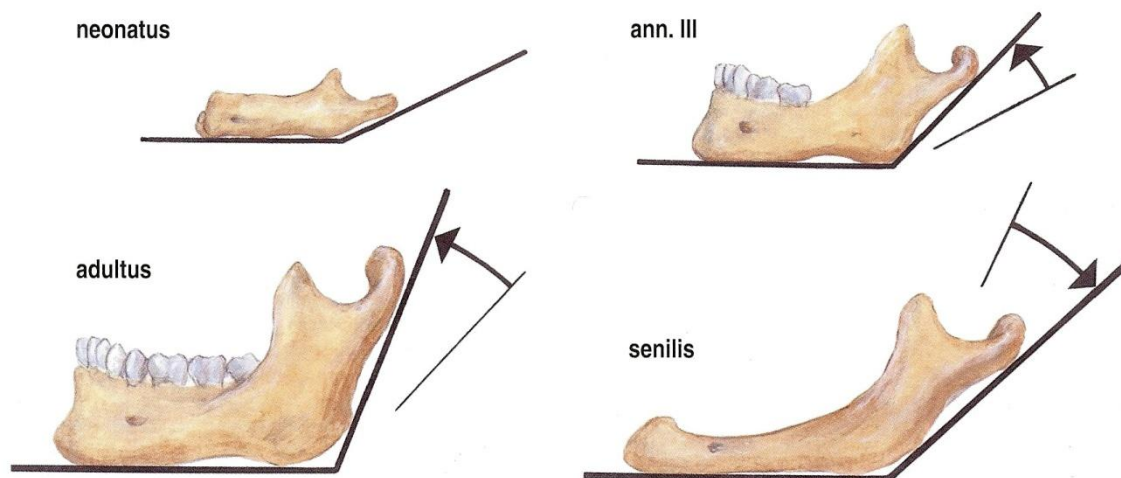
Dolní čelist se skládá z podkovovitě zakřiveného těla (*corpus mandibulae*), které na obou stranách přechází pod různě velkým úhlem (*angulus mandibulae*) vzestupně v plochá a široká ramena čelisti (*ramus mandibulae*) [11]. Horní část těla čelisti (*pars alveolaris*) slouží jako funkční nástavec pro zuby dolního zubního oblouku. Různé otvory, hrany a drsnatiny na těle i ramenech čelisti slouží jako úpony žvýkacích svalů anebo k průchodu cév a nervů [12].



Obrázek 5.1: Dolní čelist dospělého člověka s pojmenováním základních prvků [13]

Tělo dolní čelisti s ramenem spolu svírají úhel (*angulus mandibulae*). Úhel se však v průběhu života mění (viz obr. 5.2). Novorozenec má čelist nízkou a úhel se pohybuje od 140° do 150°. S postupem věku se úhel zmenšuje a čelist roste v důsledku zatížení

kosti a vzniku alveolární kosti při růstu zubů. Ve 3 letech úhel činí přibližně 130°. U dospělého jedince je rozsah úhlu v rozmezí 120-125°. Ve stáří, v důsledku atrofie alveolární oblasti, se čelist snižuje a úhel čelisti se zvětšuje na hodnotu asi 140° [12], [13].



Obrázek 5.2: Vývoj dolní čelisti - novorozenec (neonatus), tříleté dítě (ann. III), dospělý (adultus) a stáří (senilis) [3]

5.2 Obecná stavba kosti

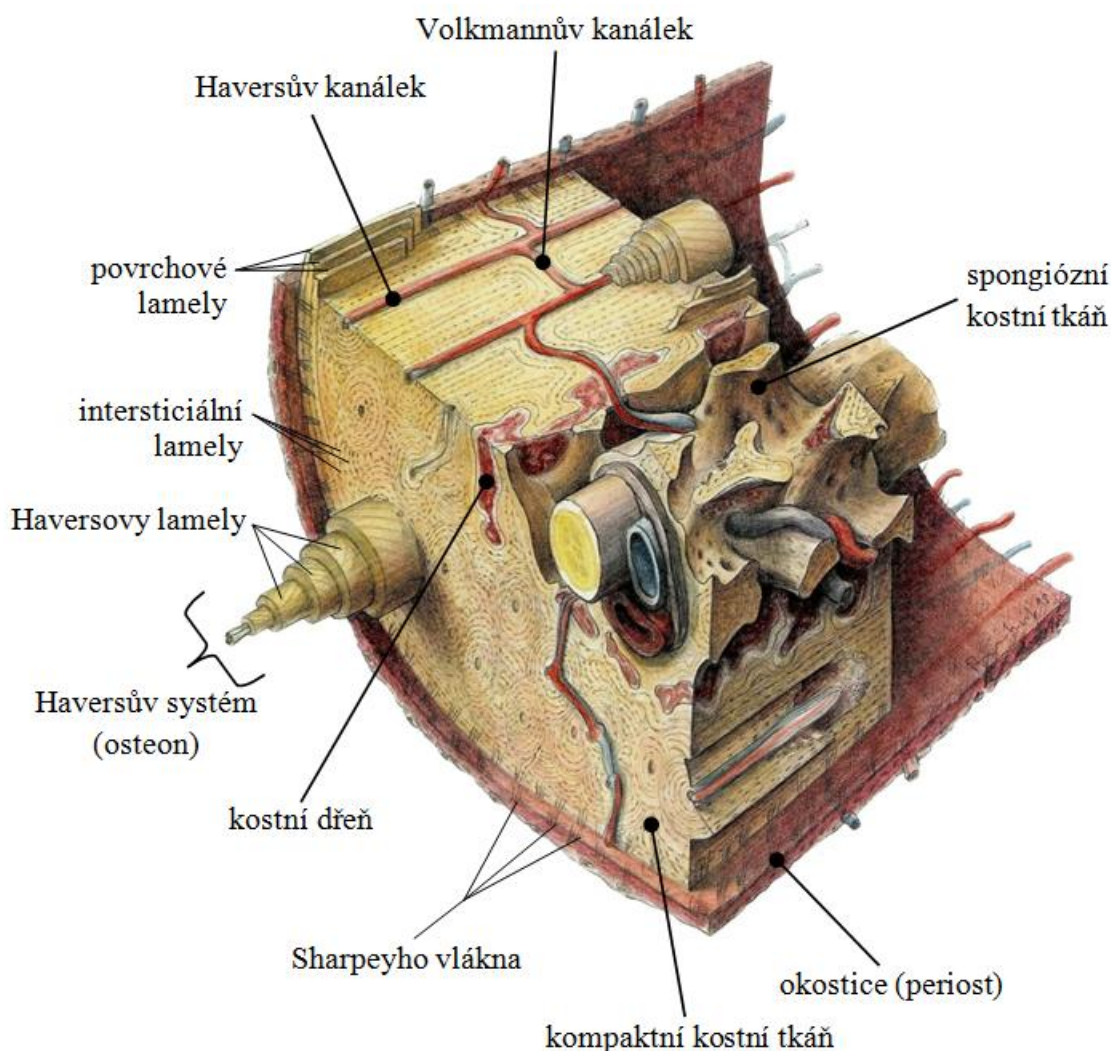
Kost (*os, ossis*) je tvrdá, nehomogenní, anizotropní pojivová tkáň žlutobílé barvy [14], [15]. Skládá se z organické složky (buňka a matrice) a z anorganické složky (mezibuněčná hmota) [13]. Poměr a uspořádání těchto složek vytvářejí různé typy kosti.

Osteoblasty (osteocyty), osteoklasty, amorfní a vláknitá mezibuněčná hmota jsou buňky tvořící kostní tkáň, obdobně jako je tomu u jiných pojivových tkání [15].

Osteoblasty slouží k tvorbě, případně přestavbě kostí. Produkují kolagenní vlákna, mezibuněčnou hmotu a přispívají také k mineralizaci kostní tkáně [15]. Postupem času se osteoblasty mění na osteocyty zastupující důležitou funkci regulace hladiny vápníku v tělních tekutinách. V kosti se tedy současně nachází obě formy buňky. Buňky jsou uloženy v dutinách v tzv. lakunách kostní tkáně [13]. Osteoklasty jsou určeny na přestavbu kosti (remodelaci) narušováním její struktury [15]. Uvolňují tak prostor pro nově vytvořenou kostní tkáň podporující remodelaci kosti [13].

Mezibuněčná hmota je tvořena ústrojnou složkou, která se nazývá osteoid (ossein). Ta je ve formě svazků kolagenních vláken, které jsou stmeleny prostřednictvím základní amorfni hmoty. Do osteoidu se ukládá neústrojná (minerální) složka, kterou tvoří krystalky solí, konkrétně krystalky fosforečnanu vápenatého a hydroxiapatitu [15]. Tímto je vytvořen komplexní minerálně-organický uspořádaný kompozit [16]. Samotná ústrojná složka je měkká a pružná. Je tedy zodpovědná za pružnost kosti. Kost bez ústrojné složky, tedy kost, kde se vyskytují pouze minerální soli, je potom naopak velmi tvrdá a pevná, ale také křehká. Poměr zastoupení ústrojné a neústrojné složky se s věkem mění. Minerálních solí s věkem přibývá. To má za následek pružnost kostí v útlém věku a křehkost kostí ve stáří [13].

Na povrchu kosti se nachází ochranný vazivový obal, který se nazývá okostice. Pod ní se nachází kostní tkáň (kompaktní a spongiózní). Dutiny spongiózní kostní tkáně jsou vyplněny kostní dřeví. Struktura kosti je vyobrazena na obr. 5.3.



Obrázek 5.3: Vnitřní struktura kosti [17]

5.3 Kostní tkáň (*substantia ossea*)

Je to základní stavební jednotka kosti, která se vyskytuje s různou geometrickou konfigurací. Buď se jedná o neuspořádané pletivo, nebo jde o uspořádané vrstvy (lamely). Tím rozlišujeme kosti na dva typy, kosti fibrilární (vláknité) a kosti lamelární (vrstevnaté) [13], [15].

Vrstevnatá (lamelární) kost tvoří většinu skeletu a představuje tak nejtypičtější stavbu kosti [13]. Na makroskopické úrovni lze rozlišovat plášťovou vrstvu kosti, tzv. kompaktní kostní tkáň a houbovitou část kosti, tzv. spongiózní kostní tkáň. Zastoupení kompakty v lidském skeletu je 80 %. Zbývajících 20 % tvoří spongióza [15].

5.3.1 Kompaktní kostní tkáň (*substantia compacta*)

Kompaktní kostní tkáň nebo také kortikální kostní tkáň se vyskytuje v trojí formě lamel. Jedná se o Haversovy, intersticiální (vymezené) a povrchové lamely [13]. Komplex trubicových lamel spolu s centrálním (Haversovým) kanálem se nazývá Haverský systém neboli osteon, jež představuje nejtypičtější lamelární strukturu a základní stavební jednotkou kompakty. Osteon je tvořen komplexem 6 až 20 trubicových lamel s různě křížícími se kolagenními vlákny (viz obr. 5.3) i s různým stupněm mineralizace, jež přímo ovlivňují mechanické vlastnosti kosti. Krevní oběh osteonů je vzájemně propojen pomocí příčných nebo šikmých Volkmannových kanálků [15].

Povrch kompaktní kostní tkáně je pokryt tvrdým vazivovým obalem, tzv. periostem neboli okosticí, jež je ke kompaktní kostní tkáni uchycen pomocí krátkých vazivových vláken, tzv. Sharpeyových vláken. Periost, mimo ochranné funkce povrchu kosti, má velmi bohaté cévní zásobení a slouží tedy jako výživová jednotka kosti. Kromě cév je okostice protkána hustou sítí nervů [15].

5.3.2 Spongiózní kostní tkáň (*substantia spongiosa*)

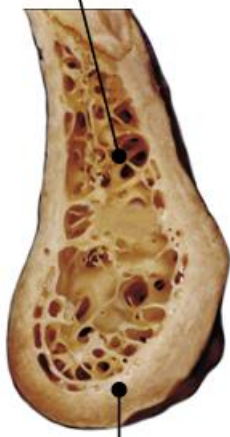
Spongiózní kostní tkáň je složena z lamelárních trámců (trabekul) a plotének, které vytvářejí nepravidelnou prostorovou strukturu v závislosti na zatížení kosti. Trámce jsou tenké, ploché a jejich stavba je obdobná jako stavba osteonu. Některé trámce s větší tloušťkou dokonce tvoří trubcovitě uspořádané Haversovy systémy jako v kompaktní kostní tkáni [15].

Uspořádání a směry průběhu trámců a plotének odpovídají tzv. kostním trajektoriím [15]. Jsou to linie probíhající ve směrech hlavních napětí, respektive hlavních přetvoření kosti. Takové uspořádání trámců ve směrech hlavních napětí (přetvoření) má za následek dosažení maximální pevnosti v daných směrech při minimální spotřebě kostní tkáně [13]. Uspořádání trámců a lamel spongiózní kostní tkáně ve směru trajektorií se nazývá architektura spongiózní kosti [15]. Každá kost má svoji architekturu spongiózy vlivem různého tahového a tlakového zatížení a také se v různých fázích života mění a přestavuje. Zatížené trámce spongiózy mohutnějí zatímco nezatížené se ztenčují a odbourávají [13]. Při hojení zlomenin také dochází k přestavbě trámců vlivem nového tlakového zatížení v pozmeněné poloze. Pro modelaci i remodelaci platí tzv. Wolffův zákon, který hovoří o vzájemné harmonii zevního tvaru, vnitřní struktury a funkčním zatížením kosti. Pokud vznikne nějaká změna, dochází k remodelaci kosti za účelem dosažení původní rovnováhy [15].

5.4 Rozložení kompakty a spongiózy v dolní čelisti a její trajektorie (pilíře)

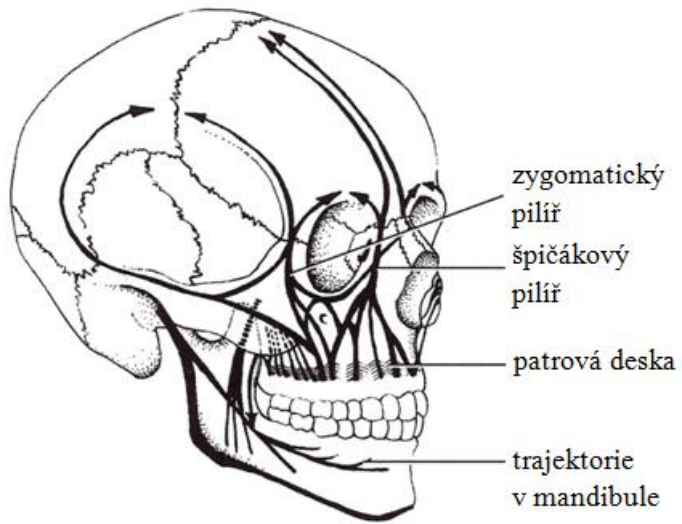
Poměr hutné a trámčité kostní tkáně je v mandibule proměnlivý. Povrch těla dolní čelisti tvoří silná vrstva kompaktní kostní tkáně jak na vnější, tak na vnitřní straně zejména v oblasti brady (viz obr. 5.4). Uvnitř se pak nachází spongiózní kostní tkáň. Při žvýkání je horní a dolní okraj čelisti namáhán především na ohyb. Z toho důvodu je spongiózní kost v této oblasti zesílena [11]. Směry zesílení se nazývají trajektorie nebo také pilíře dolní čelisti, které jsou orientovány ve směru tlakového zatížení při mastikaci (viz obr. 5.5). Rameno mandibuly je tenké a ploché. Z toho důvodu je tenká i vrstva kompaktní kostní tkáně. Rameno je však obdobně vyztužené spongiózní kostní tkáně s orientací trámců ve směru mechanického zatížení až k temporomandibulárnímu kloubu [11].

spongiozní kostní tkáň



kompaktní kostní tkáň

Obrázek 5.4: Řez dolní čelistí v oblasti řezáků [18]



zygomatický pilíř

špičákový pilíř

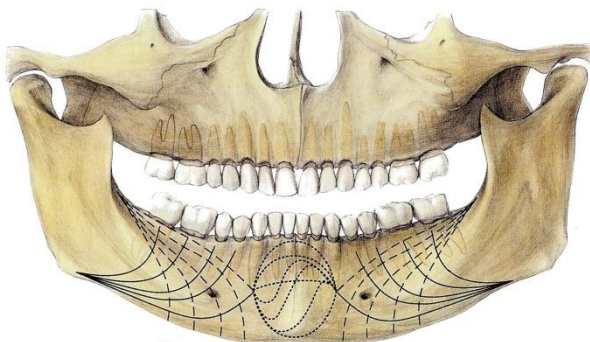
patrová deska

trajektorie v mandibule

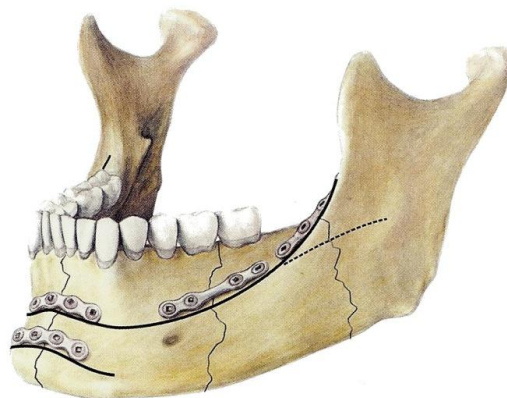
Obrázek 5.5: Kostní pilíře skeletu lebky [11]

5.5 Napjatost v dolní čelisti při skusu a Champyho osteosyntetické linie

Znalost napjatosti v dolní čelisti namáhané při skusu je směrodatná pro vhodné umístění fixačních dlah. Namáhání dolní čelisti je znázorněné pomocí tahových, tlakových a krutových siločar. Na základě toho, spolu se znalostí kostních pilířů a trajektorií, navrhl doktor Maxime Champy linie, tzv. Champyho osteosyntetické linie (viz obr 5.7), jež určují vhodné umístění osteosyntetických minidlah pro stabilizaci zlomenin a následné hojení bez komplikací [17]. Skusové síly vytvářejí v těle mandibuly tah (čárkované čáry), tlak (souvislé čáry) a krut (tečkované čáry), viz obr. 5.6.



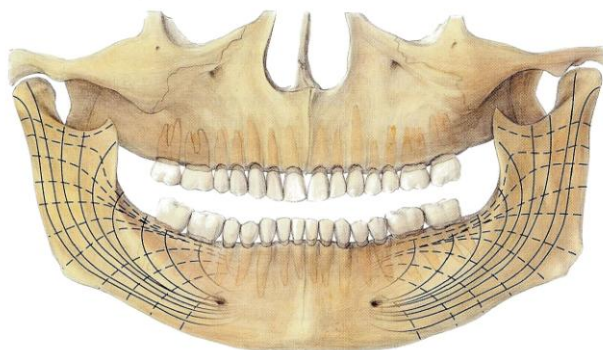
Obrázek 5.6: Tahové (čárkované), tlakové (souvislé čáry) a krutové (tečkované) siločáry vyvolané skusovými silami [17]



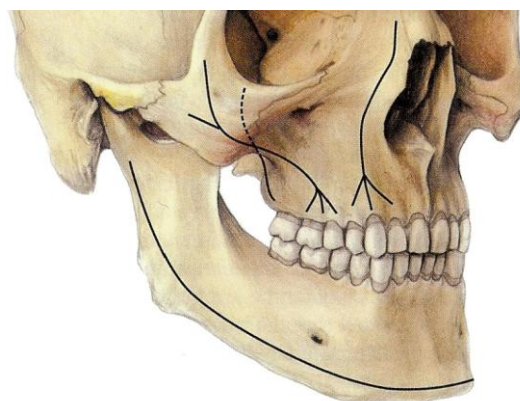
Obrázek 5.7: Champyho osteosyntetické linie [17]

V případě odstranění postižené kostní tkáň dolní čelisti v důsledku nádorového onemocnění a nahrazení defektu kostním štěpem je přenos zatížení značně snížen. V případě použití látek na podporu tvorby nové kostní tkáň je schopnost přenosu zatížení v dolní čelisti ještě nižší až téměř nulová. Segmenty dolní čelisti a nahrazenou kostní tkáň je také nutné zafixovat do vyhovující polohy. Proto je nutné umístění dlahy na tzv. podpěrnou neboli nosné (load bearing) linie, kterou prochází největší tlakové zatížení při mastikaci [17]. Zjednodušené rozložení napětí v rameni, úhlu a těle mandibuly je zobrazeno na obr. 5.8. Podpěrná linie v dolní čelisti dle Champyho a Loddeho (1976) [17] je vyobrazena na obr. 5.9. Na základě

těchto poznatků byla rekonstrukční dlaha umístěna na dolní čelist při tvorbě modelu geometrie.



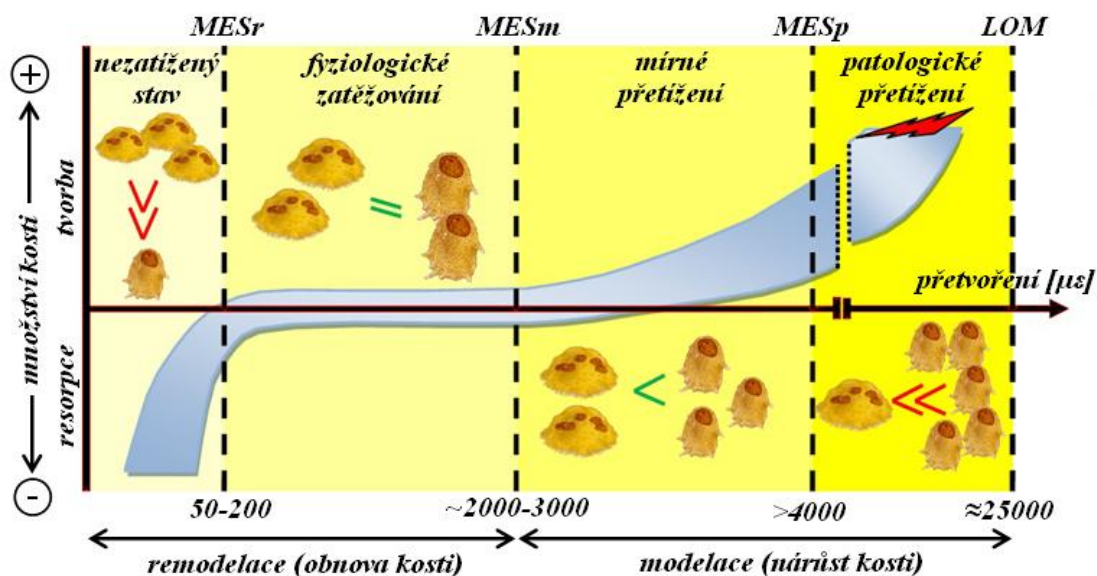
Obrázek 5.8: Podpěrná linie v dolní čelisti (1976 Champy a Lodde)[17]



Obrázek 5.9: Rozložení napětí v dolní čelisti - tahové napětí (souvislé čáry), tlakové napětí (čárkované)[17]

5.6 Frostova mechanostat hypotéza (modelace a remodelace kostní tkáně)

Frostova mechanostat hypotéza popisuje vztah mezi mechanickým zatěžováním a biologickou odezvou v kosti [19]. Tato hypotéza předpokládá mechanismus odezvy, jež přizpůsobuje kostní tkáň na příslušné přítomné zatížení z důvodu zabránění strukturního selhání kostní tkáně. Ke ztrátě kostní tkáně dochází v oblastech nízkého přetvoření, resp. napětí a naopak k růstu kostní tkáně v oblastech největších přetvoření [20]. Mechanostat hypotéza dělí přizpůsobování kostní tkáně do 4 oblastí (viz obr. 5.10), jež každá vykazuje jiné biologické procesy v závislosti na přetvoření udávaného v mikrostrainech ($1000 \mu\epsilon$ je $\epsilon=0,001$). Oblasti oddělují prahové hodnoty, tzv. minimální efektivní přetvoření (minimum effective strain - MES), při nichž dochází k adaptačním procesům [19]. Hodnoty prahových hodnot jsou ovlivněny hormony a genetickou výbavou jedince. Prahové hodnoty se také v různých kostech liší. Proto je dle některých autorů Frostova mechanostat hypotéza považována za příliš zjednodušený model [21].



Obrázek 5.10: Rozdělení mechanického zatížení do oblastí dle Frostovy hypotézy mechanostatu [20], [22], [23]

Pod prahovou hodnotou minimálního efektivního přetvoření remodelace (MESr) jsou přetvoření nízká, kostní tkáň atrofuje a dochází k její remodelaci [23], [24]. Při tomto přetvoření dochází k úbytku kortikální a spongiózní kosti. Tento stav je prokázán u astronautů a pacientů s imobilizovanou končetinou po dobu delší než 3 měsíce [24].

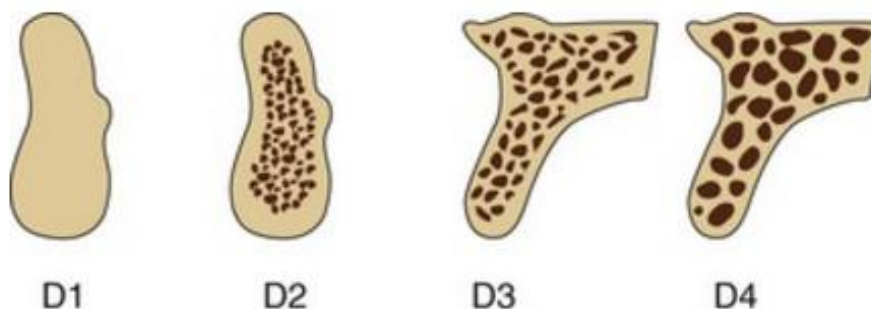
Mezi prahovou hodnotou remodelace (MESr) a prahovou hodnotou modelace (MESm) se nachází zóna fyziologického zatěžování. V této oblasti jsou remodelační procesy významně potlačovány hormonálními a metabolickými vlivy [23]. Tato oblast je analogická „líné“ zóně v Carterově studii [25] a „mrtvé“ zóně popsané Huskiesem [26]. V této oblasti dochází k rovnováze mezi modelací a remodelací. Kostní tkáň je v tzv. klidovém stádiu. Každý rok však dochází k remodelaci přibližně 18 % spongiózní kostní tkáně a 2-5 % kompaktní kostní tkáně. Hodnoty přetvoření v této oblasti jsou ideální pro okolí implantátů a šroubů fixační dlahy [24].

V oblasti mírného přetížení dochází k mikropoškozením (mikrozlomeninám) a zvýšené buněčné aktivitě [24]. Při modelaci dochází k nárůstu kortikální i spongiózní kostní tkáně a změně tvaru povrchu kostní tkáně v důsledku její resorpce [19]. Pevnost a hustota kostní tkáně se může snížit. Obvykle se tvoří fibrilární kostní tkáň. Fibrilární kostní tkáň však vykazuje nižší pevnost než mineralizovaná lamelární kost. Z tohoto důvodu je nutná zvýšená opatrnost při zatěžování kosti v této oblasti [24].

Nad prahovou hodnotou MESp se nachází oblast patologického přetížení. V této oblasti dochází k resorpci kostní tkáně a rapidnímu růstu vláknité (fibrózní) kostní tkáně na povrchu již existující kostní tkáně. Tato fáze je přirovnávána k reparativním procesům obdobným u hojení zlomenin, kdy vzniká fibrózní svalek [23], [27]. Patologické zlomeniny kostní tkáně se objevují nad 20000 mikrostrainů [24].

5.7 Klasifikace hustoty kostní tkáně

Podstatným faktorem mechanických vlastností kosti a stability aplikovaného fixátoru je kvalita kostní tkáně, která je určena její hustotou (densitou). Hustota kosti popisuje relativní množství dřevných dutin přítomných v kostní tkáni [28]. V literatuře se objevuje několik klasifikací hustoty kostní tkáně. První objektivní klasifikace byla dle Lekholma a Zarba z roku 1985. Roku 1988 byla tato klasifikace hustoty upravena a rozdělena Mische do čtyř kategorií D1-D4 (viz obr. 5.11) dle zastoupení kortikální kostní tkáně a spongiózní kostní tkáně v kosti [29].



Obrázek 5.11: Klasifikace hustoty kostní tkáně dle Mische [11]

5.8 Mechanické vlastnosti kosti

Kost je považována za živou tkáň, s čímž souvisí neustálá změna mechanických vlastností během života jedince. Především se jedná o změnu obsahu minerálních látek v kosti s postupem věku [22]. Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou věk, pohlaví, umístění kosti v těle, teplota, obsah minerálů, množství přítomné vody, resp. vlhkost

kosti, různá onemocnění kosti (např. osteoporosa) a další. S přibývajícím věkem se snižuje hustota kosti a tím i její pevnost. To má za následek větší náchylnost ke zlomeninám. Z toho vyplývá zřetelná změna mechanických vlastností s přibývajícím věkem [31].

Určování mechanických vlastností, respektive materiálových charakteristik kostní tkáně, je velmi složité. Je téměř nemožné provádět mechanické zkoušky kostní tkáně in vivo, proto se mechanické vlastnosti určují na experimentálních vzorcích in vitro [22]. Je vhodné experimentální vzorek kostní tkáně po vyjmutí z těla uchovávat ve fyziologickém roztoku pro zabránění vysychání, kde by došlo k rychlé změně mechanických vlastností [32]. Dříve zmíněné faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostní tkáně spolu s různými metodami měření způsobují velký rozsah v naměřených hodnotách materiálových charakteristik uváděných v literatuře od různých autorů.

5.8.1 Používané modely materiálu kostních tkání

Mechanické vlastnosti kostní tkáně je u konkrétního pacienta možné určit na základě zdánlivé hustoty. Zdánlivou hustotu kostní tkáně lze určit na základě Housfieldových jednotek (HU) představující hodnotu útlumu, jež lze získat z vyšetření počítačovou tomografií. Ze vztahů uvedených níže lze určit Youngův modul pružnosti v tahu v dolní čelisti [33].

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

$$\text{Youngův modul pružnosti: } E = 0,024 \cdot \rho^{1,777} \text{ [MPa]} \quad (2)$$

Pro řešení deformačně napěťových analýz je hojně využíván ortotropní model materiálu dolní čelisti [2], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40]. Ortotropní model materiálu je definován devíti materiálovými parametry. Třemi moduly pružnosti v tahu (E_i), třemi poissonovými čísly (μ_{ij}) a třemi moduly pružnosti ve smyku (G_{ij}). Při tomto modelu materiálu je nutná definice třech na sebe kolmých směrů. Tyto směry se liší v různých oblastech dolní čelisti a modelují se v oblasti brady, těle, úhlu, ramenu, kondylu a svalovém výběžku mandibuly [2].

Lineárně elastický model materiálu kostních tkání

Nejnižší model materiálu je homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu (Hookeovský model). Tento model je popsán pouze dvěma nezávislými materiálovými konstantami. První charakteristikou je Youngův modul pružnosti v tahu E [MPa] a druhou je Poissonovo číslo (poměr) μ [-]. V tabulce 5.1 jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik pro kortikální a spongiózní kostní tkáň od různých autorů. Tento model je nejpoužívanější model materiálu při řešení deformačně napěťových analýz dolní čelisti, i když nerespektuje složitou mikrostrukturu kostní tkáně.

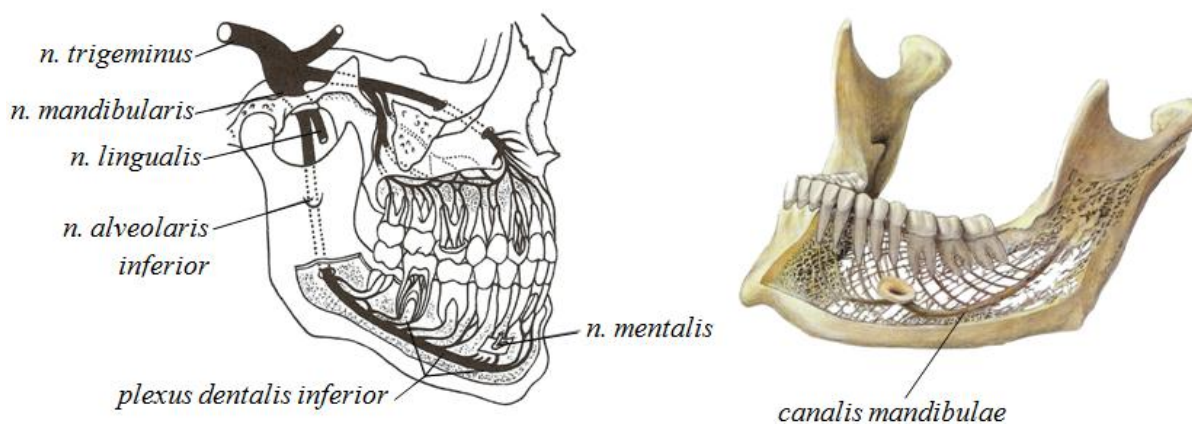
Tabulka 5.1: Přehled materiálových charakteristik kortikální a spongiózní kostní tkáň používaných při deformačně napěťových analýzách od některých autorů

Autor	Kortikální kostní tkáň		Spongiózní kostní tkáň	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
Menicucci et al (1998) [41]	13700	0,30	1370	0,30
Baggi et al (2008) [42]	13700	0,30	500	0,30
Huang et al (2008) [43]	13800	0,26	345	0,31
Field et al (2009) [44]	14700	0,30	470	0,30
Gröning et al (2011) [45]	17000	0,30	56	0,30
Bonnet et al (2009) [39]	11703	0,26	314	0,29
Simsek et al (2006)[46]	14800	0,30	1850	0,30
Hu et al (2003) [47]	13700	0,30	7930	0,30
Nagasao et al (2003) [48]	15000	0,33	1500	0,30
Lan et al (2008) [49]	13700	0,30	1850	0,30
Ammar et al (2011) [50]	14700	0,30	1500	0,30

Model materiálu s hodnotami $E=13700$ MPa ($\mu=0,3$) pro kortikální kostní tkáň a $E=1370$ MPa ($\mu=0,3$) pro spongiózní kostní tkáň se vyskytuje v mnoha pracích (i novějších) [41] (1998), [51] (2008), [52] (2013), [53] (2013), [54] (2008), [55] (2003) zabývajících se deformačně napěťovou analýzou dolní čelisti. Jedná se o nejčastěji používané hodnoty materiálových charakteristik homogenního izotropního lineárně pružného modelu materiálu. Z důvodu četnosti použití byly tyto materiálové hodnoty použity pro model materiálu kostních tkání v této práci.

5.9 Nervy dolní čelisti

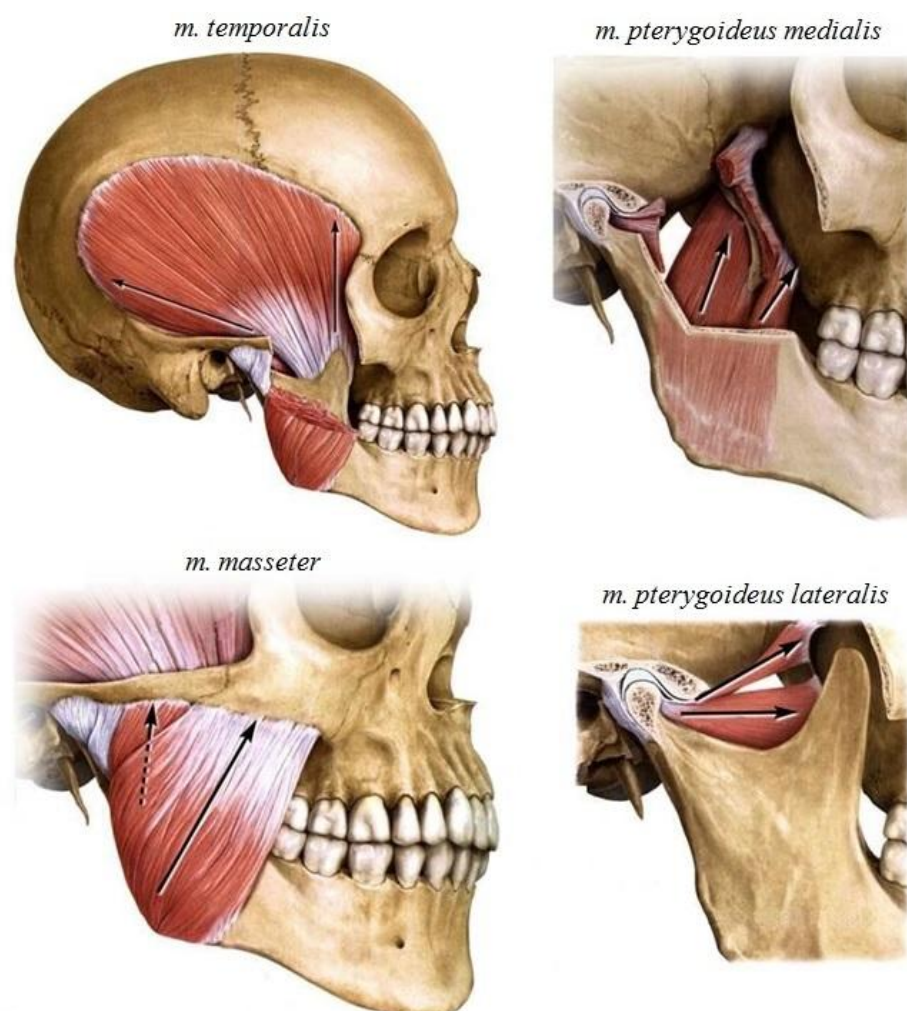
Nerv pro dolní čelist (*nervus mandibularis*) je jednou ze tří větví trojklaného nervu (*nervus trigeminus*). Nerv pro dolní čelist se dále dělí do několika větví, které zajišťují senzitivní inervaci a motorickou inervaci žvýkacích svalů. *Nervus alveolaris inferior* vstupuje skrze *foramen mandibulae* do *canalis mandibulae*, kde se větví na *plexus dentalis inferior* jež tvoří nervy zubů. Z předního otvoru mandibulárního kanálu *foramen mentale* vystupuje *nervus mentalis* pro senzitivní inervaci dolního rtu a kůže brady. Další větví je *nervus lingualis* tvořící senzitivní inervaci předních dvou třetin jazyka [12]. Trojklaný nerv a jeho rozvětvení lze vidět na obr. 5.12.



Obrázek 5.12: Nervy dolní čelisti [12], [17]

5.10 Svaly dolní čelisti

Svaly orofaciální soustavy se dělí na svaly žvýkací (mastikační, čelistní) a svaly mimické, které se nacházejí v oblasti oka, úst, nosu a ucha [12]. Pro řešení formulovaného problému mají význam zejména svaly žvýkací (*musculi masticatores*). Jejich hlavní funkce spočívá v zavírání úst (mandibulární elevaci) neboli addukci a uplatňují se tedy zejména při žvýkání (kousání) [15]. Soustava žvýkacích svalů je tvořena *m. masseter*, *m. temporalis*, *m. pterygoideus lateralis* a *m. pterygoideus medialis* (viz obr. 5.13) [12].



Obrázek 5.13: Základní žvýkací svaly a směry jejich působení [56]

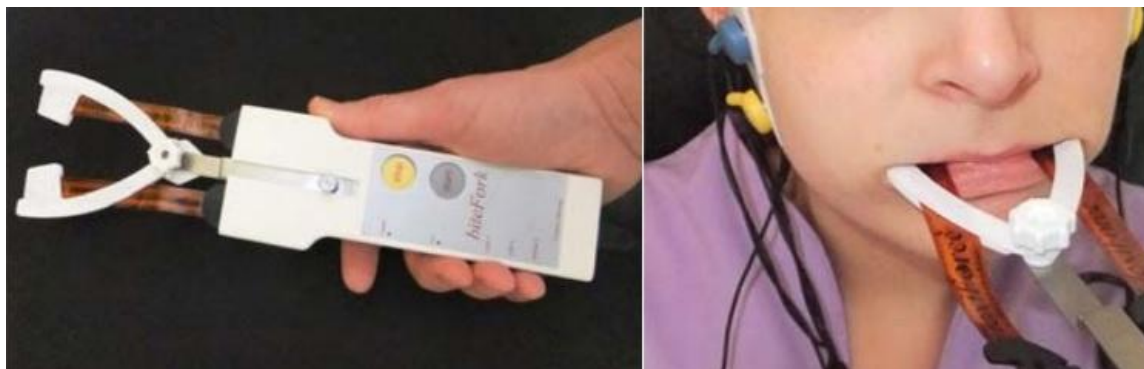
- ***M. masseter*, zevní sval žvýkací** je silný sval na vnější straně ramena mandibuly. Skládá se z povrchové (*pars superficialis*), jež je mohutnější a rozsáhlejší a hluboké vrstvy (*pars profunda*), která je kratší a menší. Jejich snopce svalových vláken se vzájemně kříží [13]. Jeho hlavní funkcí je elevace mandibuly. Povrchová vrstva se také podílí na protrakci (vysunutí mandibuly dopředu) [15].
- ***M. temporalis*, sval spánkový** je silný sval uložený ve spánkové jámě. Upíná se na *processus coronoideus*. Přední snopce vláken mají vertikální směr a slouží k elevaci mandibuly. Zadní snopce vláken mají šikmý až horizontální směr a slouží tedy k retrakci (zasunutí) dolní čelisti [13]. Spánkový sval je v bdělém stavu stále aktivován a udržuje ústa v klidové poloze, tedy zavřená [15].

- ***M. pterygoideus medialis*, vnitřní křídlový sval** je plochý silný sval. Představuje *m. masseter* na vnitřní straně ramena mandibuly. Upíná se z vnitřní strany v úhlu mandibuly. Má stejný směr snopců jako *m. masseter*, a proto funguje jako synergický sval při elevaci mandibuly [13]. Při jednostranné aktivaci dochází k pohybu do strany a má tedy důležitou roli při třecích žvýkacích pohybech [15].
- ***M. pterygoideus lateralis*, zevní křídlový sval** je menší než *m. pterygoideus medialis* a je od něj uložen kraniálně. Upíná se do *fovea pterygoidea* ležící pod hlavici mandibuly. Má zřetelné dvě hlavy úponu. Při oboustranné aktivaci táhne mandibulu dopředu. Při jednostranné aktivaci táhne mandibulu směrem na protilehlou stranu a účastní se jako *m. pterygoideus medialis* třecích žvýkacích pohybů [13]. Jako jediný se přímo nepodílí na elevaci mandibuly. Naopak zahajuje depresi (otevírání úst) a nepřímo se účastní elevace, kdy svým tahovým předepjetím napomáhá návratu disku do kloubní jamky [15].

5.11 Hodnoty skusových sil

Síla skusu se vyjadřuje tzv. okluzní nebo žvýkací silou, jejíž hodnoty jsou naměřeny různými metodami mezi zuby horní a dolní čelisti. Okluzní síly se měří buď za přítomnosti různých druhů potravin, měřicího zařízení nebo bez nich (naprázdno). Hodnoty okluzních (stykových) sil se velmi liší v závislosti na měřicím zařízení, zda dochází ke kontaktu pouze jednoho nebo více zubů a také na oblasti, kde měření probíhá (špičáky, řezáky, premoláry, moláry). Tyto síly jsou také silně závislé na pohlaví, kdy muži dosahují zpravidla vyšších hodnot než ženy a na věku jedince [57].

Maximální žvýkací síly se v různých publikacích pohybují v rozmezí od 70 do 1200 N [57]. U mužů je průměrná maximální síla skusu 700 N, zatímco u žen 500 N [58], [59]. Běžné žvýkací síly jsou výrazně nižší s hodnotami přibližně 60-150 N (na jeden zub) na pro běžné potraviny jako je mrkev, sušenka nebo maso [60], [61]. První zařízení na měření žvýkacích sil byl tzv. gnatodynamometr, jehož princip spočíval v použití pákového mechanismu a závaží. Přes různá zařízení měřící přetvoření (tenzometry, extenzometry) byla zařízení na měření žvýkacích sil vyvinuta až do dnešních zařízení v podobě citlivých elektronických zařízení, tlakových filmů apod. [62]. Například jedním z takových moderních zařízení je tzv. biteFork system [63], viz obr. 5.14. Pomocí tohoto zařízení byly v práci [63] měřeny jak oboustranné skusy, tak jednostranné skusy s umístěním snímacích bloků mezi premoláry a moláry a za současného použití elektromyografie (EMG), jež je metoda měřící elektrické signály vycházejících ze svalů. Bylo změřeno více než 700 vzorků pomocí přístroje biteFork, kdy průměrné maximální síly při jednostranném skusu ukazovaly hodnotu 188 ± 103 N.



Obrázek 5.14: Přístroj biteFork na měření skusové síly (vlevo), vpravo aplikace biteFork a elektrod elektromyografu [63]

6 NÁDOROVÉ ONEMOCNĚNÍ DOLNÍ ČELISTI

Výskyt nádorového onemocnění orofaciální oblasti je poměrně častý (3-5 % z celkového počtu zhoubných nádorů) [64]. U mužů je výskyt až 3x častější než u žen [65]. Četnost se v České republice odhaduje na 2000 nových případů ročně [66].

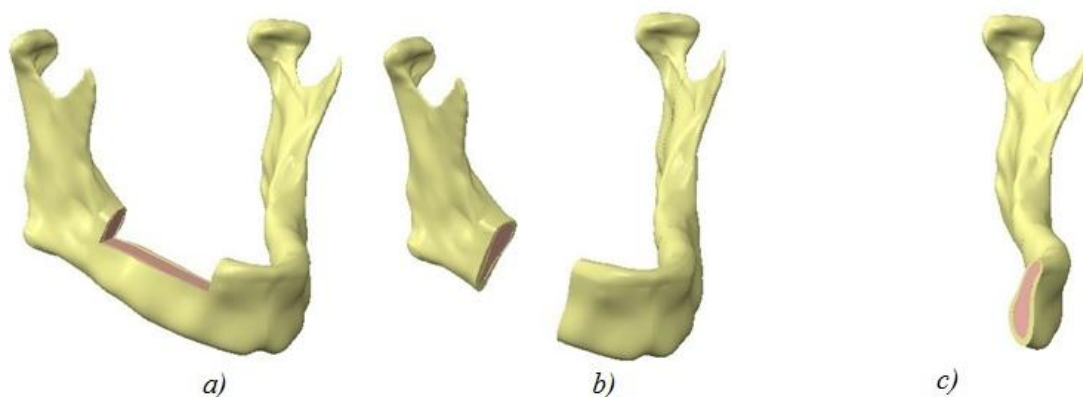
Nádory dělíme dle biologické povahy na benigní (nezhoubné) a maligní (zhoubné). Mezi benigní nádory patří např. ameloblastom (nejčastější), fibrom, odontom, myxom a cementoblastom. Podskupiny maligních nádorů jsou karcinomy a sarkomy [65].

6.1 Léčba

Léčba nádorového onemocnění orofaciální oblasti spočívá především v kombinaci radikálního chirurgického zákroku s chemoterapií, aktinoterapií (radioterapie, léčení zářením) nebo imunoterapií [64], [65]. U benigních novotvarů se provádí exstirpace¹. U maligních nádorů je nutné brát v potaz fakt, že nádorové buňky se při invazi skrze periost či *canalis mandibulae* mohou nacházet až 2 cm za makroskopicky zdravou kostí. Z tohoto důvodu je požadována příslušná radikalita [27]. Resekce se provádí s nejméně 1-1,5 cm bezpečnostní hranicí odběru zdravé kostní tkáně od hmatatelné či viditelné hranice nádoru [64].

Resekce vykonávané na dolní čelisti

- **Superficiální resekce mandibuly**
Jedná se o odstranění alveolárního hřebene se zachováním spojitosti spodní hrany čelisti [27], viz obr. 6.1.
- **Segmentová parciální mandibulektomie**
Je to chirurgický zákrok, kdy dochází k porušení kontinuity mandibuly, viz obr. 6.1. Vzniklý defekt se přemostňuje pomocí rekonstrukční dlahy. Pro odstranění kostní tkáně se používá oscilační pilka [27]. Segmentální resekce mandibuly s sebou nese negativní aspekty v podobě ztráty inervace (motorických a senzitivních nervů), ztráty zubů spolu s kostní tkání a možné ztráty úponu svalů, jež mohou vést k problémům se žvýkáním, polykáním nebo řečí [67].
- **Hemimandibulektomie**
Při tomto výkonu dochází ke ztrátě přibližně poloviny dolní čelisti včetně temporomandibulárního kloubu, viz obr. 6.1. Na bezzubou mandibulu lze použít rekonstrukční dlahu s artifičním temporomandibulárním kloubem. Totální mandibulektomie (náhrada celé dolní čelisti) je výjimečný chirurgický zákrok [27].



Obrázek 6.1: Typy resekci dolní čelisti: a) superficiální resekce mandibuly, b) segmentální parciální mandibulektomie, c) hemimandibulektomie

¹ Exstirpace - úplné chirurgické vynětí orgánu nebo tkáně nádoru [68].

7 NÁHRADY DEFICITU KOSTNÍ TKÁNĚ

Ke ztrátě spojitosti dolní čelisti dochází kromě resekce benigních a maligních nádorů i z důvodu osteomyelitidy (zánět kostní dřeně), osteonekrózy² [69], v případech komplikovaných tříštivých zlomenin, vzácných střelných poranění a dalších. Defekty ponechané bez rekonstrukce vedou k deformitám tváře, snížené schopnosti přijímat potravu, nebo dokonce ztrátě řeči. Rekonstrukce dolní čelisti nespočívá pouze ve snaze o navrácení původního anatomického tvaru (estetiky obličeje), ale především se jedná o obnovu orálních funkcí [69].

Rekonstrukci defektu po segmentové parciální mandibulektomii lze provést dvěma způsoby. První starší způsob spočívá v použití různých kostních štěpů [27]. Druhou metodou je tkáňové inženýrství, jež se snaží odstranit nevýhody kostních štěpů při rekonstrukci defektů kostní tkáně. Tkáňové inženýrství zahrnuje různé metody tvorby náhradní kostní tkáně od pěstování volného kostního štěpu v těle pacienta po využití tkáňového nosiče³ a látek na podporu tvorby nové kostní tkáně [70]. Tkáňové inženýrství může být dalším krokem v evoluci rekonstrukce dolní čelisti [69].

7.1 Kostní štěpy

Štěp je volně přenášená tkáň. Štěpy dělíme na autologní (dárce je i příjemce), homologní (z kadáveru) a heterologní (tzv. xenograft). Nejlepší z těchto možností je použití vlastního autologního štěpu [71].

Štěpy lze dále dělit na kortikální a spongiózní. Kortikální štěpy jsou určeny k fixaci defektu a spongiózní jsou používány za účelem stimulace procesu hojení [27]. Nejčastější místa odběru pro náhradu defektu kostní tkáně jsou vaskularizovaná (zachované cévní zásobení) kost lýtková (*fibula*), lopata kosti kyčelní (*crista iliaca*), volné žebro (*costae fluctuantes*), lopatka (*scapula*) [64] nebo kost vřetenní (*radius*) [70].

Pro správné vhojení a remodelaci štěpu je vhodné zabránit střížným silám v místech kontaktu štěpu s vlastní kostní tkání. Toho je dosaženo správným uložením vůči použité osteosyntéze. U mladších pacientů obecně dochází k lepšímu vhojení štěpu než u pacientů starších [71].

U autologních štěpů je zmiňována nevýhoda značného poranění a morbidita na místě odběru [69]. S tím souvisí i rizika a možné problémy při chirurgickém zákroku jako je krvácení, zápal, infekce nebo chronická bolest. Nejčastěji používaný kostní štěp pro rekonstrukci mandibuly je kost lýtková (*fibula*). Avšak v některých případech se objevují stížnosti na bolestivost v místě odběru a nestabilita kotníku po odebrání *fibuly*. Nevýhodou je také omezená výška *fibuly*, jež omezuje současnou rekonstrukci šířky těla mandibuly a získání dostatečné výšky alveolární oblasti pro zavedení zubních implantátů. Štěp z lopaty kosti kyčelní (*crista iliaca*) se také velmi často používá při segmentální mandibulektomii s velikostí defektu 5 až 6 cm [72]. *Fibula* se však stále považuje za „zlatý standard“ při rekonstrukci dolní čelisti [70].

Kostní štěpy se ukotvují pomocí několika šroubů (viz obr. 7.1).

² Osteonekróza je odumření kosti v důsledku zástavy přítoku krve do tkáně [73].

³ Tkáňový nosič (ang. scaffold) je 3D struktura tvořená z umělých nebo přírodních materiálů určená pro růst tkáně napodobující biologické procesy mimo tělo nebo jako náhrada poškozených tkání uvnitř těla [74].



Obrázek 7.1: Fixace kostního štěpu pomocí šroubů [75]

7.2 Kostní tkáňové inženýrství (Bone Tissue Engineering)

Kostní tkáňové inženýrství spočívá v použití tkáňových nosičů s matricí podobnou vlastní kostní tkáni, bioaktivní látky pomáhající diferenciaci⁴ buněk na požadovaný typ, buňky nebo tkáň s osifikačním (kostitvorným) potenciálem a zajištění dostatečného krevního zásobení pro přísun živin rostoucí tkáni a odvodu odpadu [76], [77].

Klinické využití tkáňového inženýrství při rekonstrukci dolní čelisti limitují především tkáňové nosiče [78]. Ideální tkáňový nosič by měl mít 3D pórovitou strukturu se sítí pórů vhodnou pro růst buněk a cév, umožňující tok živin a metabolického odpadu, měl by být biokompatibilní⁵ a biodegradabilní⁶ s resorpcí odpovídající růstu buněk či tkáně. Dále by měl nosič disponovat chemickým povrchem vhodným pro adhezi buněk, proliferaci (množení, bujení), diferenciaci a odpovídat mechanickým vlastnostem vlastní kostní tkáni [79].

Tkáňové nosiče jsou vyrobeny z různých materiálů, jako jsou polymery, keramiky a další biologické materiály [69]. Mezi keramiky patří hydroxyapatitová keramika (HA), která je však neresorbovatelná. Dalším keramickým materiálem je trikalciumfosfát (TCP), jež byl vyvinut na bázi fosforečnanu vápenatého. Je to porézní materiál, u kterého dochází k resorpci 90-100% objemu do dvou let. Polymerové resorbovatelné nosiče se vyrábějí z polylaktidů (PLA)-kyselina polymléčná. Tkáňové nosiče z tohoto materiálu degradují za vzniku kyseliny mléčné [27]. Nejčastěji se používají kolagenní nosiče (přírodní polymery), viz obr. 7.2, nosiče z PLA nebo jejich kompozity např. PLA ve formě houby s HA povlakem nebo kompozit kolagen-TCP. Jelikož tkáňový nosič je jednou z hlavních komponent při tvorbě nové kostní tkáně, dochází k neustálému vývoji a testování nových materiálů. Pro iniciaci nebo podporu růstu nové kostní tkáně se používá několik tkáňových nosičů v kombinaci s bioaktivními látkami a s kmenovými buňkami často z kostní dřevě (BMSC) [69], [80].

⁴ Diferenciace je rozlišení, tj. proces přeměny nesespecializované buňky na buňku specializovanou. U kostí konkrétně přeměna mezenchymových kmenových buněk na osteoblasty [77].

⁵ Biokompatibilita je snášenlivost cizích látek nebo materiálů v biologickém prostředí, respektive schopnost materiálu existovat v těle bez zánětlivé reakce, bez produkce toxických buněk či jiných nežádoucích jevů. I produkty degračních procesů musejí být biokompatibilní [81].

⁶ Biodegradabilita je schopnost materiálu rozkládat se v biologickém prostředí. Stupeň degradace tkáňového nosiče by měla odpovídat stupni regenerace matrice tvořené buňkami [81].

Materiálové vlastnosti tkáňového nosiče

Rozsah mechanických vlastností tkáňového nosiče se výrazně liší v závislosti na použitém materiálu. Významnou vliv na mechanické vlastnosti tkáňového nosiče má také porozita. Modul pružnosti v tahu u kolagenního tkáňového nosiče se pohybuje v rozmezí od 20 do 80 kPa [82]. Běžná hodnota se pohybuje okolo 40 kPa a $\mu=0,3$ [81].

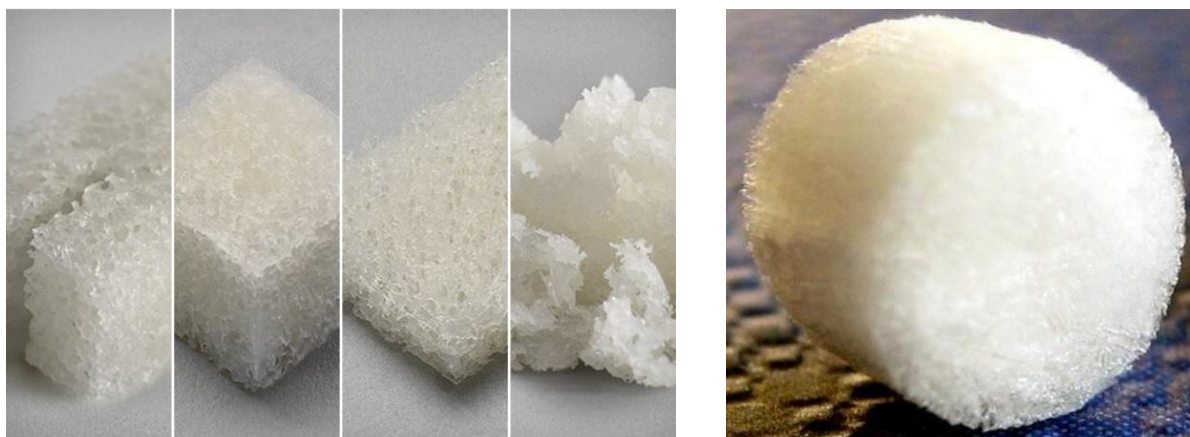
Další často používaný tkáňový nosič je β -TCP, jež se řadí mezi biokeramiky. Modul pružnosti tohoto materiálu je poměrně vysoký oproti jiným materiálům používaných pro tkáňové nosiče s hodnotou 24,6 GPa a Poissonovým číslem 0,3 [83].

PLA (kyselina polymléčná), PGA (kyselina polyglykanová) a PCL (Polycaprolakton) jsou polymery hojně používané pro tkáňové nosiče. PCL má modul pružnosti 19 MPa, v kompozitu s PLA pak 150 MPa [84]. PLA má modul pružnosti 25 MPa [85]. PLA s rozptýlenými částicemi bioskla pak 50 MPa [85].

Hybridní tkáňové nosiče jako například PCL/ β -TCP (hmotnostní poměr [%] 90/10) má materiálové vlastnosti $E=250$ MPa a $\mu=0,3$ [86].

Použitý tkáňový nosič má značný vliv na tuhost soustavy čelisti s aplikovaným fixátorem.

Příklady tkáňových nosičů jsou zobrazeny na obr. 7.2.



Obrázek 7.2: Příklady tkáňových nosičů: Homogenní tkáňový nosič AlloStem vlevo [87] a kolagenní tkáňový nosič vpravo [88]

Kromě mezenchymálních buněk získaných z kostní dřene nebo kmenových buněk získaných z tuku, jež jsou nejčastěji aplikovány do tkáňového nosiče, lze dále izolovat kmenové buňky z periferní krve. Z ní lze získat jak mezenchymální kmenové buňky (MSC), tak endoteliární progenitorové buňky (EPC) vhodné pro regeneraci krevního zásobení. Embrionální kmenové buňky (ESC) nebyly doposud reálně aplikovány z etických důvodů. Mají však potenciál být jediným zdrojem pro diferenciaci na všechny buňky obsažené v dospělé kostní tkáni jako kostitvorné buňky (osteoblasty, osteocyty), osteoklasty, buňky pro tvorbu krevního zásobení a nervové buňky pro regeneraci kostní tkáně [77].

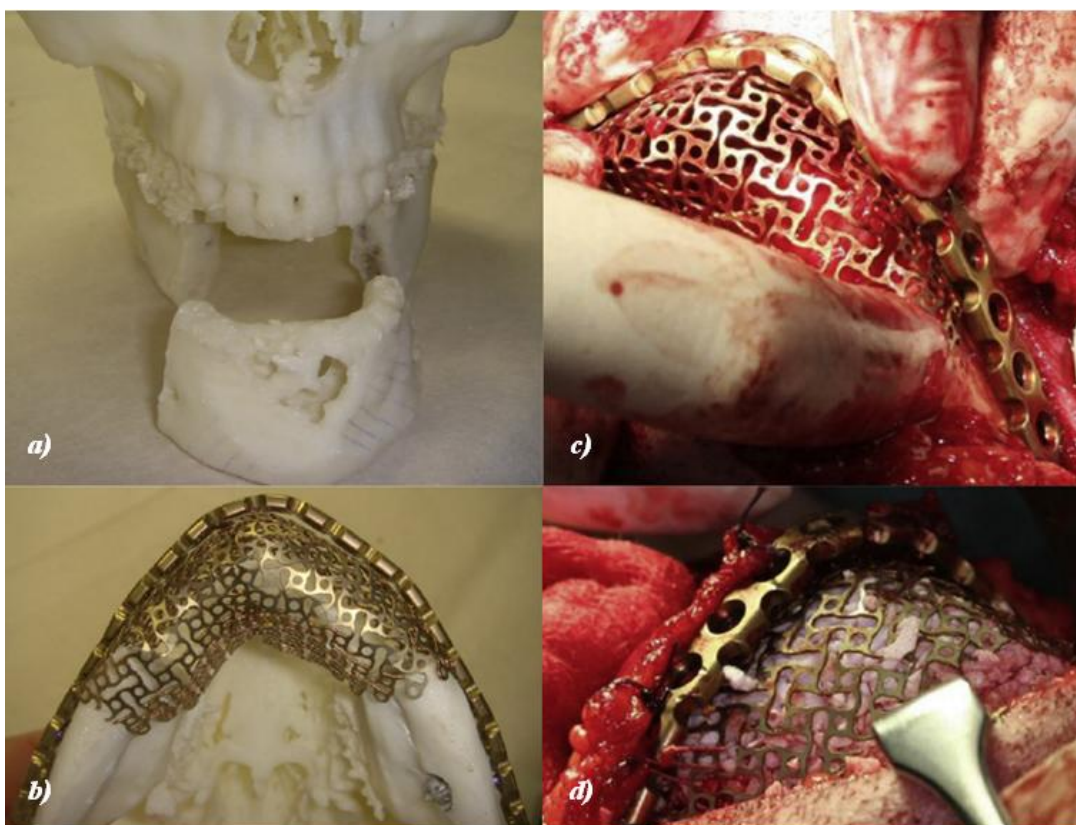
Jako nejefektivnější osteoinduktivní růstové faktory se prokázaly látky bílkovinného charakteru BMP (bone morphogenetic protein) při použití jak *in vitro*, tak *in vivo*. Typy BMP-2 a BMP-7 byly označeny jako nejvíce potentní [77]. Reprodukují se použitím technologie rekombinace DNA (označují se rhBMP) [78].

Studie na zvířatech prokázaly schopnost tvorby nové kostní tkáně. Při použití kolagenního nosiče spolu s kmenovými buňkami a rhBMP-2 jako náhrada defektu po

parciální mandibulektomii primátů byla pozorována úplná regenerace kostní tkáně přibližně po půl roce [89], [90]. Studie dále prokazovaly nezávislost rychlosti hojení na věku jedince a rychlejší zhojení postižené oblasti ve srovnání s použitím kostních štěpů [90].

Několik studií bylo provedeno i na lidských pacientech s defektem kostní tkáně dolní čelisti. Například se jednalo o použití kolagenního nosiče, BMP-2 a kmenových buněk implantovaných do titanové sítě. Studie prokázaly dobrou regeneraci kostní tkáně [91]. Použití BMP-7 spolu s kostními mineralizovanými bloky [92] nebo s xenogéním (konkrétně hovězím) kostním štěpem [93] také vykazují úspěšnou tvorbu nové kostní tkáně. Tyto způsoby a mnoho dalších kombinací tkáňových nosičů, BMP a kmenových buněk dle studií vykazují dostatečnou kvalitativní i kvantitativní formaci kosti pro následné zavedení zubních implantátů, uspokojivou estetičnost, sníženou morbiditu i snížení operačního času oproti běžným kostním štěpům [93]. Uváděná úspěšnost léčby je velmi vysoká. Na tento fakt poukazuje systémová studie literatury [69], jež uvádí úspěšné přemostění kostního defektu a vytvoření nové kostní tkáně při použití BMP proteinu bez použití autologního štěpu u 29 z 34 pacientů. Kromě článku popisujícího úspěšnou operaci se objevují negativní články, jež zmiňují pomalejší regeneraci než je tomu u zvířecích studií [94]. U lidských pacientů je přibližná doba úplné regenerace kostní tkáně 8-12 měsíců [92], [94].

Na základě CT snímků lze vytvořit model lebky pacienta, s jehož pomocí je předoperačně natvarována titanová síťka ve tvaru U i rekonstrukční dlahu (viz obr. 7.3). To vede k výraznému snížení operačního času [94]. Kromě titanové sítě lze použít i tzv. chirurgickou síťku [2].



Obrázek 7.3: Operace ameloblastomu: a) plánovaná resekce na modelu lebky, b) předoperační naohýbání fixační dlahy a titanové sítě dle modelu lebky pacienta, c) aplikace titanové sítě pod již zafixovanou dlahu, d) vložení β -TCP granulačního tkáňového nosiče s rozptýlenými tukovými kmenovými buňkami (SCs) a rhBMP-2 [94]

8 REKONSTRUKČNÍ DLAHY DOLNÍ ČELISTI, ŠROUBY, MATERIÁLY

Po odstranění postižené kostní tkáně dochází ke ztrátě kontinuity dolní čelisti. Zdravé celky vlastní kostní tkáně se fixují pomocí tzv. rekonstrukční dlahy. Ta je k vlastní kostní tkáni připevněna pomocí několika šroubů. Tyto dlahy mají především podpěrnou funkci pro dosažení alespoň částečné obnovy žvýkacích funkcí. Tato technika umožňuje hojení postižené oblasti bez nutnosti použití intermaxilární fixace, kdy je dolní čelist zafixována k horní čelisti v okluzi pomocí drátů [11].

Trendem v současnosti je omezení kontaktní plochy mezi dlahou a kostní tkání. Z toho důvodu se používají tzv. úhlově stabilní dlahy (locking plates). Tyto dlahy disponují závitem v otvorech pro šrouby. Další závit je na hlavě šroubu. Díky tomu dochází k pevnému spojení dlahy a šroubů, což zajistí úhlovou stabilitu osteosyntézy, nedochází k zatěžování povrchu kosti tlakem a je zabráněno uvolňování šroubů [95]. Téměř veškeré zatížení je přenášeno dlahou. Používané dlahy při rekonstrukci mandibuly umožňují použití „uzamykacích“ (locking) šroubů i standardních („nezamykacích“) šroubů, jež umožňují zavedení šroubů do kosti pod úhlem.

Výhody úhlově stabilní dlahy (locking plate):

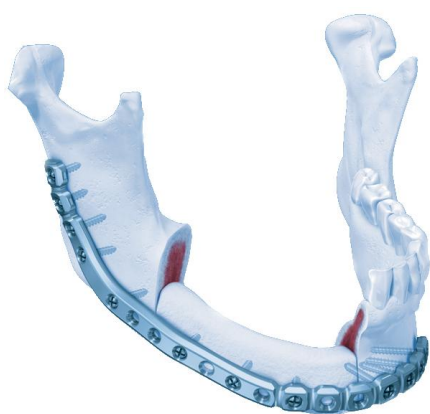
- 1) Konvenční dlahy vyžadují přesné přizpůsobení ke kosti. Pokud tomu tak není, části kostí (úlomky) jsou přitahovány k dlaze, což vede k různým pozicím kostních segmentů, a tím ke změně skusu. Při použití úhlově stabilní dlahy není nutné, aby dlaha přesně kopírovala povrch kosti. Dojde k „zamčení“ šroubů do dlahy, přičemž vznikne nepatrná mezera mezi dlahou a kostí [95].
- 2) S předchozími důvody souvisí další výhoda. Jelikož úhlově stabilní dlaha ve většině případů nedoléhá na periost kortikální kostní tkáně, nevytváří na ni tlak a nedochází tak k omezení či poškození krevního zásobení [95].
- 3) Třetí výhodou je nepravděpodobné uvolnění šroubu se zamykací hlavou z dlahy. Při fixaci kostního štěpu šrouby se zamykací hlavou nedochází k pohybu transplantované kostní tkáně ve fázi hojení. K uvolnění nedochází ani při zavedení do nekvalitní kostní tkáně. Uvolnění šroubu z dlahy může způsobovat zánětlivé procesy a infekce [95].
- 4) Zamykací dlahy vykazují stabilnější fixaci oproti „nezamykacím“ systémům [95].

8.1 Některé komerčně vyráběné typy rekonstrukčních dlah

V této podkapitole je uvedeno několik komerčně vyráběných dlah (viz obr. 8.1, 8.2, 8.3, 8.4 a 8.5), jež je možné použít pro rekonstrukci dolní čelisti. Dlaha The Locking Reconstruction Plate 2.4 mm od výrobce Synthes®, která byla použita pro model geometrie komerčně vyráběné dlahy je v této práci podrobněji uvedena níže (viz kap. 8.2.).



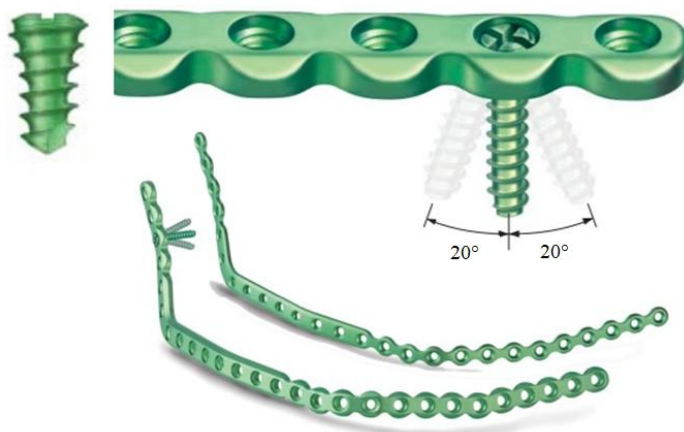
Obrázek 8.1: MatrixMANDIBLE (výrobce: Synthes®) - systém dlah a šroubů se vzájemnou kompatibilitou [96]



Obrázek 8.2: MatrixMANDIBLE Preformed Reconstruction Plate (výrobce: Synthes®) [97]



Obrázek 8.3: 2.3 mm Smart Shape System: Použití dvou dlah (výrobce: KLS Martin Group) [98]



Obrázek 8.4: 2.0 - 2.7 mm ThreadLock TS Smart system a předtvarované dlahy (výrobce: KLS Martin Group) [99], [100]



Obrázek 8.5: Mandible Mesh Trays: 3D prebent mandibular reconstruction meshes: (výrobce: KLS Martin Group) [101]

8.2 The Locking Reconstruction Plate 2.4 (výrobce: Synthes®)

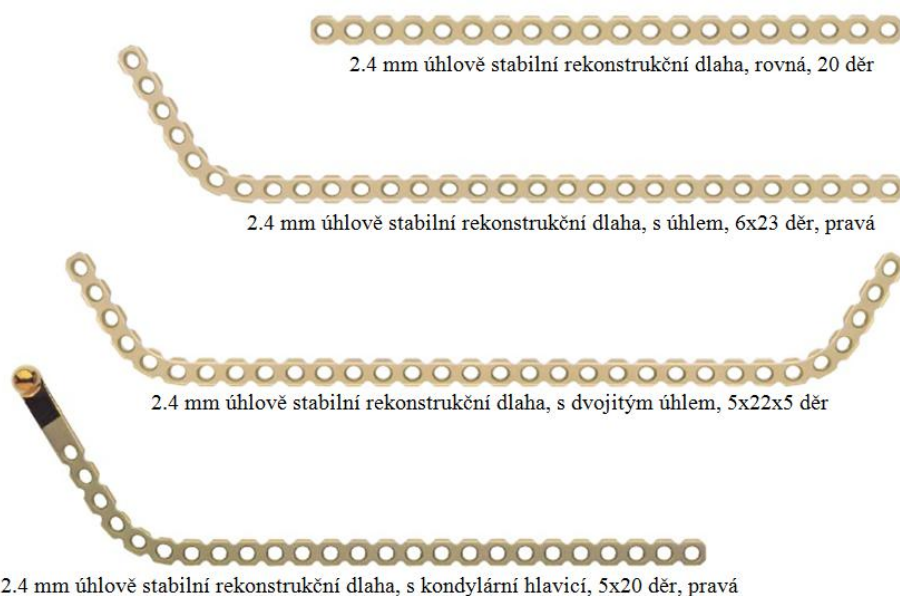
The Locking Reconstruction Plate 2.4 je na základě četnosti výskytu (CT a RTG snímky, odborné články) nejčastěji používaná fixační dlahy pro rekonstrukci dolní čelisti s deficitem kostní tkáně. Proto byla vybrána pro tvorbu modelu geometrie dlahy.

Označení „2.4“ nevyjadřuje tloušťku dlahy v milimetrech, ale průměr závitu nejčastěji používaného šroubu (se zamykací hlavou) [75].

8.2.1 Dlahy

Dlahy (Locking Reconstruction Plate-LRP) je určena především pro šrouby se zamykací hlavou, ale lze použít i standardní. Je určena pro primární rekonstrukci dolní čelisti, ale lze ji použít pro dočasné přemostění defektu do sekundární operace [75].

Dlahy se vyrábí v několika geometrických variantách (rovné, s úhlem, s dvojitým úhlem a s kondylární hlavicí), viz obr. 8.6. Všechny varianty mají stejnou tloušťku 2,5 mm [75].



Obrázek 8.6: Geometrické konfigurace 2.4 mm úhlově stabilní rekonstrukční dlahy [102]

3D Tvarování a úpravy dlahy

Pokud je to nutné, před tvarováním se dlahy nejprve zkrátí. Zkracování dlahy se provádí pomocí dvou stříhadel jdoucích proti sobě. Na rukojeti se pak nachází diamantový pilník pro zbrúšení ostrých hran vzniklých po stříhu [75].

Tvar dlahy lze měnit ve všech třech na sebe kolmých směrech. Jedná se o takzvané ohýbání v rovině (první krok), mimo rovinu (druhý krok) a krut (třetí krok), viz obr. 8.7. Pro každou z těchto změn tvaru dlahy je určen jiný nástroj většinou v podobě kleští (grafické znázornění na co je nástroj určen viz obr. 8.7). Před tvarováním jsou do otvorů vloženy speciální záslepky v podobě hlav šroubů, aby nedocházelo k deformaci otvorů [75], [102].



Obrázek 8.7: Tvarování dlahy ve všech třech směrech, nástroje na ohýbání [103],[104]

8.2.2 Šrouby

Šrouby pro tuto dlahu se vyrábějí ve třech variantách (viz obr. 8.8). Se zamykací hlavou se vyskytují o průměrech 2,4 mm a 3,0 mm. Standardní (kortikální) šroub má průměr závitů 2,4 mm. Šrouby jsou barevně odlišeny. Všechny šrouby jsou samořezné, s křížovou hlavou vyráběné v délkách od 8 mm po 22 mm s rozestupem délek 2 mm. Katalog však uvádí celkovou délku šroubu nikoliv pouze závitů. Šrouby jsou tzv. bikortikální, což znamená, že se zavádějí skrze celou kost přes obě kortikální vrstvy [75], [103].



Obrázek 8.8: Varianty šroubů použitelných do rekonstrukční dlahy 2.4 [103]

8.2.3 Použití

Dlahy se aplikují v následujících základních krocích [75], [104]:

- 1) **Expozice resekovávané oblasti** - zpravidla extraorální přístup.

- 2) **Výběr šablony** - délka šablony by měla být dostatečná pro umožnění fixace pomocí ideálně čtyř šroubů na každé straně resekované oblasti, v případě nedostatečné délky kosti nebo špatné kvality kostní tkáně se doporučuje použití minimálně tří 3,0mm šroubů, je také nutné brát v potaz, že šrouby by měly být ve vzdálenosti alespoň 10 mm od hrany resekce.
- 3) **Výběr dlahy a šroubů** - výběr vhodné dlahy na základě šablony, zkrácení dlahy v případě nutnosti, výběr vhodných šroubů.
- 4) **Tvarování dlahy** - natvarování dlahy dle šablony.
- 5) **Umístění (ukotvení) dlahy** - přiložení dlahy do oblasti resekce, umožnění čtyř 2,4mm šroubů na každou stranu, při nemožnosti použití čtyř šroubů lze použít tři 3,0mm šrouby, v případě kostní tkáně postižené osteoporózou je vhodné použití čtyř 3,0mm šroubů.
- 6) **Vrtání děr** - pro šrouby se zamykací hlavou je vyžadována soustřednost předvrtaného otvoru se závitovým otvorem v dlaze, pro splnění této podmínky slouží vrtací vodítko se závitěm, jež se namontuje do závitového otvoru v dlaze, otvor pro 2,4mm šrouby (fialové) je předvrtán pomocí 1,8mm vrtáku s použitím 1,8mm vrtacího vodítka, otvor pro 3,0 mm šrouby (aqua) je předvrtán pomocí 2,4mm vrtáku s použitím 2,4mm vrtacího vodítka, je nutné vyhnout se vrtání srže nervy nebo kořeny zubů.
- 7) **Určení délky šroubu** - použití hloubkoměru pro určení vhodné délky šroubu.
- 8) **Vložení šroubů** - vložení šroubů s vhodnou délkou skrze dlahu a dostatečné utažení pro bezpečné zajištění, šrouby se vkládají nejprve co nejbližší resekované oblasti a pak dále od ní.
- 9) **Resekce mandibuly** - po aplikaci jednoho, dvou nebo všech šroubů na každé straně je dlahu sundána, následně je provedena resekce dolní čelisti oscilační pilkou.
- 10) **Nahrazení defektu** - vrácení dlahy na stejnou pozici na mandibule, znovuvložení šroubů do již použitých děr, případně vyvrtání a vložení šroubů do zbývajících otvorů, vložení kostního štěpu, jež se následně zajišťuje dalšími šrouby (viz obr. 7.1) nebo vložení a ukotvení (chirurgické, titanové) síťky, která je následně vyplněna příslušnými látkami.
- 11) **Kontrola** - kontrola správného dotažení šroubů.

8.3 Materiály

Z dostupných materiálů se pro výrobu dlah a šroubů používá zpravidla titan nebo jeho slitiny z důvodu nejlepší biokompatibility ze všech kovových materiálů i schopnosti oseointegrace. V biologickém prostředí je mimořádně korozivzdorný z důvodu ochrany povrchu vrstvičkou oxidu. Oproti ostatním kovům má i tu výhodu, že nezpůsobuje artefakty (chyby) při vyšetření počítačovou tomografií (CT) [27]. V katalogu Synthes [75] je uvedeno, že pacientovi nehrozí žádné nebezpečí s implantovanou dlahou (Locking Mandible Reconstruction Plate 2.4) ani při vyšetření magnetickou rezonancí. Titan je neferomagnetický kov s nevýraznou mezí kluzu [105].

8.3.1 Materiálové vlastnosti dlahy Locking Mandible Reconstruction Plate 2.4

Dlahy je vyrobena z tzv. komerčně čistého titanu (commercially pure titanium) 4. stupně (CP-Ti grade 4) [75], [103]. Řadí se do kategorie α slitin titanu. V některé literatuře je považován pouze za modifikovaný titan z důvodu malého množství příměsí prvků. Tento materiál je téměř z 99 % titan. Zbylé příměsí prvky ovlivňují do jisté míry mechanické vlastnosti [105].

Titan je dobře svařitelný a tvarovatelný za tepla i za studena [105]. Pro správné hojení kostní tkáně je důležitá adekvátní rigidita (tuhost) spojení kostních celků, proto je požadován nízký modul pružnosti pro rekonstrukční dlahy blížíící se modulu pružnosti kosti. Vysoký modul pružnosti dlahy snižuje přenos zatížení na kostní tkáň. Modul pružnosti dlahy je 105 GPa (viz tab. 8.1). Zřetelný je velký rozdíl této hodnoty od modulu pružnosti kostní tkáně, avšak je stále přijatelnější, než v případě ocelových dlah, jež mají modul pružnosti okolo 200 GPa. Titan nevykazuje směrovou změnu vlastností. Je tedy považován za homogenní izotropní. Hodnoty mechanických vlastností byly získány při teplotě 21,0 °C [105].

Tabulka 8.1: Mechanické vlastnosti CP-Ti Grade 4 [105], [106]

E [GPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	A [%]	Z [%]
104÷105	0,37	550	630÷680	15	40
G [GPa]	σ_c [MPa]	τ [MPa]	ρ [kg/m ³]		
40	350	450	4510		

Pozn.: **E**...Youngův modul pružnosti v tahu, **μ** ...Poissonovo číslo, **R_e** ...mez kluzu, **R_m** ...mez pevnosti v tahu, **A**...tažnost, **Z**...kontrakce, **G**...modul pružnosti ve smyku, **σ_c** ...mez únavy pro 10⁷ cyklů, **τ** ...mez pevnosti ve smyku, **ρ** ...hustota

Slitina β -Ti-15Mo

Binární slitina Ti-15Mo je alternativním materiálem pro Locking Reconstruction Plate 2.4. Již proběhlo několik testů a materiál vykazuje vhodnější mechanické vlastnosti pro rekonstrukci dolní čelisti než CP-Ti Grade 4. Tato slitina má vynikající biokompatibilitu, mechanické vlastnosti a odolnost proti korozi. Má o 20 % nižší modul pružnosti v tahu než CP-Ti Grade 4 [106], viz tab. 8.2.

Tabulka 8.2: Některé mechanické vlastnosti β -Ti-15Mo [106]

E [GPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	A [%]	Z [%]	σ_c [MPa]	ρ [kg/m ³]
78	0,37	483	690	20	60	500	4960

Pozn.: **E**...Youngův modul pružnosti v tahu, **μ** ...Poissonovo číslo, **R_e** ...mez kluzu, **R_m** ...mez pevnosti v tahu, **A**...tažnost, **Z**...kontrakce, **σ_c** ...mez únavy pro 10⁶ cyklů (při 37 °C), **ρ** ...hustota

Výsledky únavových testů v práci Disegi [106] ukazují, že při čtyřbodovém ohybu při počtu cyklů 27477 až 49194 došlo k lomu všech čtyř vzorků dlah z CP-Ti Grade 4, avšak tři ze čtyř β -Ti-15Mo dlah dosáhly požadovaných 10⁶ cyklů bez lomu. Při testu reverzním ohybem došlo k lomu dlahy z CP-Ti Grade 4 po 10,7 devadesáti stupňových ohybech, na druhou stranu u dlah z β -Ti-15Mo došlo k lomu až po 32 ohybech. Z toho vyplývá, že dlahy z β -Ti-15Mo dosahují lepších mechanických vlastností v oblasti ohybové pevnosti a únavové životnosti než dlahy z komerčně čistého titanu 4. stupně. Materiál β -Ti-15Mo stále splňuje výhodu nízkého výskytu artefaktů při CT skenování [106]. V práci [106] je také uváděna vynikající korozivzdornost dlah z β -Ti-15Mo.

8.3.2 Materiál šroubů

Materiál šroubů je titanová slitina Ti-6Al-7Nb také známá jako TAN. Příměsné prvky vyskytující se ve větším množství mají za následek větší pevnost a tvárnost materiálu. Tato

slitina byla vyvinuta speciálně pro femorální část kyčelní náhrady [107]. Dnes je hojně používána právě pro výrobu šroubů a implantátů, kdy nahrazuje dříve používanou slitinu Ti-6Al-4V u níž bylo zjištěno, že ionty vanadu jsou toxické [103], [108].

Slitina Ti-6Al-7Nb je homogenní izotropní materiál s vyššími pevnostními charakteristikami než materiál CP-Ti Grade 4 používaný na výrobu dlahy (viz tab. 8.3).

Tabulka 8.3: Mechanické vlastnosti Ti-6Al-7Nb [108], [109]

E [GPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	A [%]	Z [%]
105÷120	0,35÷0,37	≥ 800	≥ 900	≥ 10	35
G [GPa]	σ_c [MPa]	τ [MPa]	ρ [kg/m ³]		
36÷41	500	550	4520		

Pozn.: E...Youngův modul pružnosti v tahu, μ ...Poissonovo číslo, R_e ...mez kluzu, R_m ...mez pevnosti v tahu, A...tažnost, Z...kontrakce, G...modul pružnosti ve smyku, σ_c ...mez únavy pro 10^7 cyklů, τ ...mez pevnosti ve smyku, ρ ...hustota

8.3.3 Materiálové vlastnosti svalku

Hojení defektu kostní tkáně se sestává z několika fází, během nichž se mění typ tkáně z měkké na tvrdou. Tím se mění mechanické vlastnosti v místě defektu, jež významně ovlivňují tuhost celé soustavy. Z důvodu různého zatěžování v různých místech neprobíhají hojící fáze současně. Tím je svalok vysoce heterogenní a skládá se z několika tkání současně [110]. V této práci je však svalok modelován jako homogenní.

Zjištění mechanických vlastností svalku je obtížné. Je několik metod na měření jako např. nanoindentační zkoušky [110], neinvazivní určení mechanických vlastností z mikro-CT snímků [111] a další, avšak existuje poměrně málo dat z měření. Nepodařilo se nalézt žádné mechanické vlastnosti svalku, jež byly naměřeny v oblasti dolní čelisti. Z tohoto důvodu byly pro výpočetní model použity materiálové vlastnosti svalku získaných z *femuru* (kosti stehenní), jež byly použity v několika studiích zabývajících se hojením svalku a tvorbou nové kostní tkáně s využitím metody konečných prvků [112], [113], [114], [115], [116]. Práce se však zabývají malou velikostí defektu kostní tkáně a také přirozeným hojením bez použití tkáňového nosiče. V práci Yalung [10] nejsou uvedena potřebná data pro výpočet modulu pružnosti svalku. Nepodařilo se nalézt žádné další studie na tvorbu nové kostní tkáně a její materiálové vlastnosti s použitím tkáňových nosičů, kmenových buněk a látek na podporu tvorby kostní tkáně. Je nutné brát na vědomí, že hojení kostní tkáně s použitím tkáňového nosiče může být značně odlišné od přirozeného hojení. Pro simulaci přibližného chování soustavy na změnu materiálových vlastností v místě defektu jsou však materiálové vlastnosti uvedené v tabulce 8.4 dostačující.

Tabulka 8.4: Materiálové vlastnosti pro různé typy tkání svalku [112], [115]

	Granulační tkáň	Fibrózní tkáň	Chrupavčitá tkáň	Nevyvinutá lamelární kostní tkáň	Pokročile vyvinutá lamelární kostní tkáň	Vyvinutá lamelární kostní tkáň
E [MPa]	0,2	0,2÷5	5÷500	500÷1000	1000÷2000	1000÷6000
μ [-]	0,167	0,167	0,167	0,3	0,3	0,3

9 METODA ŘEŠENÍ

Pro úspěšné vyřešení formulovaného problému je nutné zvolit vhodnou metodu řešení. Dle formulace problému se práce zabývá deformačně napěťovou analýzou komerčně vyráběného fixátoru aplikovaného na dolní čelist s deficitem kostní tkáně (zejména po nádorovém onemocnění).

První možnou metodou naformulovaného problému se nabízí experiment. Experimentální řešení je však velmi komplikované a není předmětem této práce.

Další metodou řešení zadaného problému může být výpočtové analytické řešení. Z důvodu velmi složitého modelu geometrie, různorodosti materiálů, složitosti zatížení a vazeb nepředstavuje výpočet pomocí analytických metod efektivní metodu řešení.

Uvedený problém lze řešit pomocí výpočtového modelování, jež představuje nejefektivnější a nejpoužívanější metodu řešení pro biomechanické problémy. Tato metoda umožňuje řešení daného problému s dostatečnou přesností při uvažování podstatných veličin a jejich vlastností. Výpočtové modelování se zejména provádí pomocí metody konečných prvků (MKP). Pro tvorbu výpočtového modelu byl využit výpočetní software ANSYS, jehož licence jsou na ÚMTMB k dispozici. Jedná se o nejrozšířenější a nejpoužívanější výpočetní program v ČR. Zejména grafické prostředí ANSYS Workbench je uživatelsky přívětivé, a proto byl tento modul použit jako hlavní výpočetní nástroj při zpracování této práce.

9.1 Systém podstatných veličin

- **Ω – objekt**

Objektem předložené diplomové práce je dolní čelist s resekci kostní tkáně zafixované pomocí rekonstrukční dlahy.

- **S0 – okolí objektu**

Okolí objektu jsou přilehlé měkké (sliznice, svaly aj.) a tvrdé tkáně (lebka, horní čelist, zuby, klouby aj.).

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S1 – geometrie a topologie objektu**

Geometrie a topologie objektu je značně členitá a složitá. Dolní čelist každého jedince je odlišná. Geometrie dolní čelisti se s průběhem věku mění.

Dynamičnost: časově závislá (dynamická)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S2 – podstatné vazby objektu na okolí**

Žvýkácí svaly, temporomandibulární klouby, kontakt zubů horní a dolní čelisti.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S3 – aktivace objektu (vyvolává na objektu procesy)**

Příčinou vzniku deformací a napjatosti v objektu je zatížení vyvolané od žvýkacích svalů působících na čelist v okluzi.

Dynamičnost: časově závislá (dynamická)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S4 – ovlivňování procesů z okolí**

Typ potravy a adekvátní zatížení pro její rozmělnění. Maximální síla skusu jedince.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S5 – oborové vlastnosti objektu**

Struktura dolní čelisti se skládá z kortikální (hutné) a spongiózní (trámčité) kostní tkáně. Dlahy a šrouby jsou vyrobeny z titanových slitin.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S6 – procesy a stavy na objektu**

Procesy vyvolávající stavy napjatosti a přetvoření objektu.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S7 – projevy objektu**

Tvorba kostní tkáně v místě defektu (změna materiálových vlastností). Modelace/remodelace vlastní kostní tkáně. Při přetížení možné selhání dlahy nebo šroubů. Možné únavové porušení dlahy.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

- **S8 – důsledky projevů do okolí objektu**

Přizpůsobování vlastní kostní tkáně novému zatížení a vytvoření/nevytvoření nové kostní tkáně v místě defektu. Vyšší zatížení dolní čelisti. Možné problémy. Možná nutnost reoperace.

Dynamičnost: časově závislé (dynamické)

Stochastičnost (procesů a veličin): procesy a veličiny jsou stochastické - lze vytvořit deterministický model

10 POUŽITÝ SOFTWARE

Pro tvorbu výpočtového modelu bylo použito několik programů. Na segmentaci snímků a tvorbu STL modelu dolní čelisti byl použit program STL Model Creator s laskavým svolením autorů. Tento program byl vyvinutý na ÚMTMB [22]. STL Model Creator se spouští v prostředí programu Matlab.

Převod digitalizované dolní čelisti z formátu STL (Stereolithography) na objemová těla bylo provedeno pomocí CAD programů CATIA a SolidWorks, v nichž byl model dolní čelisti dále upravován do konečné podoby.

Dlaha a šrouby byly vytvořeny na základě dostupných rozměrů a údajů z katalogů [75], [102], [103] v modeláři SolidWorks. V tomto programu byly také vytvořeny konečné sestavy dolní čelisti s aplikovanou dlahou a šrouby.

Konečné modely geometrie byly následně importovány do prostředí Ansys Workbench.

11 VÝPOČTOVÝ MODEL

Výpočtový model se skládá ze čtyř dílčích modelů:

- 1) Model geometrie
- 2) Model materiálu
- 3) Model vazeb
- 4) Model zatížení

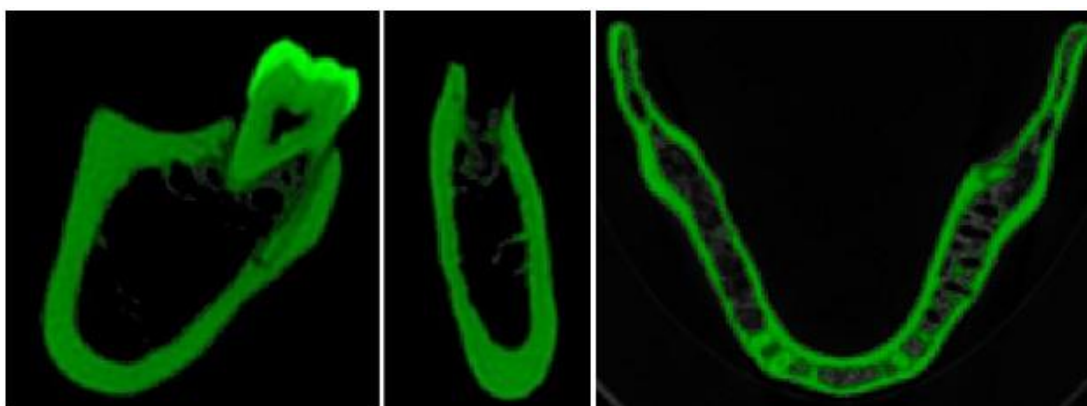
11.1 Model geometrie

V rámci této práce byly vytvořeny tři modely geometrie dolní čelisti. Jednotlivé modely geometrie se liší ve velikosti parciální resekcce dolní čelisti nacházející se v oblasti těla mandibuly. Všechny varianty modelů geometrie s defekty byly přemostěny a fixovány pomocí rekonstrukční dlahy 2,4 mm (viz kap. 8.2). Dlahy byla aplikována dle rešeršní studie (viz kap. 8.2.3). V místě defektu kostní tkáň je uvažován kolagenní tkáňový nosič (viz obr. 7.2) s materiálovými vlastnostmi viz tab. 11.1.

Model geometrie dolní čelisti byl vytvořen pomocí dodaných CT snímků suché dolní čelisti zapůjčené z Anatomického ústavu v Brně. Model geometrie dlahy a šroubů byl vytvořen na základě katalogu a dostupných rozměrů [75],[102],[103]. Podrobný popis tvorby modelů geometrie jednotlivých prvků je popsán v následujících kapitolách.

11.1.1 Model geometrie dolní čelisti

Snímky ve formátu DICOM byly vytvořeny snímáním poskytnuté fyziologické dolní čelisti počítačovým tomografem (CT-computed tomography). Snímky byly skenovány s rozlišením 0,5 mm x 0,5 mm x 0,5 mm. Získané CT snímky dolní čelisti (viz obr. 11.1) bylo nutné dále zpracovat pomocí segmentace obrazu a vytvořit tak vstupní data pro vytvoření modelu geometrie dolní čelisti. STL Model Creator umožňuje segmentaci CT snímků a následný export těchto dat ve formátu STL. Detailní popis prostředí a práce s tímto programem lze nalézt na biomechanika.fme.vutbr.cz. Do programu STL Model Creator byl nahrán potřebný rozsah snímků dolní čelisti v originálním formátu DICOM. Program však umožňuje nahrání snímků i v jiných formátech.



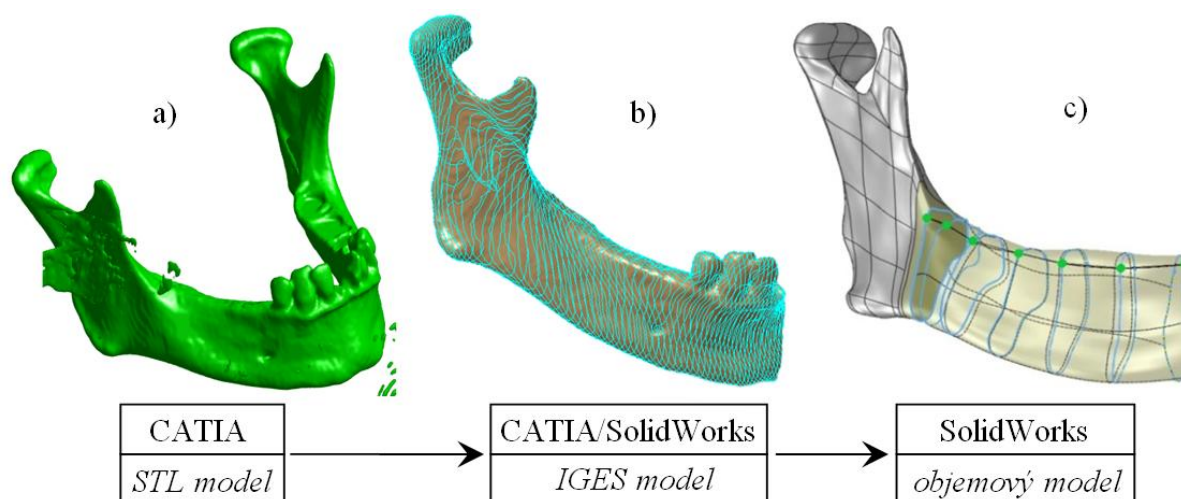
Obrázek 11.1: CT snímky dolní čelisti v oblasti stoliček (vlevo) a oblasti řezáků (uprostřed) z pohledu zepředu kolmého na frontální rovinu a CT snímek dolní čelisti z pohledu shora kolmého na transverzální rovinu

Model geometrie zahrnuje kortikální i spongiózní tkáň. Segmentace byla rozdělena na dvě etapy. Nejprve proběhla segmentace dolní čelisti jako celku, kdy nebyl rozlišován typ

kostní tkáň. V druhém kroku byla segmentována pouze spongiózní kostní tkáň pravé poloviny čelisti. Levá polovina spongiózní kostní tkáň byla vytvořena zrcadlením pravé poloviny. Tato segmentovaná data byla následně vyexportována ve formátu STL (viz obr. 11.2 a), jež byla určena pro další zpracování s cílem získání objemového modelu.

Nejprve byl použit CAD program CATIA pro práci s STL modelem. Úpravy spočívaly v zaslepování děr a dalším čištění modelu. Následně byla dolní čelist rozdělena podle roviny symetrie a další úpravné práce probíhaly pouze na polovině dolní čelisti. STL model poloviny čelisti byl rozdělen rovinnými řezy, pomocí nichž vznikly rovinné křivky opisující vnější tvar čelisti (viz obr. 11.2 b). Následně byly tyto křivky importovány ve formátu IGES do dalšího CAD programu SolidWorks.

Rovinné křivky byly proloženy splajnami s vynecháním zubů, jelikož zuby nejsou při řešení daného problému podstatné. Pomocí příkazu spojení profilů byl vytvořen objemový model (viz obr. 11.2 c). Obdobným postupem byl vytvořen objemový model spongiózní kostní tkáň. Tyto objemové modely byly následně vloženy do sestavy programu SolidWorks. Tělo objemového modelu spongiózní kostní tkáň bylo odečteno příkazem odečíst objemová těla od těla modelu plné čelisti, čímž vznikl objemový model kortikální kostní tkáň dolní čelisti. Následně bylo nutné znovu vložit objemové tělo spongiózní kostní tkáň. Tak vznikl objemový model pravé poloviny mandibuly. Následným zrcadlením této poloviny vznikl kompletní objemový model bezzubé dolní čelisti bez defektu kostní tkáň.



Obrázek 11.2: Postup tvorby objemového modelu - a) STL model, b) IGES model, c) objemový model

Následně byly na modelu geometrie dolní čelisti vytvořeny křivky pro úpony svalů dle literatury [14], [80], [117]. Toho bylo dosaženo pomocí splajn a jejich následným vysunutím, kdy vzniklé plochy protínaly objem dolní čelisti. Pomocí příkazu rozdělovací křivka byly získány průniky tvořící úpony svalů dolní čelisti. Tyto křivky byly vytvořeny na pravé polovině dolní čelisti. Zrcadlením těchto křivek byly zhotoveny úpony svalů na levé polovině čelisti. Splajny pro okrajové podmínky (temporomandibulární klouby, oblasti zubů) byly vytvořeny na základě literatury zabývající se anatomii dolní čelisti [13], [80].

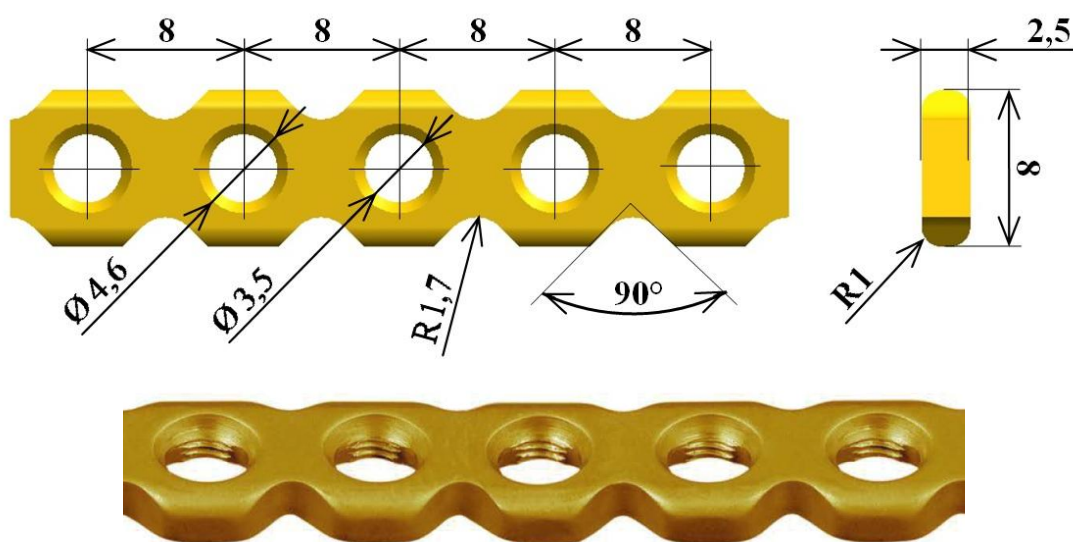
11.1.2 Model geometrie dlahy

Pro řešení formulovaného problému byla vybrána úhlová rekonstrukční dlaha 2,4 mm (viz kap. 8.2) z katalogu firmy Synthes [75], [102], [103]. Model geometrie dlahy byl vytvořen v parametrickém CAD programu SolidWorks na základě morfologie dlahy

(viz obr. 11.3), jež byly získány z dostupných rozměrů a obrázků z katalogu výrobce [75], [102].

Morfologie dlahy

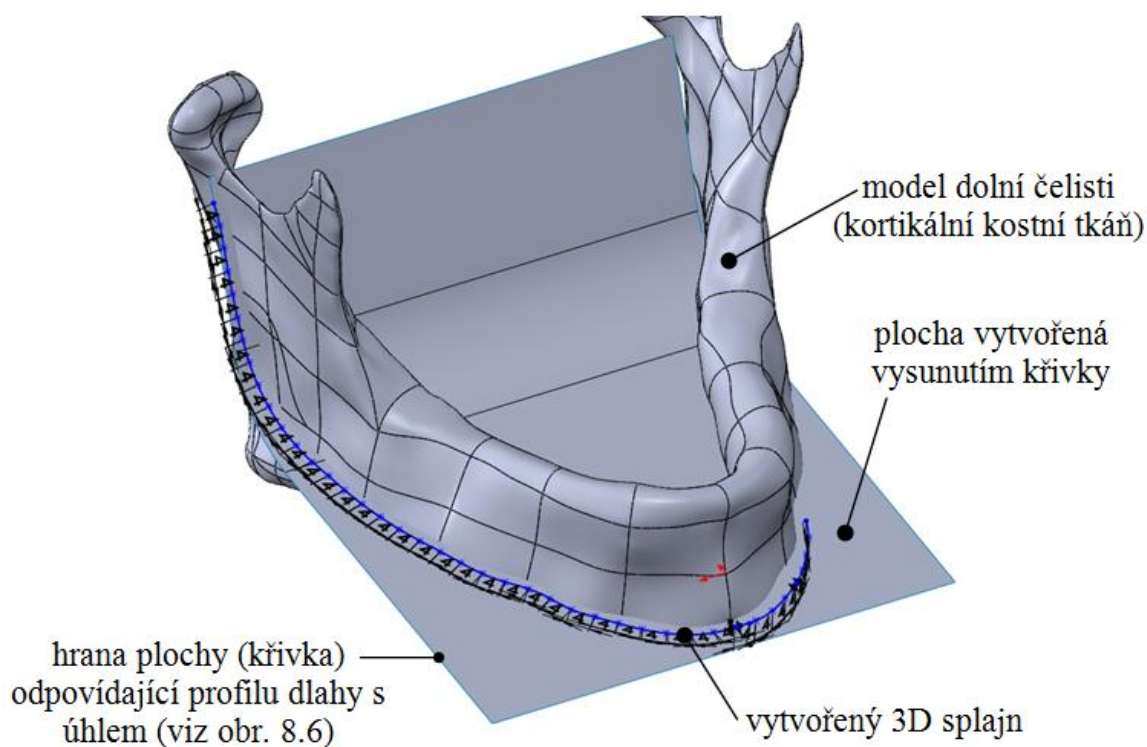
Dlahu lze popsat jako pásovinu s několika otvory (v závislosti na délce), zahlužením a zaoblením (viz obr. 11.3). Otvory v dlaze jsou opatřeny závitem válcovitého tvaru.



Obrázek 11.3: Model geometrie dlahy se základními rozměry v milimetrech (nahore) a skutečná podoba rekonstrukční dlahy (dole) [75]

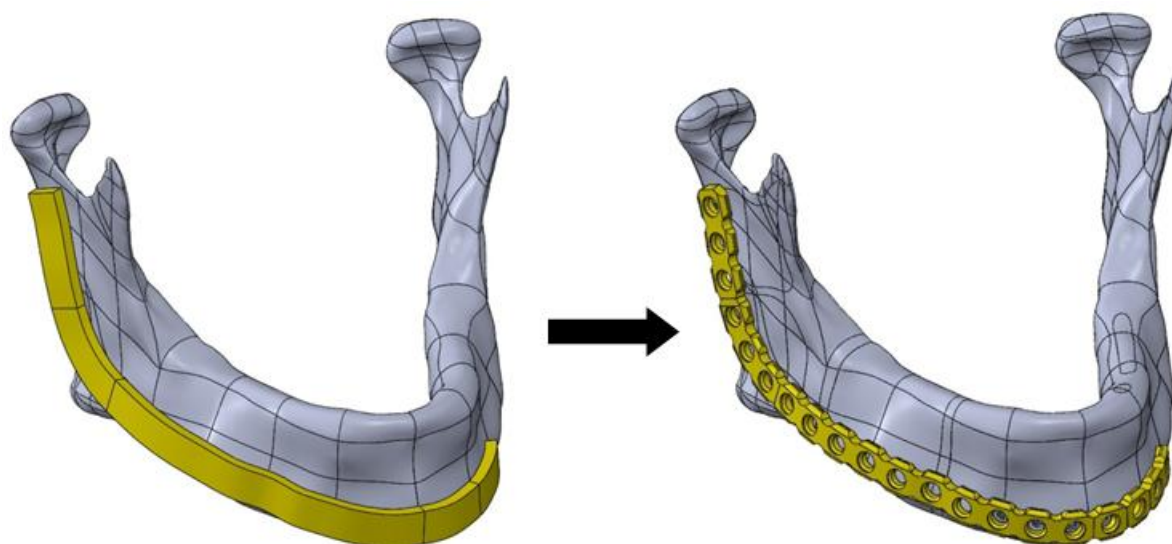
Zamykací hlava šroubu představuje pevné spojení s dlahou. Z tohoto důvodu nebyly závity v otvorech dlahy modelovány. Mezi otvorem o průměru 3,5 mm a zahlužením o průměru 4,6 mm (viz obr. 11.3) je zkosení o velikosti 0,55 mm a úhlu 45° .

Jako výchozí model pro tvorbu dlahy byl použit již vytvořený kompletní model geometrie dolní čelisti. Nejprve byla vytvořena křivka procházející středy otvorů dlahy v rovině kolmé na mediální rovinu, jež odpovídala profilu úhlově stabilní dlahy s jedním úhlem (viz obr. 8.6). Plocha protínající dolní čelist byla získána vysunutím vytvořené křivky. Na tuto plochu byl ručně fitován 3D splajn s rozestupem bodů 4 mm, jež měly význam při tvorbě otvorů pro šrouby a zářezy v dlaze. Splajn byl tvořen s ohledem na fakt, že v ideálním případě se rekonstrukční dlaha se zamykacími šrouby nedotýká přilehlé kostní tkáně, proto byl splajn vytvořen s určitým odsazením od kontury mandibuly (viz obr. 11.4).



Obrázek 11.4: Tvorba 3D splajny

Na konci vytvořené 3D splajny (viz obr. 11.4) byl vytvořen obdélníkový profil o rozměrech 2,5 mm x 8 mm (viz obr. 11.3). Příkazem tažení profilu po křivce byla vytvořena plná pásovina (viz obr. 11.5). Na ní byly dále pomocí vytvořených bodů 3D splajny jednotlivě vytvořeny otvory pro šrouby a zářezy mezi nimi. Pro konečný tvar dlahy byly použity příkazy zaoblení pro zářezy mezi otvory (rádius 1,7 mm), hrany po délce dlahy (rádius 1 mm) a příkaz zkosení pro vytvoření dosedací plochy mezi hlavou šroubu a dlahy (zkosení 0,55 mm, úhel zkosení 45°), viz obr. 11.5.



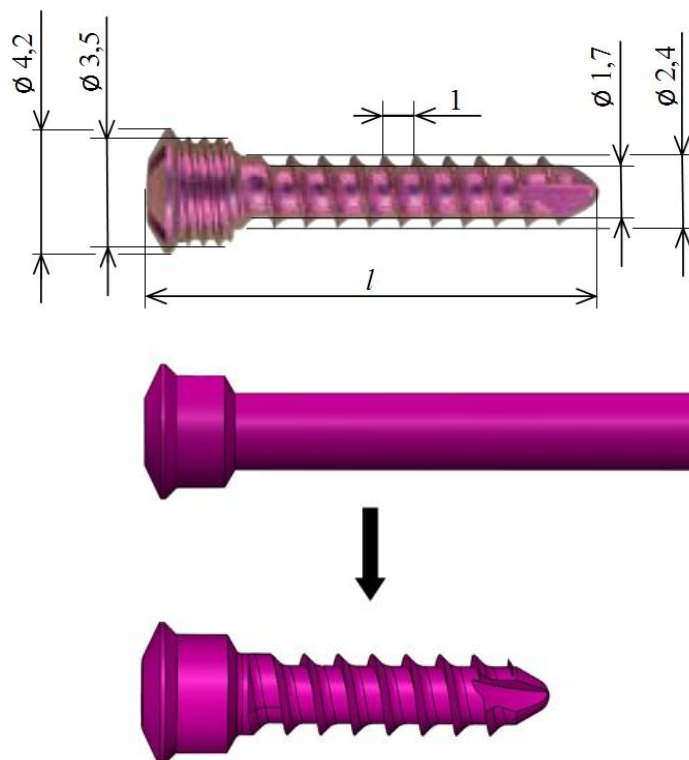
Obrázek 11.5: Model základní plné dlahy (vlevo) a konečný model dlahy po úpravách (vpravo)

11.1.3 Model geometrie šroubů

Pro vytvoření modelu šroubu bylo zvoleno parametrické modelování v programu SolidWorks. Morfologie šroubu (se zamykací hlavou) o průměru závitu 2,4 mm, jenž je nejčastěji využíván pro fixaci dlahy ke kostní tkáni, byly získány z dostupných rozměrů uváděných výrobcem a na základě obrázků z katalogu [75], [103].

Morfologie šroubu

Hlava šroubu je opatřena vnějším válcovým závitem s malou roztečí. Hrot šroubu je zaoblený. Šroub je samořezný, z toho důvodu se na konci šroubu nacházejí tři drážky pro snazší průchod kostní tkání. Morfologie šroubu a konečný model šroubu jsou zobrazeny na obr. 11.6.



Obrázek 11.6: Morfologie šroubu se základními rozměry v milimetrech, kde l je délka šroubu [103] (nahore), základní model šroubu před úpravami (uprostřed) a konečný model šroubu (dole)

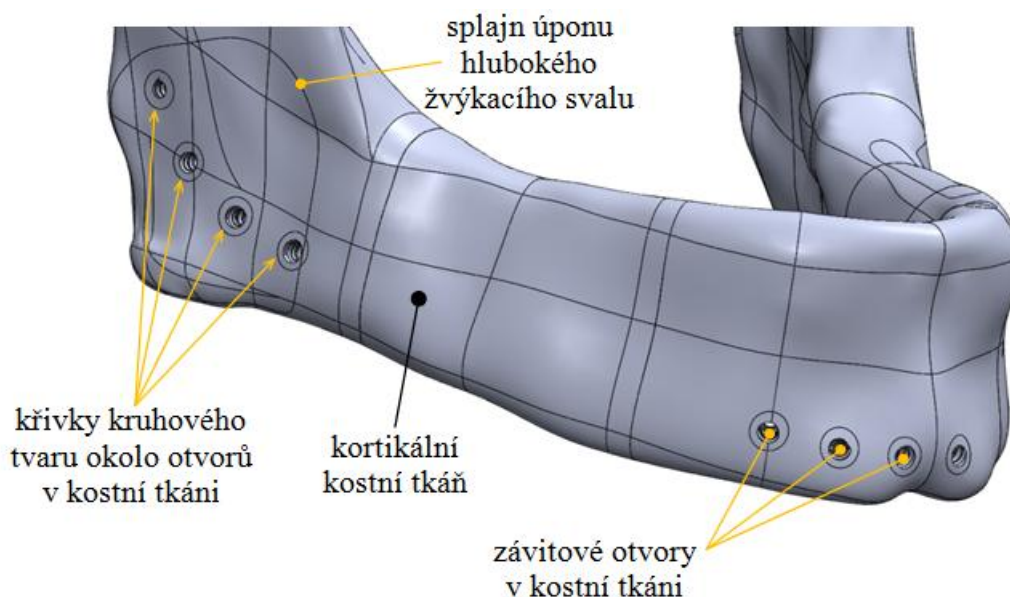
Základ šroubu byl vytvořen pomocí rotace náčrtu kolem osy šroubu (viz obr. 11.6). Kolem dříku šroubu byla vytvořena šroubovice ležící na povrchu dříku, na jejíž konec byl vytvořen náčrt profilu závitu. Závit byl vytvořen pomocí příkazu odebrání profilu tažením po křivce. Výběh závitu byl zhotoven obdobným způsobem za použití spirály se zvětšujícím se průměrem. Následně byl šroub zkrácen pomocí skici respektující zaoblení konce šroubu a příkazu rotace odebráním. Pro tento náčrt byla předepsána vazba vzdálenosti roviny od vrcholu hlavy šroubu. Změnou odsazení této roviny bylo možné parametricky měnit délku šroubu, přičemž docházelo k aktualizaci modelu. Pomocí této vazby bylo možné vytvořit ostatní modely geometrie šroubu o různých délkách dle katalogu výrobce [102]. K této rovině byly také předepsány vazby náčrtu, jehož pomocí byl příkazem vysunut odebráním vytvořen zářez na špičce šroubu. Kruhovým polem byly vytvořeny tři drážky na špičce šroubu

o stejném pootočení mezi sebou. Nakonec bylo zhotoveno zaoblení mezi dříkem a hlavou šroubu o poloměru R0,2 (rozměr je uveden v milimetrech)

11.1.4 Model geometrie dolní čelisti s aplikovanou dlahou

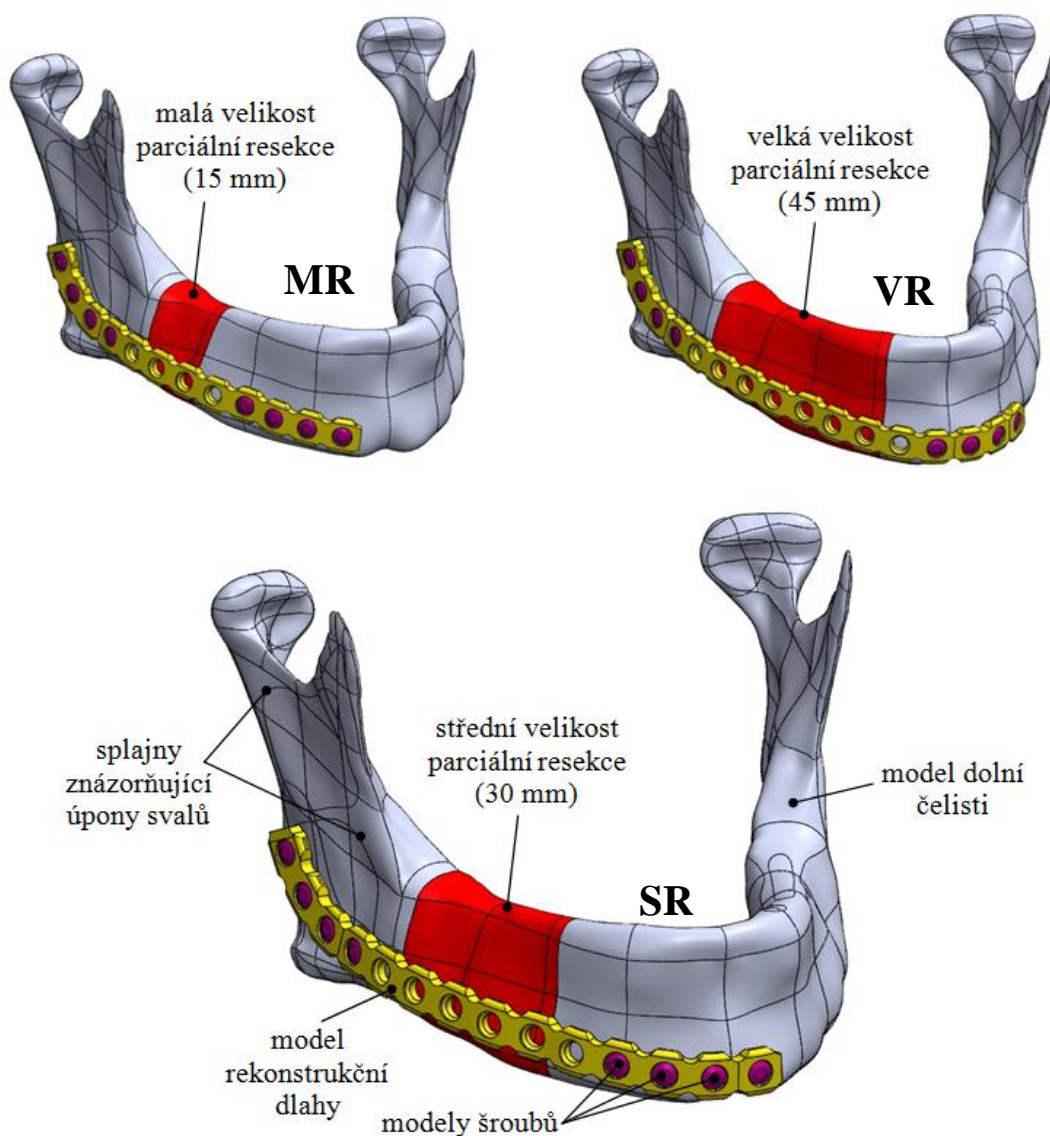
Postup při tvorbě modelů geometrie byl u všech tří variant obdobný. Byly provedeny zvolené parciální resekce na těle mandibuly o velikosti 15 mm (malá), 30 mm (střední) a 45 mm (velká) pomocí rovin a funkce rozdělit. Objemové tělo resekované části bylo ponecháno pro možnost zadání mechanických vlastností tkáňového nosiče nebo svalku pro simulaci průběhu hojení kostní tkáně. Na základě bezpečné vzdálenosti alespoň 10 mm od hranice resekce a doporučeným počtem čtyř šroubů na každou stranu, jež uvádí výrobce dlahy [75] byla určena délka dlahy. Dlahu byla pomocí rovin, příkazů rozdělit a odstranit tělo zkrácena na příslušnou délku. V tomto stavu byly jasně definovány otvory, do nichž mají být vloženy šrouby. Na základě těchto otvorů byly odebráním materiálu vytvořeny soustředné otvory do kostní tkáně o průměru 1,8 mm odpovídající předvrtaným dířám pro použití 2,4mm šroubů, jak je uvedeno v postupu chirurgického zákroku [75]. Následně byly do příslušných otvorů vloženy bikortikální šrouby o patričné délce. To bylo provedeno pomocí vazeb sjednocení, kdy byla vybrána zkosená plocha na hlavě šroubu a odpovídající zkosená plocha v otvoru dlahy. Tím byla získána i soustřednost otvoru a šroubu. Vložením šroubů však nevznikl negativ závitů šroubu v kostní tkáni. Toho bylo dosaženo příkazem dutina (cavity), kdy byl odečten objem kostní tkáně od objemu šroubů.

Dále byly zhotoveny křivky kruhového průřezu v okolí otvorů v kostní tkáni z důvodu možnosti lokálního zjemnění sítě pro přesnější analýzu přetvoření v kostní tkáni v oblasti šroubů (viz obr. 11.7).



Obrázek 11.7: Kruhové křivky v okolí otvorů v kostní tkáni

Kompletní modely geometrie jsou zobrazeny na obr. 11.8 s vyznačením velikosti resekce červenou barvou.



Obrázek 11.8: Kompletní modely geometrie-malá resekce (MR), střední resekce (SR) a velká resekce (VR)

11.2 Model materiálu

Pro řešení všech výpočtových modelů byl pro všechny prvky soustavy použit nejjednodušší a nejpoužívanější model materiálu. Byl uvažován homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu (Hookeovský). Přehled materiálových charakteristik použitých pro výpočtové modely je uveden v tabulce 11.1.

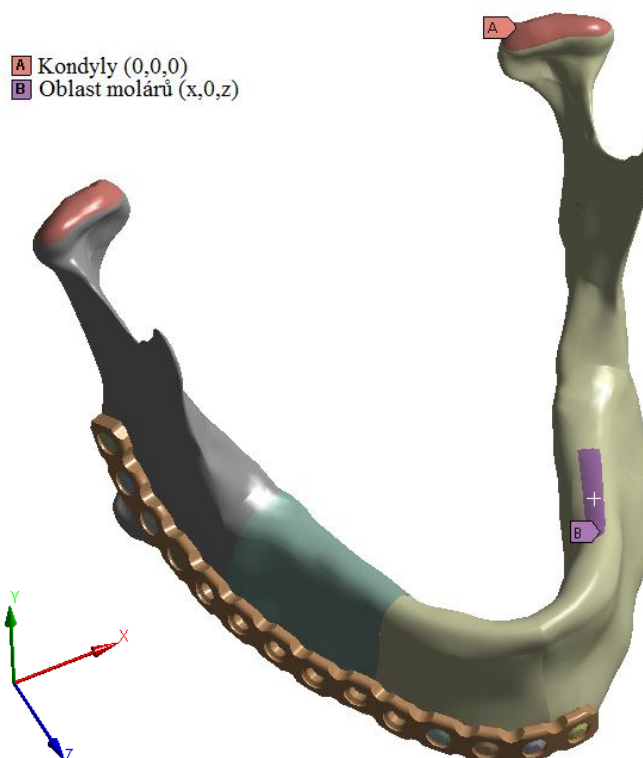
Tabulka 11.1: Přehled materiálových charakteristik použitých pro model materiálu jednotlivých prvků soustavy

	E [MPa]	μ [-]
kortikální kostní tkáň	13700	0,30
spongiózní kostní tkáň	1370	0,30
dlaha CP-Ti Grade 4	105000	0,37
dlaha β -Ti-15Mo	78000	0,35
šrouby Ti-6Al-7Nb	114000	0,35
kolagenní tkáňový nosič	0,04	0,3

11.3 Model vazeb

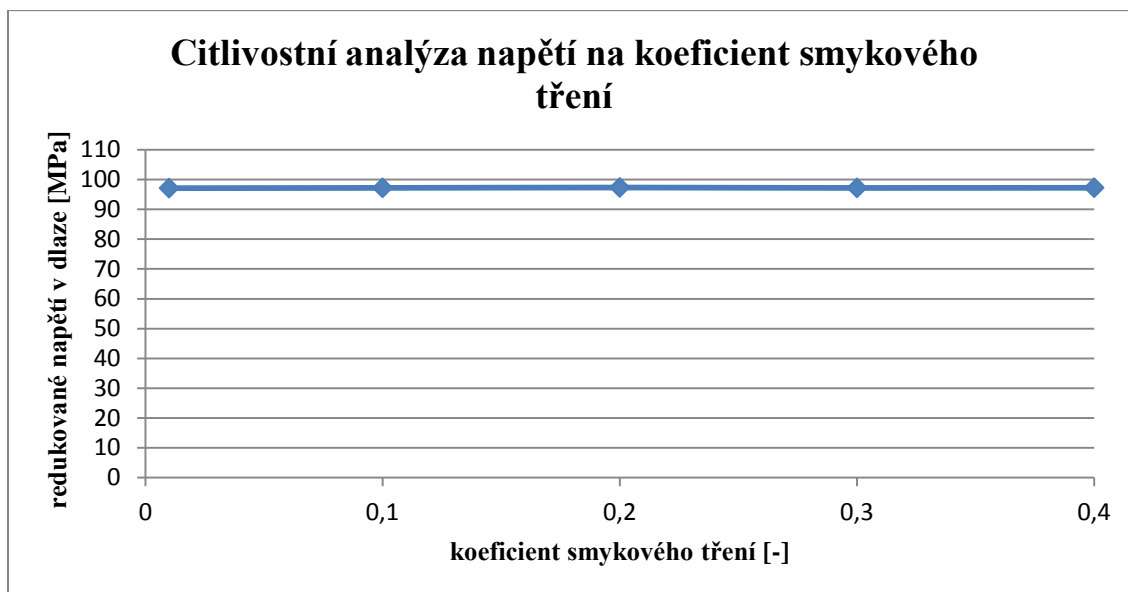
Při použití metody konečných prvků je nutné zajistit jednoznačné určení těles v prostoru. To je zajištěno předepsáním vhodných okrajových podmínek. U všech výpočtových modelů byly okrajové podmínky voleny stejně.

Okrajové podmínky dolní čelisti byly tvořeny na základě literatury [2], [3] zamezením posuvů a natočení ve všech směrech na stykových plochách obou kondylů a dále byl zamezen posuv ve vertikálním směru (osa y) v molárové oblasti (na pracující straně) představující kontakt zubů v okluzi (viz obr. 11.9). Tyto okrajové podmínky spolu se zatížením od žvýkacích svalů (viz kap. 11.4) přibližně představují stav čelisti při skusu.

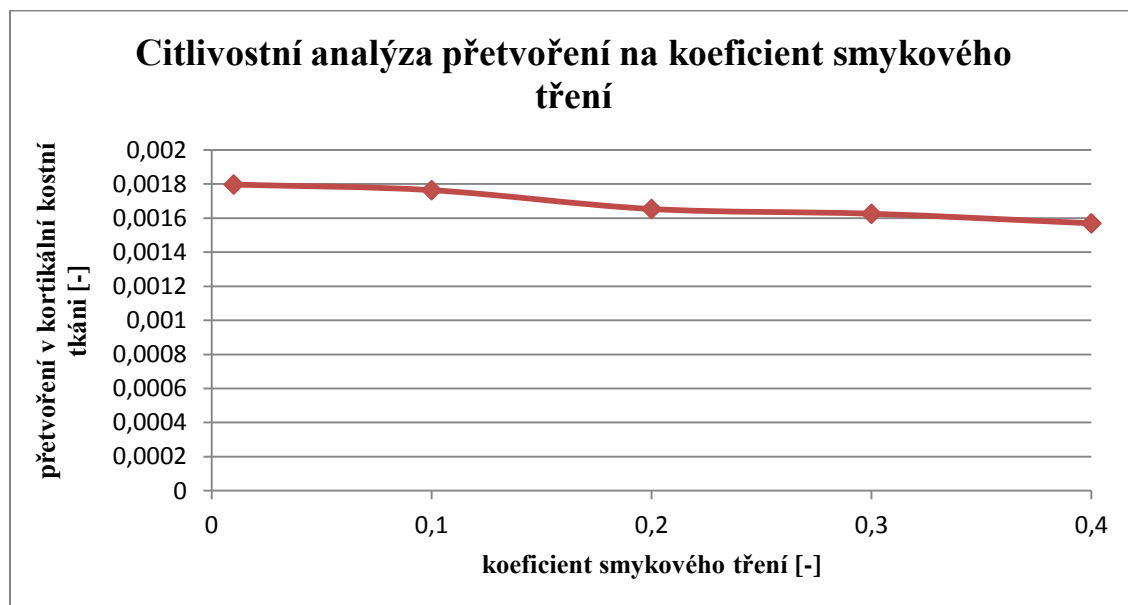


Obrázek 11.9: Okrajové podmínky dolní čelisti

Spojení mezi kostními tkáněmi včetně spojení se svalkem bylo modelováno pomocí spojení bonded (slepeno, pevné spojení). Stejným typem kontaktu bylo modelováno pevné spojení zamykacích hlav šroubů se závitem v otvorech dlahy. Na rozhraní kostních tkání se závity šroubů byl zvolen kontakt typu frictional (tření) s koeficientem tření 0,2. Literatura [2], [3] uvádí koeficient tření mezi kostní tkání a titanovým materiálem 0,3. Při provedení citlivostní analýzy koeficientu tření na napjatost a deformaci prvků soustavy byl zjištěn přibližně trojnásobný nárůst výpočetního času v programu ANSYS po překročení hodnoty koeficientu tření 0,2. Změna napětí v dlaze (viz obr. 11.10) a šroubech byla malá, kdy se odchylka pohybovala pod 1 %. Změna přetvoření kostní tkáně již byla výraznější, kdy rozdíl v koeficientu tření 0,2 a 0,3 představoval odchylku mezi hodnotami přetvoření kortikální kostní tkáně (viz obr. 11.11) přibližně 1,7 %. Tuto nepřesnost lze z důvodu vysoké úspory času považovat za akceptovatelnou. Mezi dlahou a kostní tkání nebyl vytvořen žádný kontakt, jelikož i při větších zatížení došlo pouze k přiblížení těchto entit k sobě nikoliv k jejich vzájemné interakci.



Obrázek 11.10: Závislost redukovaného napětí v dlaze na koeficientu tření na rozhraní šroub - kostní tkáň



Obrázek 11.11: Závislost přetvoření kortikální kostní tkáně na koeficientu tření na rozhraní šroub - kostní tkáň

11.4 Model zatížení dolní čelisti

Dolní čelist je nejvíce namáhaná při okluzi (skusu), tedy stavu, při němž dochází k přímému styku zubů horní a dolní čelisti. K okluzi dochází působením žvýkacích svalů, které se aktivně do tohoto procesu zapojují v různém poměru. Touto problematikou a výpočtovým modelováním zatížení dolní čelisti se zabývají rozsáhlé práce Nelsona [117] a práce Koriiotha [38]. Nelson na základě známých příčných průřezů žvýkacích svalů, uvažované síly kosterního svalu s hodnotou 40 N/cm^2 , vypočítal maximální síly v jednotlivých žvýkacích svalech. Dále se v práci Nelsona objevují váhové koeficienty představující poměr kontrakce žvýkacího svalu při určitém způsobu žvýkání a maximální možné kontrakce daného svalu. Pomocí nich se násobením upravují jednotlivé síly ve svalech při různých způsobech žvýkání. V neposlední řadě jsou v pracích uvedeny směry působení jednotlivých svalů pomocí

směrových kosinů. Velikosti sil v jednotlivých svaích a jejich směrové kosiny jsou uvedeny v tabulce 11.2.

Tabulka 11.2: Maximální síla v jednotlivých svaích a jejich příslušné kosiny [117]

Silové působení žvýkacích svalů					
sval	část	cos x [-]	cos y [-]	cos z [-]	F [N]
m. masseter	povrchová (SM)	-0,207	0,884	0,419	190,4
	hluboká (DM)	-0,546	0,758	-0,358	81,6
m. temporalis	přední (AT)	-0,149	0,988	0,044	158
	střední (MT)	-0,222	0,837	-0,5	95,6
	zadní (PT)	-0,208	0,474	-0,855	75,6
m. pterygoideus medialis	(MP)	0,486	0,791	0,373	174,8
m. pterygoideus lateralis	horní (IP)	0,761	0,074	0,645	28,7
	dolní (SP)	0,63	-0,174	0,757	66,9

Pozn.: SM - Superficial Masseter (povrchový sval žvýkací), DM - Deep Masseter (hluboký sval žvýkací), AT - Anterior Temporal (přední sval spánkový), MT - Middle Temporal (střední sval spánkový), PT - Posterior Temporal (zadní sval spánkový), MP - Medial Pterygoid (vnitřní sval křídlový), IP - Inferior Pterygoid (přední zevní křídlový sval), SP - Superior Pterygoid (zadní zevní křídlový sval).

Na základě těchto prací byly modely geometrie soustavy dolní čelisti s aplikovanou dlahou zatíženy silově. Síly byly aplikovány na předpřipravené plochy představující úpony jednotlivých svalů. S ohledem na nemožnost rozměňování potravy na postižené straně čelisti bylo použito nesymetrické zatížení dolní čelisti, při němž je simulován jednostranný molárový skus. Toho bylo dosaženo rozdělením zatížení pomocí adekvátních váhových koeficientů. Došlo tedy ke změně velikostí sil v jednotlivých svaích na pracující (aktivní) straně čelisti (dále WS-working side) a balanční (pasivní) straně čelisti (dále BS-balancing side). Váhové koeficienty pro jednostranný molárový skus jsou zobrazeny v tabulce 11.3.

Tabulka 11.3: Váhové koeficienty jednotlivých svalů pro pracující (WS) a balanční stranu (BS) představující jednostranný molárový skus [117]

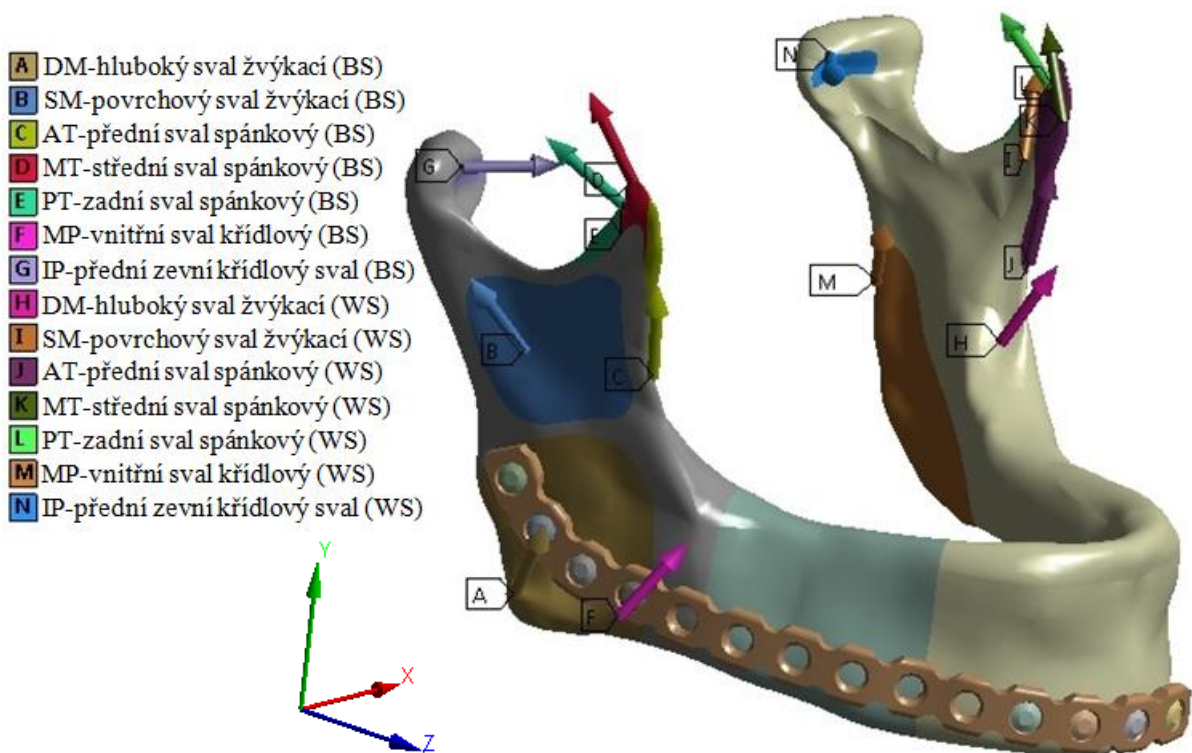
	SM	DM	AT	MT	PT	MP	IP	SP
WS	0,72	0,72	0,73	0,66	0,59	0,84	0,30	0,00
BS	0,60	0,60	0,58	0,67	0,39	0,60	0,65	0,00

S vedoucím práce byla také prokonzultována velikost zatížení. S uvážením, že v brzké době po operaci bude pacient pravděpodobně přijímat pouze tekutou nebo měkkou stravu, byla pro všechny výpočtové modely zvolena velikost zatížení 10 % z maximálního zatížení vypočteného Nelsonem. Hodnoty byly pouze poměrově sníženy na desetinu jejich původní hodnoty. Síly jednotlivých svalů v jednotlivých směrech aplikovaných ve výpočtových modelech jsou zobrazeny v tabulce 11.4, jež byly získány násobením sil o desetinné velikosti z celkové velikosti sil působících v jednotlivých svaích s příslušnými směrovými kosiny a váhovými koeficienty pro příslušný typ skusu.

Tabulka 11.4: Síly žvýkacích svalů v jednotlivých směrech

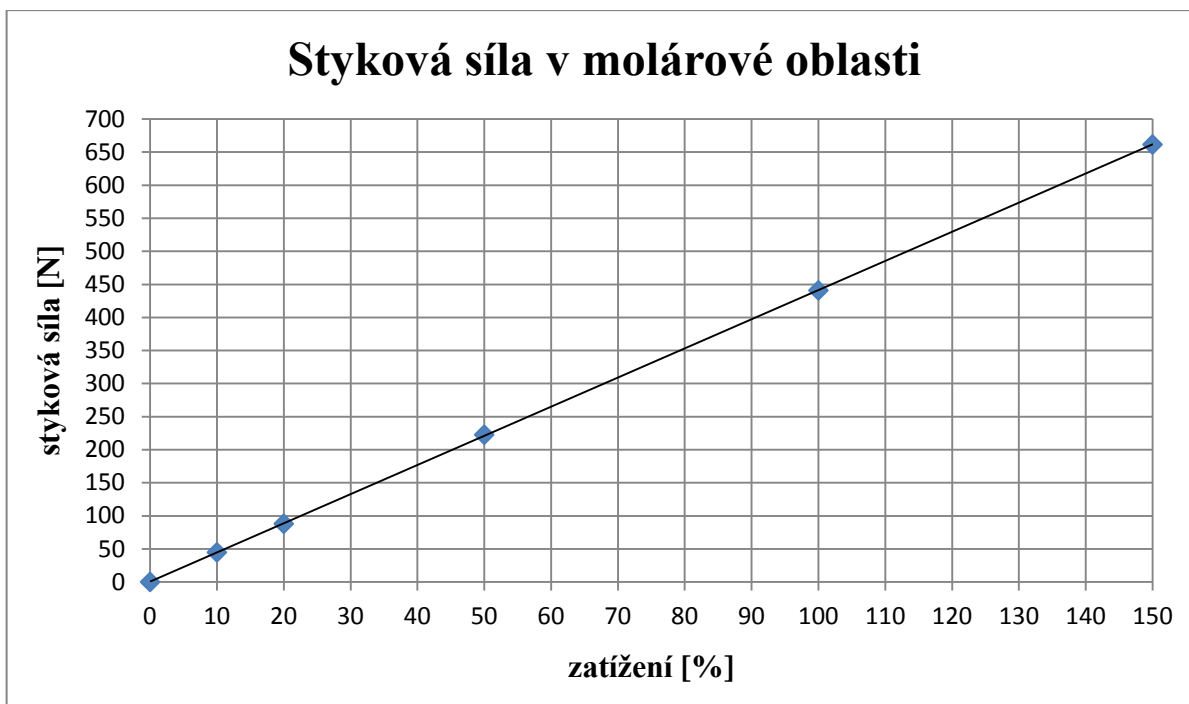
Silové působení žvýkacích svalů							
sval	část	WS			BS		
		F _x [N]	F _y [N]	F _z [N]	F _x [N]	F _y [N]	F _z [N]
m. masseter	povrchová	2,84	12,12	5,74	-2,36	10,10	4,79
	hluboká	3,21	4,45	-2,10	-2,67	3,71	-1,75
m. temporalis	přední	1,72	11,40	0,51	-1,37	9,05	0,40
	střední	1,40	5,28	-3,15	-1,42	5,36	-3,20
	zadní	0,93	2,11	-3,81	-0,61	1,40	-2,52
m. pterygoideus medialis		-7,14	11,61	5,48	5,10	8,30	3,91
m. pterygoideus lateralis	horní	-0,66	0,06	0,56	1,42	0,14	1,20
	dolní	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Aplikace těchto sil na výpočtovém modelu je zobrazena na obrázku 11.12. Síly jsou aplikovány na předpřipravené plochy, jež byly vytvořeny na základě anatomických poznatků.



Obrázek 11.12: Model zatížení

Zatížení v tab. 11.4 odpovídá přibližně stykové síle 45 N v oblasti molárů, jež byla určena aplikováním stykové síly do okrajové podmínky v oblasti molárů a následným výpočtem v programu ANSYS. S poměrovou změnou sil žvýkacích svalů se reakční síla v molárové oblasti mění lineárně (viz obr 11.13).

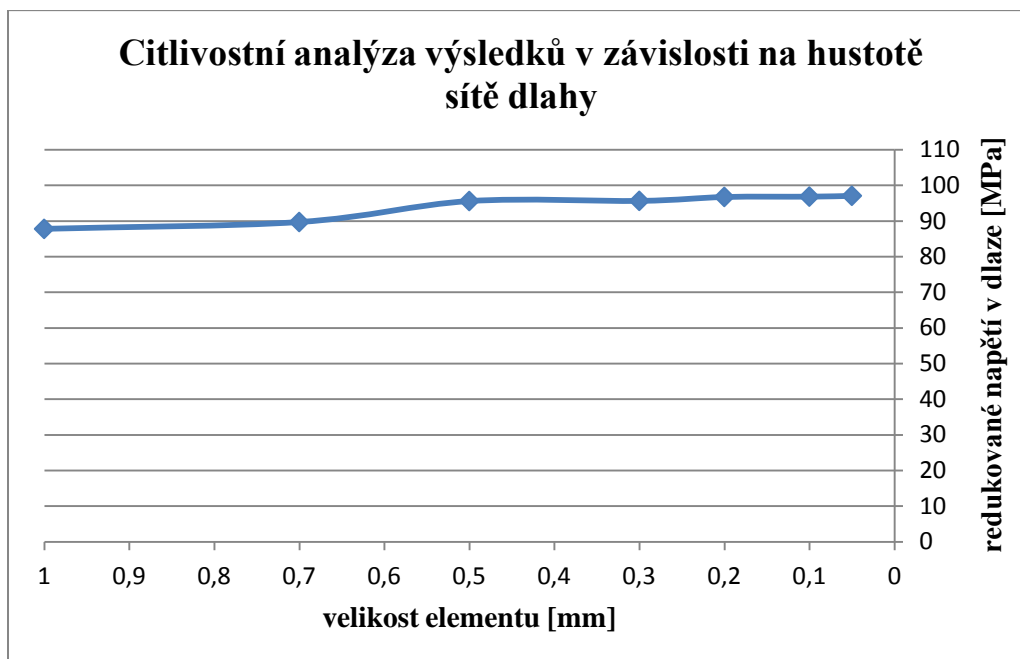


Obrázek 11.13: Závislost stykové síly v oblasti molárů na velikosti zatížení (100 % představuje maximální sílu vypočtenou Nelsonem)

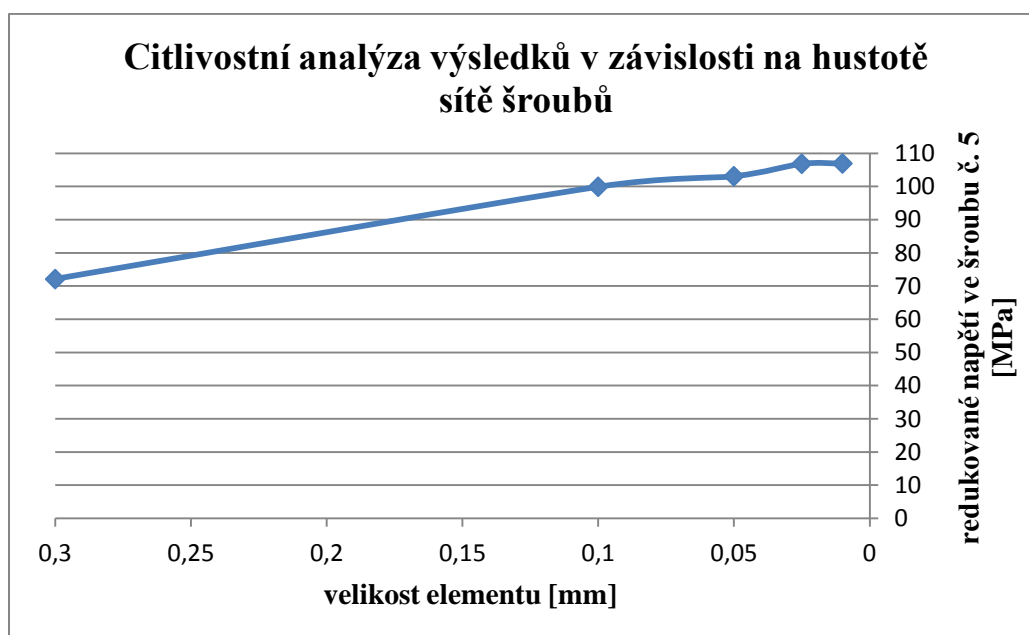
11.5 Diskretizovaný model geometrie

Diskretizovaný model geometrie je tvořen sítí elementů o konečné velikosti. Tato síť je vytvořena v preprocesoru v nástroji Mesh, jež je součástí výpočtového programu ANSYS. Tento nástroj umožňuje tvorbu sítě dle požadavků uživatele pomocí rozsáhlých nastavení.

Diskretizace všech geometrických konfigurací byla provedena volnou sítí pomocí 10-uzlových kvadratických prvků SOLID187 [118]. Kontakty byly zhotoveny pomocí dvojice prvků CONTA174 [119] (pro „contact“ těleso) a TARGE170 [120] (pro „target“ těleso). Na plochách, kde bylo aplikováno zatížení, byly vygenerovány prvky SURF154 [121]. Nejvyššího napětí a přetvoření je dosaženo zpravidla na povrchu těles, proto z důvodu úspory elementů a tím i výpočtového času byly měněny velikosti elementů na povrchu objemových těl tzv. surface sizing. To znamená, že v objemu byla velikost prvků generována automaticky programem a dosahovala zpravidla větších velikostí elementů než na povrchu, jež byly definovány uživatelem. Velikosti elementů byly voleny na základě citlivostní analýzy výsledků v závislosti na hustotě sítě (velikosti elementů) pro dlahu (viz obr. 11.14) a šrouby (viz obr. 11.15). Velikosti elementů kostních tkání byly voleny s ohledem na omezený výkon použité výpočtové techniky. Citlivostní analýza napětí na velikost elementů byla testována opakovanými výpočty s různými velikostmi elementu, jak v celých objektech, tak pouze v kritických místech.



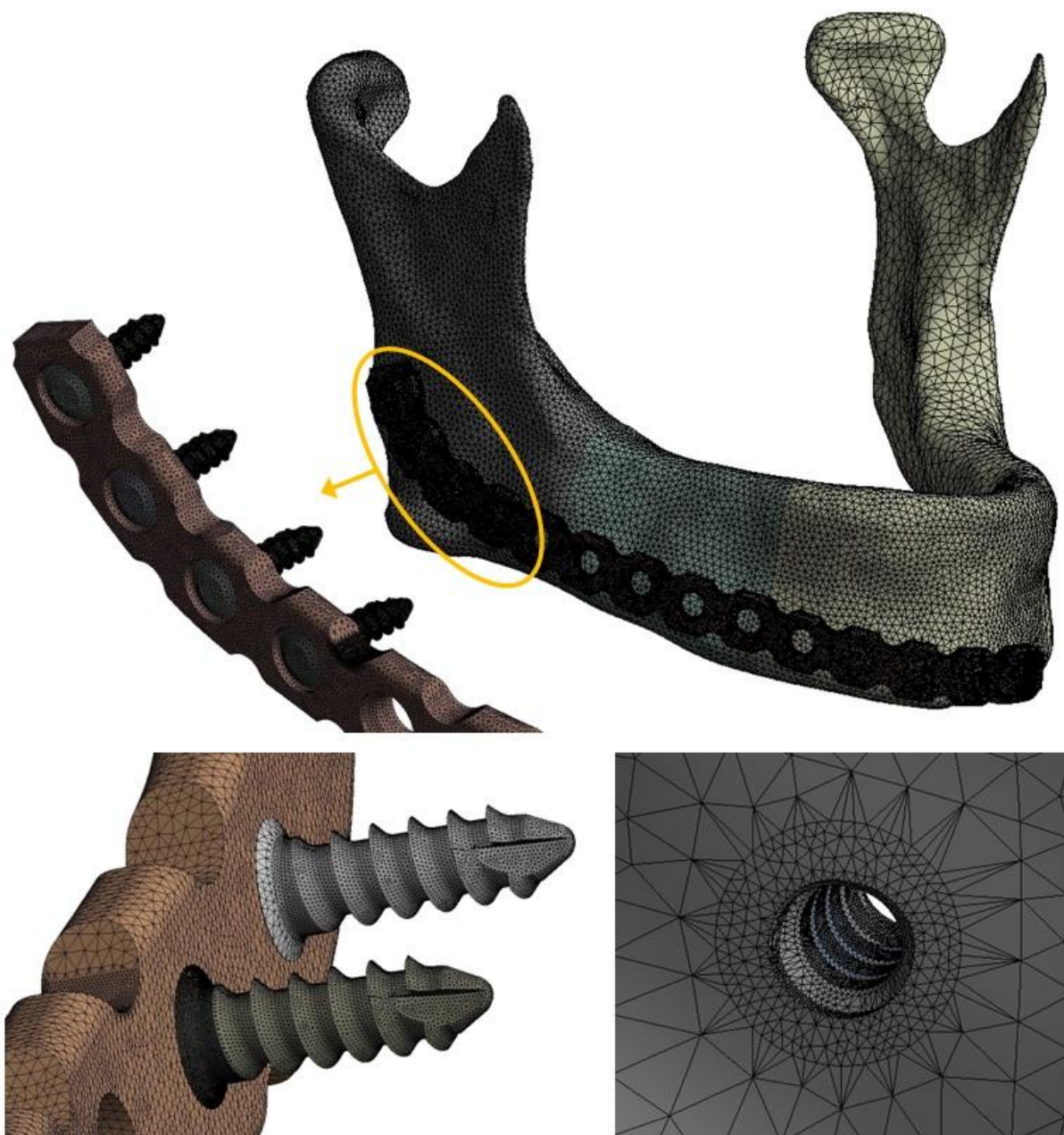
Obrázek 11.14: Závislost redukovaného napětí v dlaze na velikosti elementu



Obrázek 11.15: Závislost napětí ve šroubu č. 5 (šroub s maximálním napětím) na velikosti elementu

Na základě těchto dat (viz obr. 11.14 a 11.15) byly voleny velikosti elementů dlahy a šrouby. Velikost konečných prvků dlahy byla zvolena na hodnotu 0,3 mm. V nebezpečném místě byla síť zjemněna na 0,1 mm. Globální velikost elementů šroubu byla zvolena na hodnotu 0,3. Závitová část byla dále zjemněna na 0,1 mm pro dosažení alespoň tří prvků po výšce závitů. V kritickém místě šroubu č. 5 mezi hlavou a dřikem šroubu, kde se vyskytoval koncentrátor napětí, byla vygenerována velikost prvku 0,025 mm pomocí příkazu refinement. V závitových otvorech v kostní tkáni byla vygenerována síť o velikosti elementů 0,1 mm, opět z důvodu alespoň tří prvků po výšce závitů. Menší velikost elementů v závitových otvorech, stejně jako na závitech šroubů, vedla na příliš velký nárůst celkového počtu prvků diskretizovaného modelu geometrie, jež by byla neúnosná z pohledu dostupné

výpočetní techniky. Velikost elementů 0,1 mm pro závitové otvory v kostních tkáních je však pro přibližné vyhodnocení přetvoření dostatečná. Pro kruhové oblasti kolem závitových otvorů kortikální kostní tkáň byla zvolena velikost elementu 0,2 mm. Globální velikost elementu kortikální kostní tkáň, spongiózní kostní tkáň a resekované části byla zvolena na hodnotu 1 mm v oblasti dlahy. Pro vyhodnocení přetvoření ve svalku byla zjemněna síť pomocí příkazu refinement v kritickém místě (dolní hrana na rozhraní svalek-vlastní kostní tkáň na straně úhlu dolní čelisti) na hodnotu 0,15 mm. Na pracující straně čelisti, kde nebyly vyhodnocovány žádné prvky soustavy, byla velikost elementů kortikální a spongiózní kostní tkáň zvolena na hodnotu 2 mm z důvodu úspory elementů a tedy výpočetního času. Uvedené velikosti prvků byly aplikovány na všechny geometrické konfigurace. Počty uzlů se pro diskretizované modely geometrie pohybují v rozmezí od 1620379 do 1914502 a počty elementů v rozmezí od 940843 do 1124149. Diskretizovaný model geometrie varianty se střední velikostí resekce je zobrazen na obrázku 11.16.



Obrázek 11.16: Konečnoprvkový model varianty se střední velikostí resekce a detaily sítě

11.6 Nastavení řešiče

Nastavení řešené analýzy bylo ponecháno v původním nastavení. Jednotlivé možnosti byly automaticky ovládány programem (program controlled). Byl pouze nastaven iterační řešič PCG [122] s přesností $1e-4$, jež byl zadán příslušným příkazem (command). Na základě citlivostní analýzy posuvů a přetvoření na velké deformace, bylo nastavení analýzy pro geometrické varianty se závitem ponecháno na malé deformace z důvodu ušetření výpočtového času a omezení dalších nelinearit vnesených do výpočtu, jež jsou spojeny s častými problémy s konvergencí výpočtu. Citlivostní analýza posuvů a přetvoření byla provedena na výpočtových modelech bez závitů (dířka šroubu a otvor v kostní tkáni - válec o průměru 2,4 mm) pro všechny geometrické varianty, viz tab. 11.5, tab. 11.6 a tab. 11.7.

Tabulka 11.5: Analýza maximálních posuvů ve všech směrech a přetvoření svalku pro geometrii s malou velikostí resekce při nastavení řešiče na malé a velké deformace

malá velikost resekce	posuv x [mm]	posuv y [mm]	posuv z [mm]	přetvoření svalek
large deflection OFF	0,11112	0,12841	0,14543	0,014098
large deflection ON	0,11055	0,12784	0,14445	0,014147
chyba [%]	-0,51	-0,44	-0,67	0,35

Tabulka 11.6 Analýza maximálních posuvů ve všech směrech a přetvoření svalku pro geometrii se střední velikostí resekce při nastavení řešiče na malé a velké deformace

střední velikost resekce	posuv x [mm]	posuv y [mm]	posuv z [mm]	přetvoření svalek
large deflection OFF	0,108	0,13583	0,1537	0,010817
large deflection ON	0,10768	0,13603	0,15354	0,010853
chyba [%]	-0,30	0,15	-0,10	0,33

Tabulka 11.7: Analýza maximálních posuvů ve všech směrech a přetvoření svalku pro geometrii s velkou velikostí resekce při nastavení řešiče na malé a velké deformace

velká velikost resekce	posuv x [mm]	posuv y [mm]	posuv z [mm]	přetvoření svalek
large deflection OFF	0,10016	0,15015	0,17101	0,012369
large deflection ON	0,099768	0,15067	0,17099	0,012172
chyba [%]	-0,39	0,35	-0,01	-1,59

Z této analýzy vyplývá, že není nutné v nastavení řešiče aktivovat velké deformace, jelikož rozdíl mezi velkými a malými deformacemi je výrazně pod 1 % až na výjimku u přetvoření svalku u geometrické varianty s velkou resekci, kde rozdíl mezi velkými a malými deformacemi dosahuje přibližně 1,6 %. Tuto velikost chyby lze však stále považovat za přijatelnou.

Úloha byla řešena na počítači ÚMTMB.

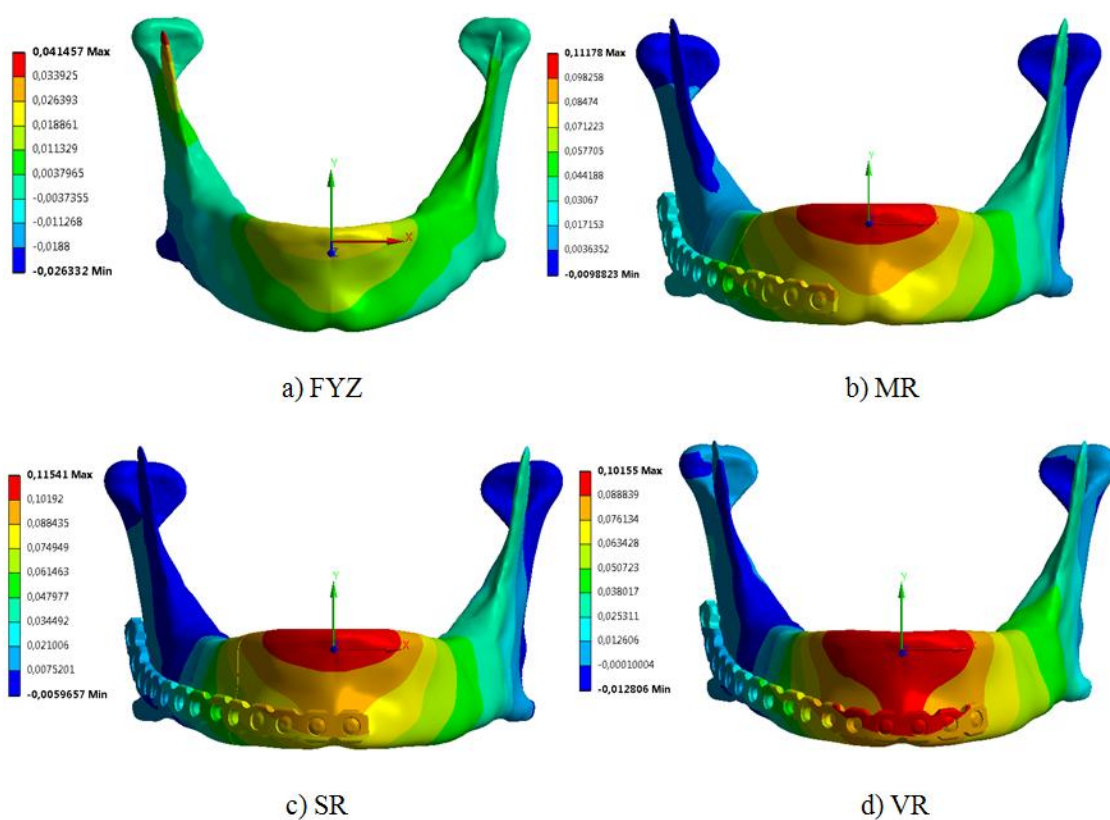
12 PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

V této práci byla provedena deformačně napěťová analýza dolní čelisti po chirurgickém zákroku s různou velikostí resekce (malá resekce dále jen MR, střední resekce dále jen SR, velká resekce dále jen VR) a aplikovanou dlahou. Dále bylo na geometrii se střední velikostí resekce provedeno řešení dlahy, jež je vyrobena ze slitiny titanu β -Ti-15Mo oproti běžně vyráběné dlaze z komerčně čistého titanu (CP-Ti Grade 4). Na geometrii se střední resekcí byla také řešena změna materiálových vlastností svalku a její vliv na napjatost a deformaci řešené soustavy.

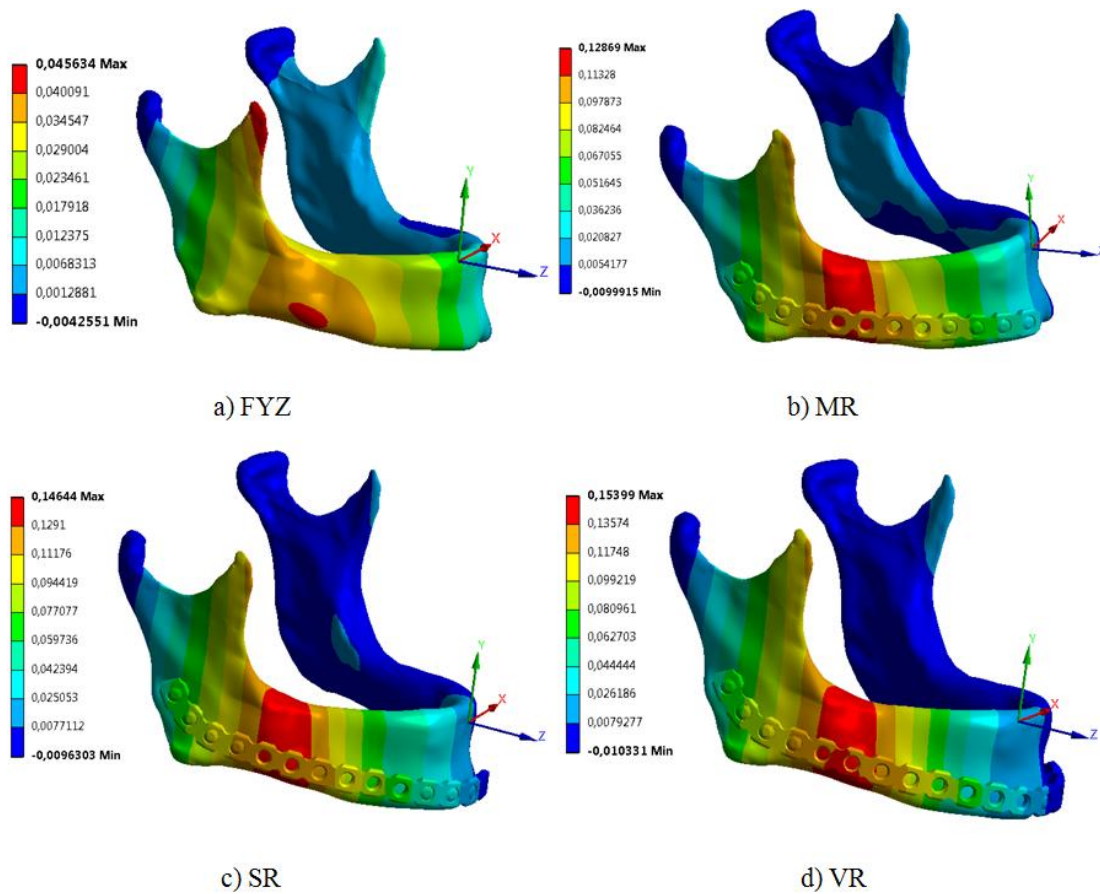
Analyzovány byly deformační posuvy řešené soustavy, napětí ve fixační dlaze, šroubech a přetvoření kostní tkáně v okolí šroubů. Deformační posuvy čelisti s deficitem kostní tkáně byly porovnány s deformačními posuvy fyziologické dolní čelisti. U fixační dlahy a šroubů byla provedena analýza redukovaného napětí (HMH). Kostní tkáně byly hodnoceny z hlediska redukovaného přetvoření dle podmínky HMH. Toto přetvoření bylo vyhodnoceno vzhledem k referenčním hodnotám uvedených ve Frostově hypotéze [20], [22], [23] (viz kap. 5.6), zejména k hodnotě 3000 microstrain (0,003), jež představuje prahovou hodnotu mezi oblastí fyziologického zatěžování a oblastí mírného přetížení.

12.1 Deformační posuvy dolní čelisti s fixátorem (MR, SR, VR)

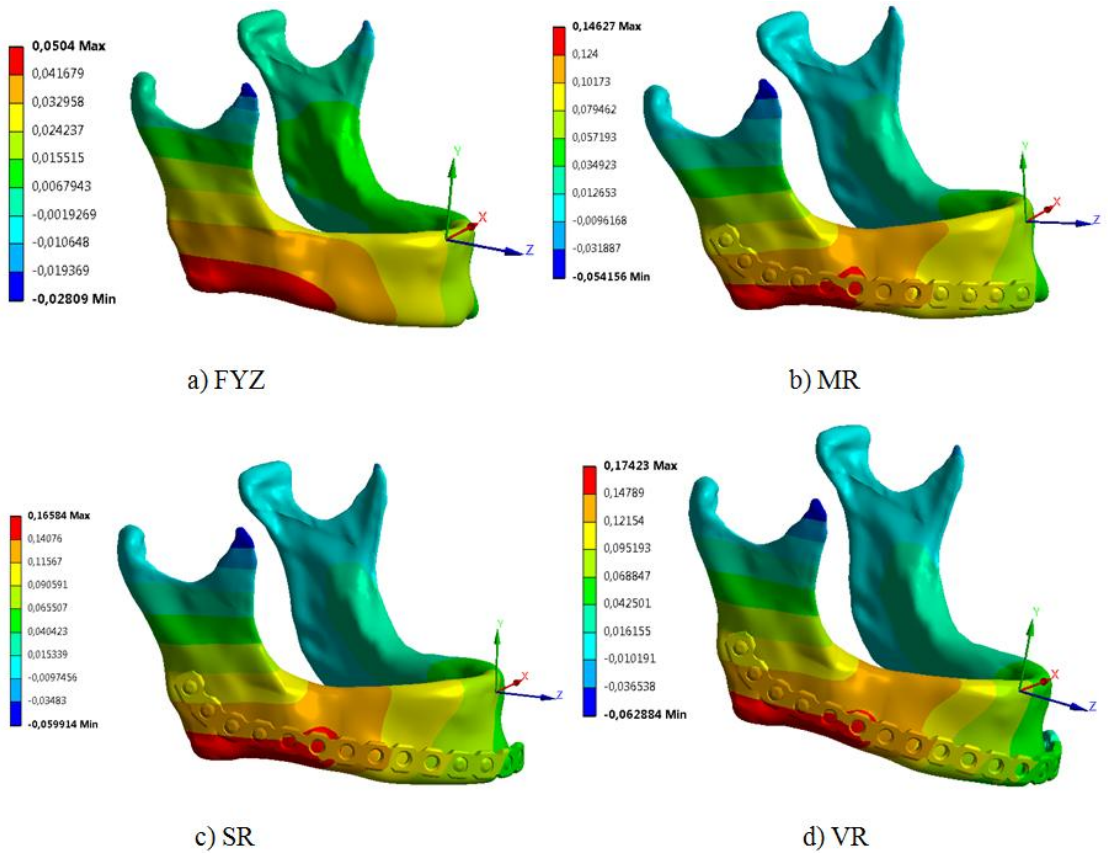
Na následujících obrázcích jsou vyobrazeny deformační posuvy fyziologické dolní čelisti (FYZ) a dolních čelistí s různou velikostí resekce (MR, SR, VR) s aplikovaným fixátorem v ose X (viz obr. 12.1), v ose Y (viz obr. 12.2), v ose Z (viz obr. 12.3) a celkový deformační posuv (viz obr. 12.4).



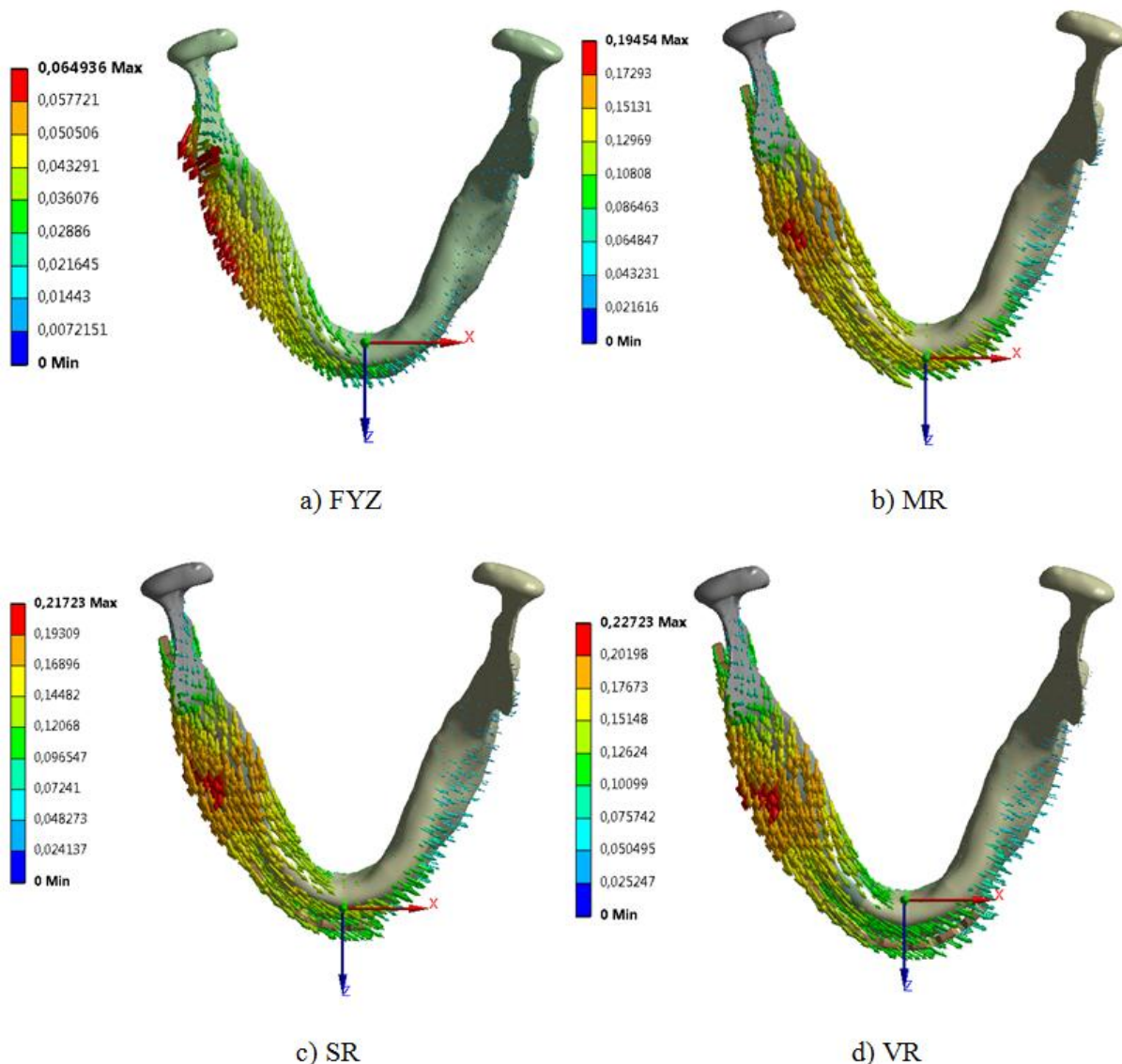
Obrázek 12.1: Deformační posuvy [mm] v ose X pro: a) FYZ, b) MR, c) SR, d) VR



Obrázek 12.2: Deformační posuvy [mm] v ose Y pro: a) FYZ, b) MR, c) SR, d) VR



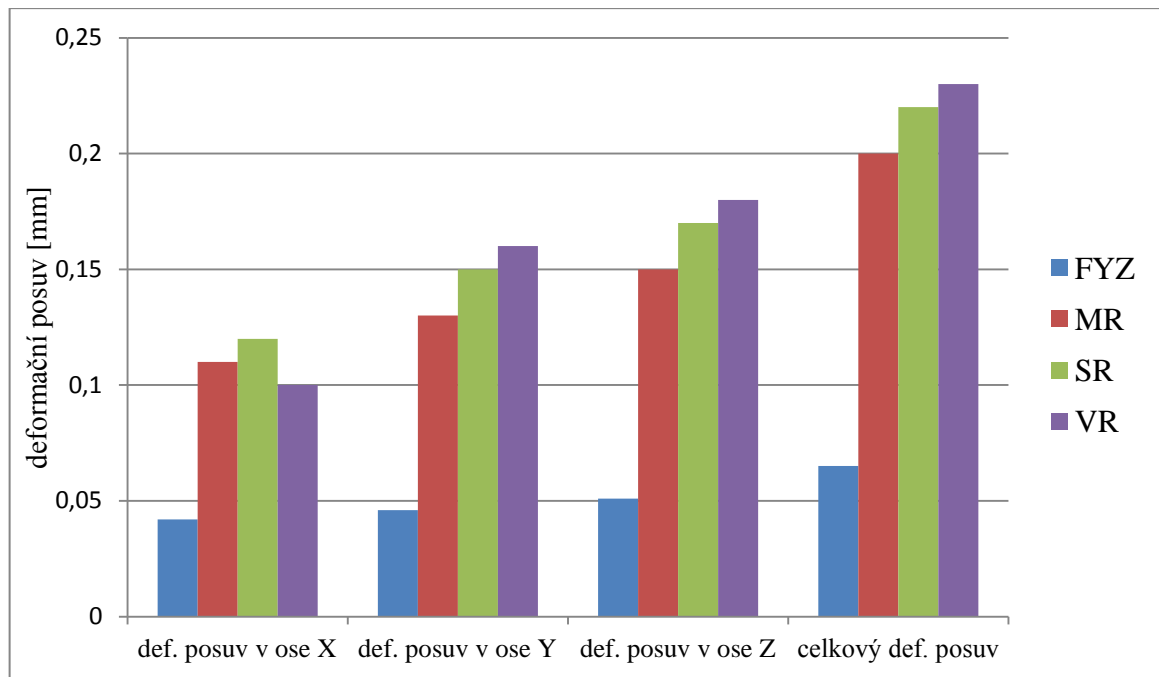
Obrázek 12.3: Deformační posuvy [mm] v ose Z pro: a) FYZ, b) MR, c) SR, d) VR



Obrázek 12.4: Celkové deformační posuvy [mm] pro: a) FYZ, b) MR, c) SR, d) VR

Ve všech případech (MR, SR, VR) byly dominantní posuvy lokalizovány ve stejných oblastech. V ose X docházelo k největším posuvům na horním okraji v oblasti brady, v ose Y jsou maximální posuvy lokalizovány v místě resekce a v ose Z se maximální posuvy vyskytovaly na spodní hraně čelisti od úhlu dolní čelisti až po oblast resekce. Maximální hodnota celkového deformačního posuvu se nachází v oblasti resekce. V ose X bylo dosaženo největšího posuvu při SR s hodnotou 0,12 mm. V ostatních osách bylo dosaženo největších posuvů při konfiguraci VR, kde deformační posuv v ose Y dosahoval hodnoty 0,16 mm v ose Z 0,18 mm a celkový deformační posuv byl 0,23 mm.

Z obrázku 12.5 jsou zřejmé přibližně 2-3 krát větší deformační posuvy čelistí s defektem kostní tkáně oproti čelisti fyziologické. Z obrázku 12.5 je také patrný růst deformačních posuvů s rostoucí velikostí defektu kostní tkáně až na výjimku v ose X, kde byl mezi SR a VR zaznamenán pokles deformačního posuvu.



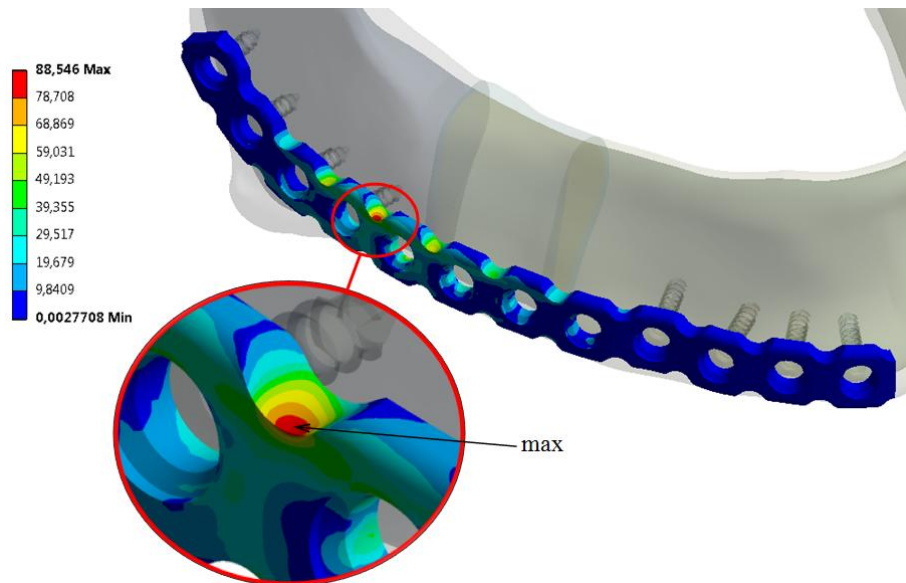
Obrázek 12.5: Maximální deformační posuvy[mm] v jednotlivých směrech pro FYZ, MR, SR a VR

12.2 Redukované napětí na fixační dlaze

Fixační dlaha byla posouzena k meznímu stavu pružnosti, tedy byla určována bezpečnost dlahy vzhledem k mezi kluzu. Pro vyhodnocení bezpečnosti bylo analyzováno redukované (ekvivalentní) napětí dle podmínky HMH (von Mises). Maximální redukované napětí je ve všech třech geometrických konfiguracích lokalizováno v zářezu se zaoblením, který se nachází v blízkosti hrany resekce směrem k úhlu dolní čelisti. Napětí je na horním okraji lokalizováno směrem k vnější straně dlahy.

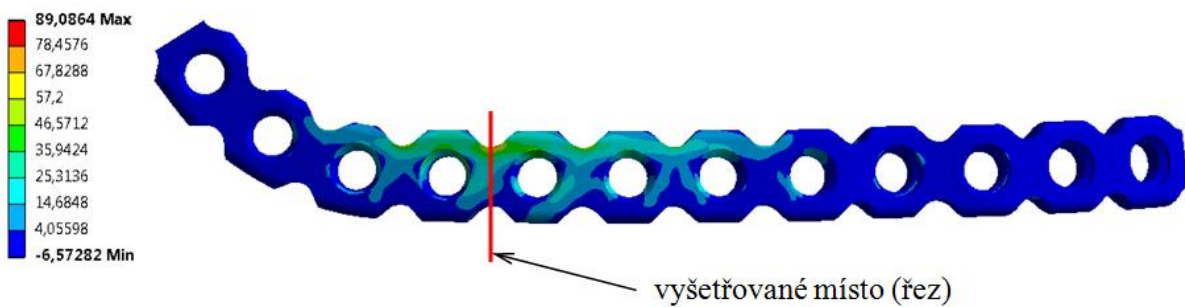
MR

V případě geometrické konfigurace s malou resekci dosahuje maximální hodnota redukovaného napětí (HMH) 88,6 MPa (viz obr. 12.6).



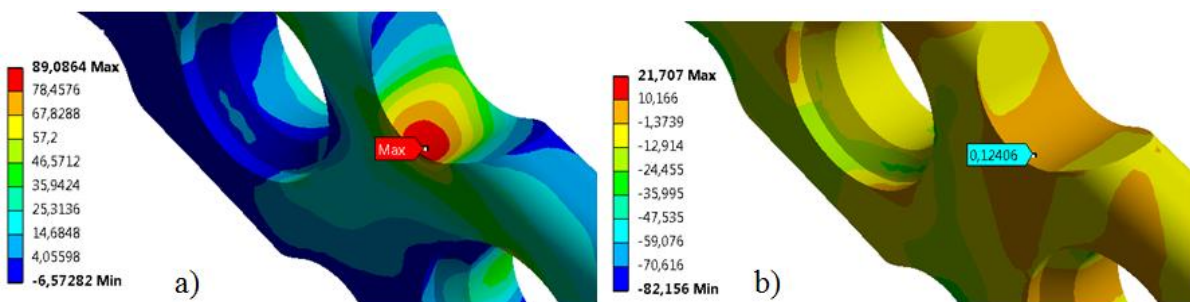
Obrázek 12.6: Redukované (ekvivalentní) napětí [MPa] fixační dlahy MR s detailem místa maximálního napětí

Vykreslením hlavních napětí σ_1 (maximum principal) a σ_3 (minimum principal) lze určit charakter namáhání v dlahy. Tyto napětí byly vyhodnocovány v řezu kolmém na dlahu v místě maxima redukovaného napětí (viz obr. 12.7).



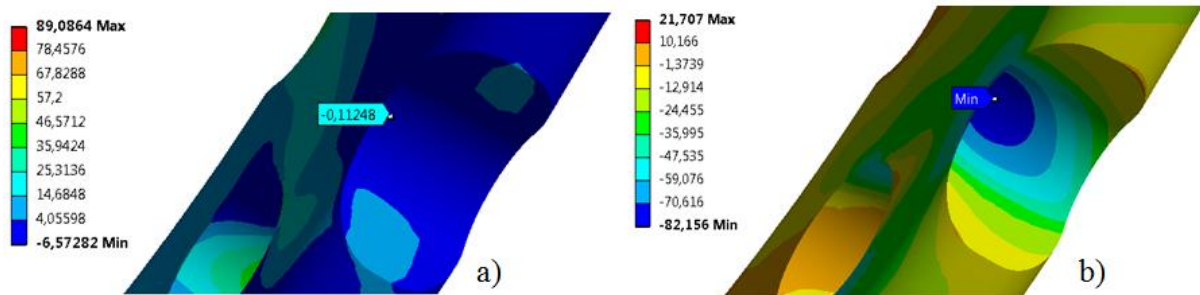
Obrázek 12.7: Zobrazení místa řezu dlahou v místě maximálního redukovaného napětí [MPa] pro analýzu hlavních napětí

Hlavní napětí σ_1 a σ_3 jsou vykresleny na obr. 12.8.



Obrázek 12.8: Velikost a rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 na horní straně fixační dlahy

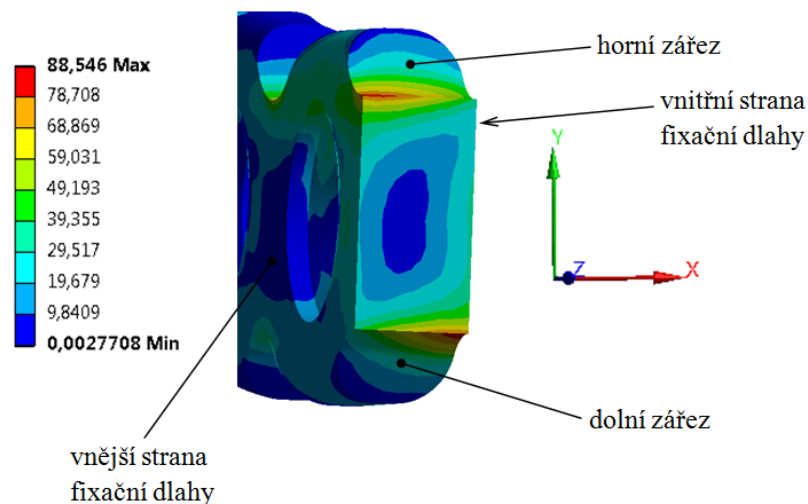
Z analýzy hlavních napětí s hodnotami $\sigma_1 = 89,1$ MPa a $\sigma_3 = 0,1$ MPa (viz obr. 12.8) vyplývá, že v tomto místě dlahy (horní strana) má namáhání tahový charakter. Následně byly vyhodnocovány hlavní napětí v zářezu na dolní straně fixační dlahy ve vyšetřovaném místě (viz obr. 12.7). Výsledky hlavních napětí jsou zobrazeny na obr. 12.9.



Obrázek 12.9: Velikost a rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 na dolní straně fixační dlahy

Z hlavních napětí $\sigma_1 = -0,1$ MPa a $\sigma_3 = -82,2$ MPa (viz obr. 12.9) je zřejmý tlakový charakter namáhání fixační dlahy v této oblasti. Z obr. 12.9 je také patrné, že dominantní tlakové namáhání je lokalizováno směrem k vnitřní straně dlahy.

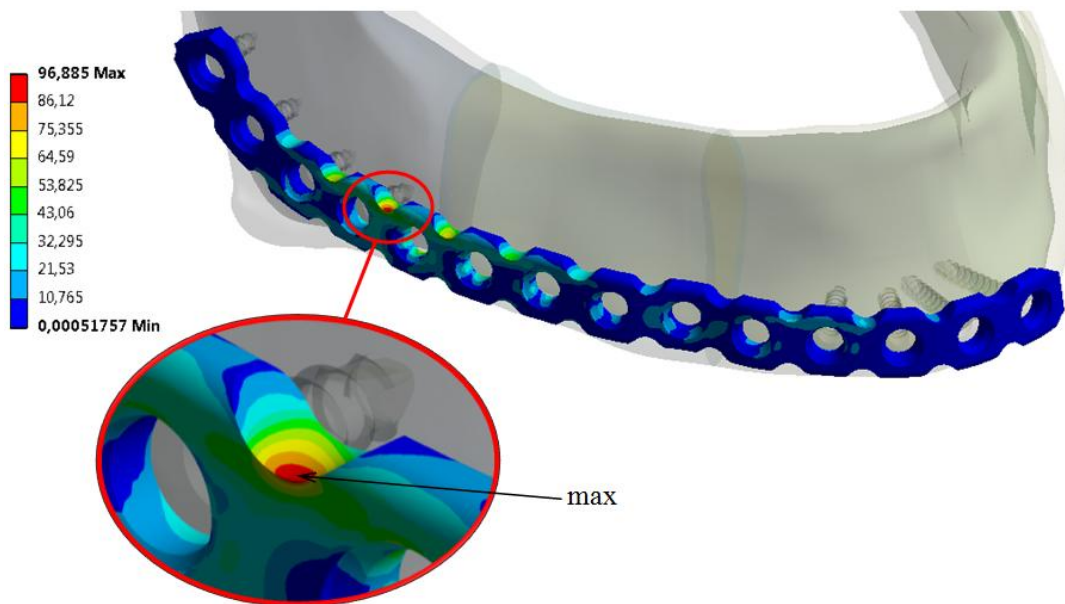
Na obr. 12.10 je zobrazen průřez dlahou ve vyšetřovaném místě (viz obr. 12.7), ve kterém je vykresleno redukované napětí HMH. Dle rozložení napětí je zřejmé, že dlahy je v tomto místě dominantně namáhána na ohyb.



Obrázek 12.10: Rozložení redukovaného napětí [MPa] v řezu dlahou (viz obr. 12.7)

SR

V případě geometrické konfigurace se střední resekci dosahuje maximální hodnota redukovaného napětí (HMH) 96,9 MPa (viz obr. 12.11). To představuje nárůst maximálního redukovaného napětí o 8,3 MPa oproti MR.

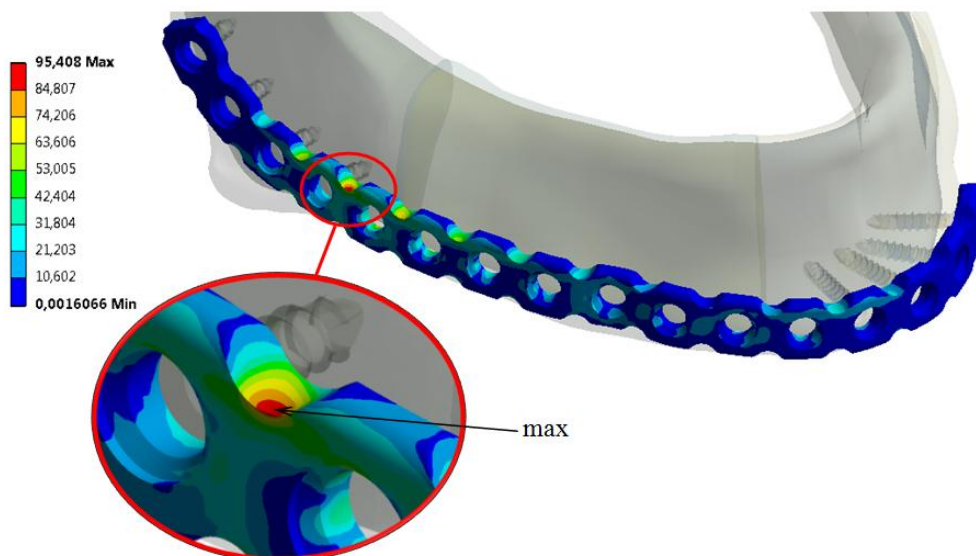


Obrázek 12.11: Redukované (ekvivalentní) napětí [MPa] fixační dlahy SR s detailem místa maximálního napětí

Na základě provedené analýza hlavních napětí fixační dlahy SR bylo zjištěno, že charakter namáhání je obdobný jako v případě MR.

VR

Maximální hodnota redukovaného napětí v případě geometrické konfigurace s velkou resekci je 95,4 MPa (viz obr. 12.12). To představuje mírný pokles maximálního redukovaného napětí o 1,5 MPa oproti SR.

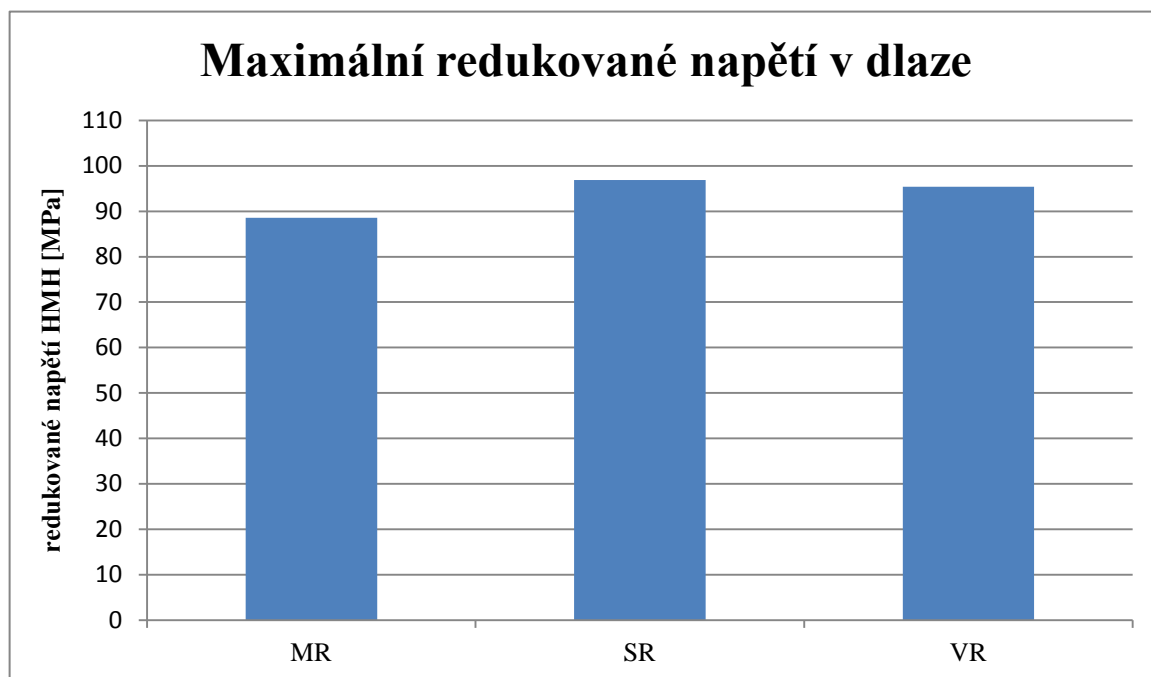


Obrázek 12.12: Redukované (ekvivalentní) napětí [MPa] fixační dlahy VR s detailem místa maximálního napětí

Na základě provedené analýzy hlavních napětí fixační dlahy SR bylo zjištěno, že charakter namáhání je obdobný jako v případě MR.

Porovnání maximálního redukovaného napětí v dlaze pro varianty MR, SR, VR

Srovnání maximálních redukovaných napětí HMH v dlaze všech geometrických konfigurací je vyobrazeno na obr. 12.13.



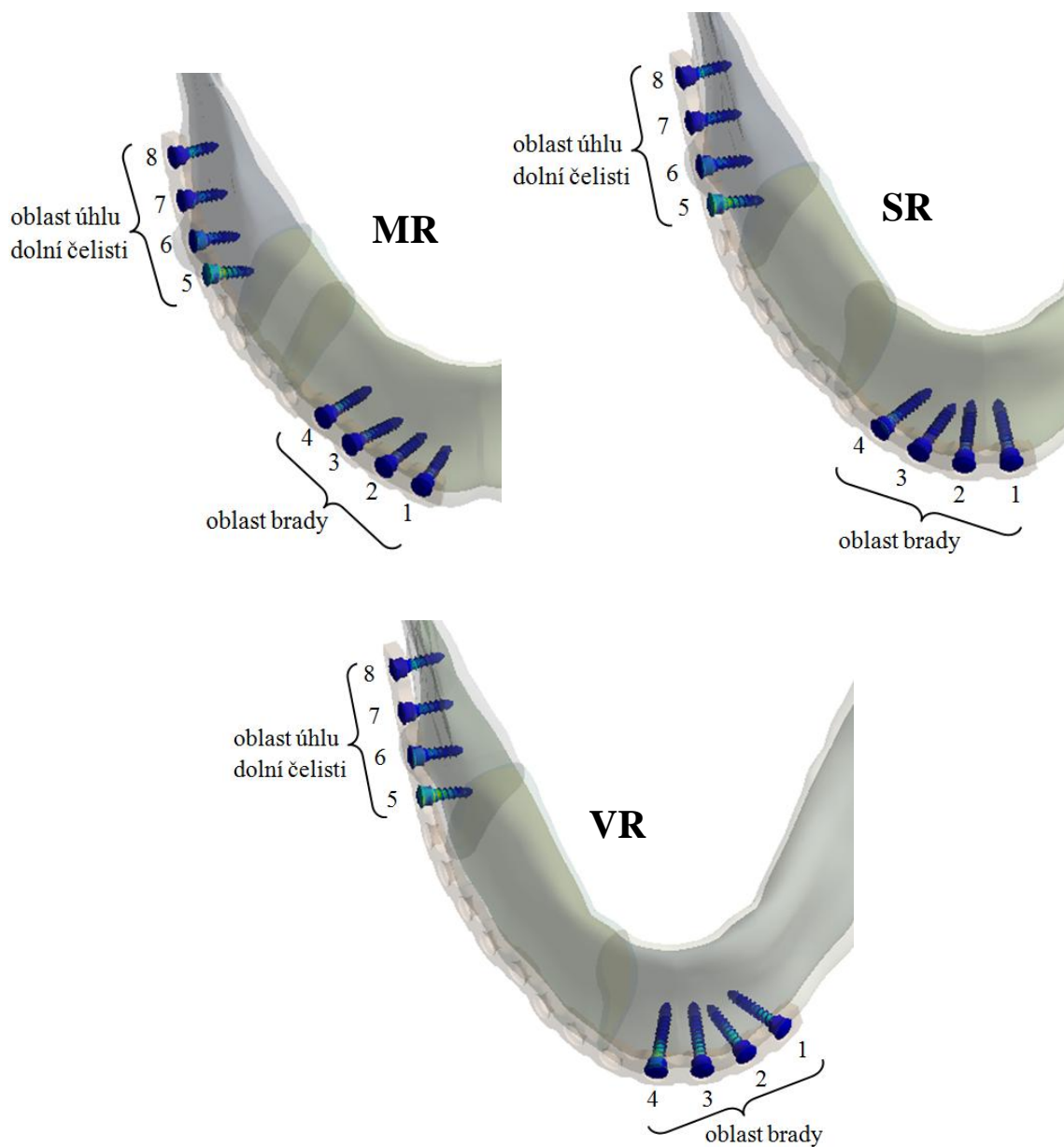
Obrázek 12.13: Redukované napětí HMH [MPa] v dlaze pro geometrické konfigurace MR, SR, VR

Maximálního redukovaného napětí v dlaze bylo dosaženo při variantě SR s hodnotou 96,9 MPa (viz obr. 12.13). Z obrázku 12.13 je zřejmé, že velikost defektu nemá příliš zásadní vliv na maximální redukované napětí v dlaze.

12.3 Redukované napětí ve šroubech

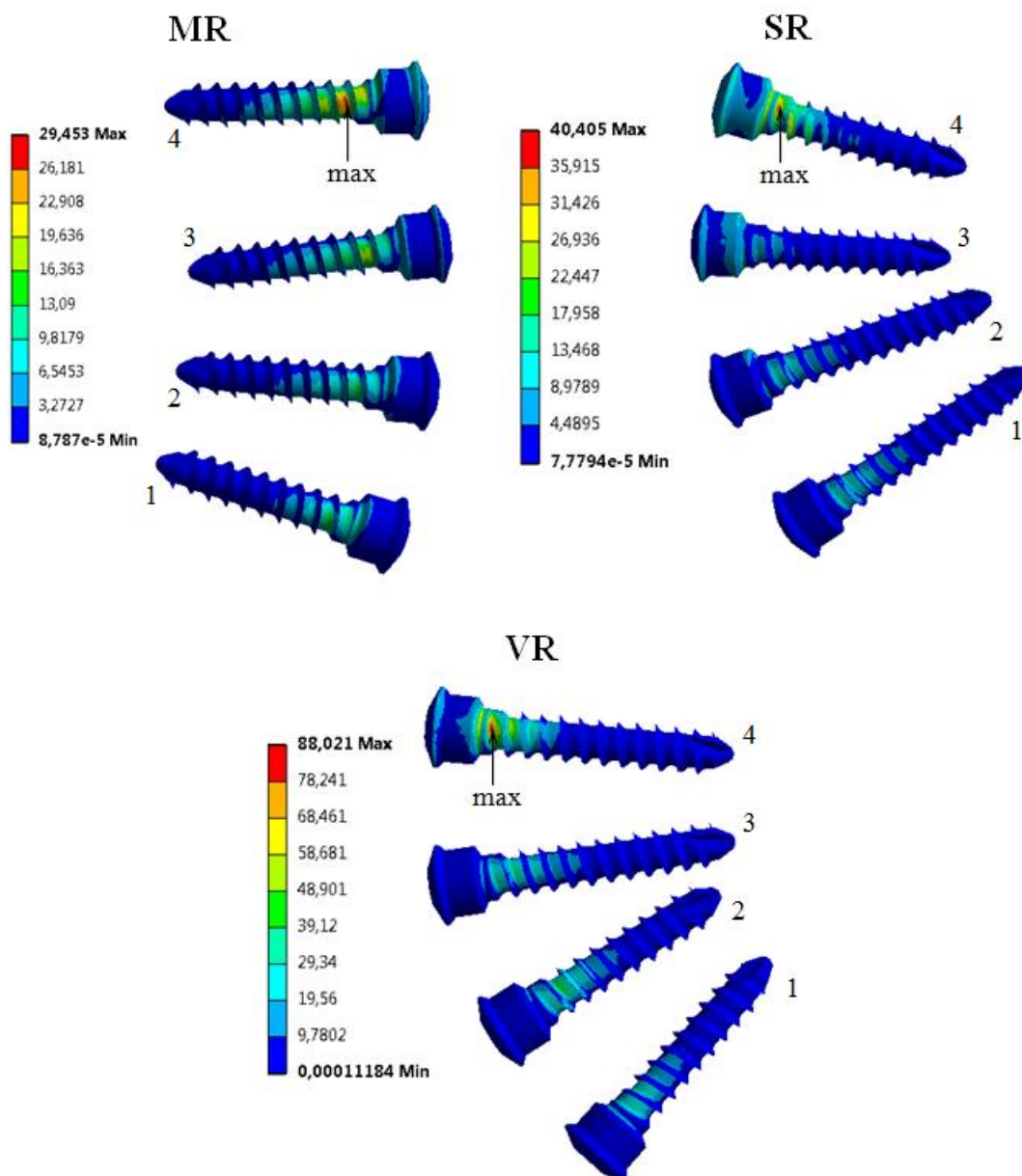
Dlaha je ke kostní tkáni připevněna ve všech případech pomocí 8 šroubů (4 na každý kostní fragment), dle doporučeného počtu šroubů od výrobce dlahy [31], [71]. Šrouby procházejí spongiózní kostní tkání a oběma vrstvami kortikální kostní tkáně (tzv. bikortikální šrouby). U šroubů je vyhodnocováno redukované (ekvivalentní) napětí HMH.

Umístění šroubů a jejich označení v geometrických konfiguracích MR, SR a VR je zobrazeno na obr. 12.14.



Obrázek 12.14: Umístění šroubů a jejich označení v geometrických konfiguracích MR, SR a VR

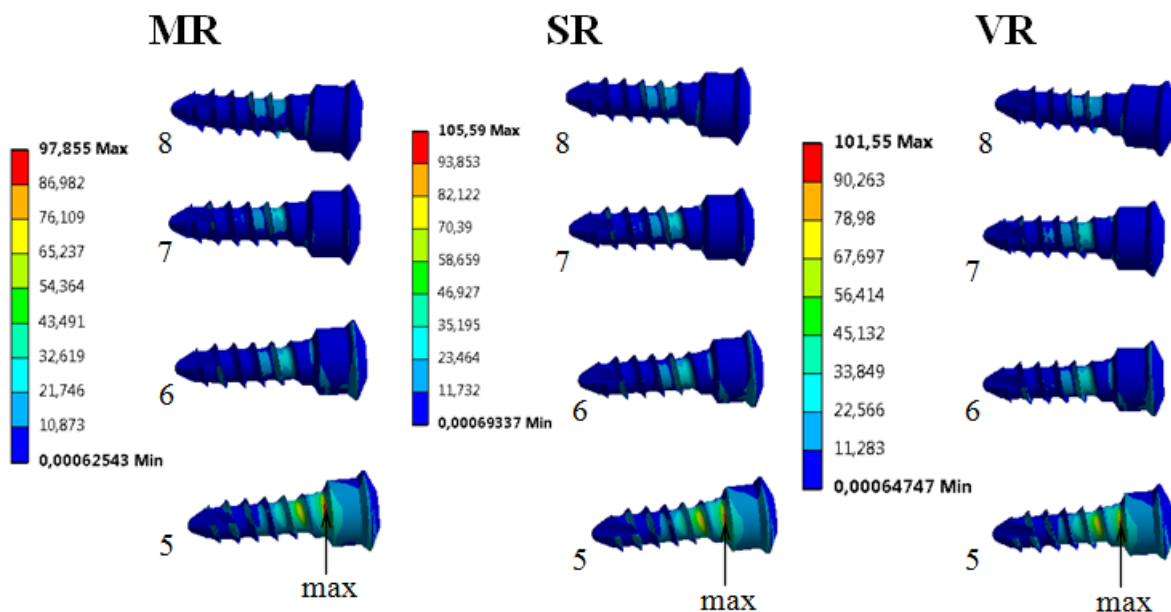
Z obrázku 12.14 je dle redukovaného napětí patrné, že napětí je koncentrováno přibližně v oblasti prvních třech závitů šroubů (bráno od hlavy šroubů). Z obrázku je také patrné, že nejvíce namáhaný je ve všech případech šroub č. 5. Redukované napětí šroubů v oblasti brady pro MR, SR a VR jsou zobrazeny na obr. 12.15.



Obrázek 12.15: Redukované napětí ve šroubech [MPa] v oblasti brady pro MR (pohled zespodu), SR (pohled shora) a VR (pohled shora)

Maximální redukované napětí se v případech MR, SR a VR nachází ve šroubu č. 4 (nejblíže resekci). V případě MR je maximální hodnota redukovaného napětí nejnižší. Napětí je lokalizováno na horní straně šroubu mezi prvním a druhým závitem šroubu č. 4 (viz obr. 12.15). V případě SR a VR se maximum redukovaného napětí nachází na hraně výběhu závitu na spodní straně šroubu. V případě VR je napětí ve šroubu č. 4 nejvyšší s hodnotou 88,0 MPa.

Redukované napětí šroubů v oblasti úhlu dolní čelisti pro MR, SR a VR jsou zobrazeny na obr. 12.16.

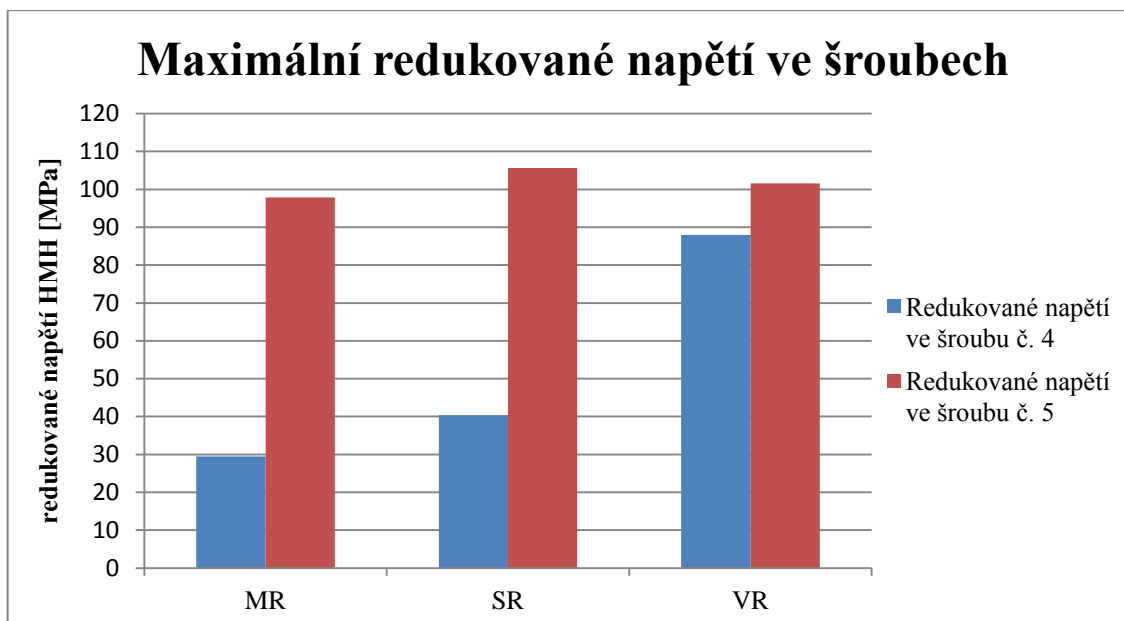


Obrázek 12.16: Redukované napětí ve šroubech [MPa] v oblasti úhlu dolní čelisti pro MR, SR a VR, ve všech případech jsou šrouby zobrazeny z pohledu zespodu

Z obrázku 12.16 je zřejmé, že maximální redukované napětí je ve šroubu umístěném nejbližší k resekované oblasti (šroub č. 5). Ve všech případech se maximální redukované napětí nachází na spodní straně šroubu č. 5 na přechodu mezi hlavou a dříkem šroubu. Nejvyššího redukované napětí se vyskytovalo v případě SR s hodnotou 105,6 MPa.

Porovnání maximálního redukovaného napětí v šroubech pro varianty MR, SR, VR

Srovnání maximálních redukovaných napětí HMH ve šroubech všech geometrických konfigurací je vyobrazeno na obr. 12.17. Maximální redukovaná napětí jsou srovnány v oblasti brady, kde ve všech případech bylo maximum ve šroubu č. 4 a pro oblast úhlu dolní čelisti, kde maximum redukovaného napětí bylo ve šroubu č. 5.



Obrázek 12.17: Redukované napětí HMH [MPa] ve šroubech č. 4 a č. 5 pro geometrické konfigurace MR, SR, VR

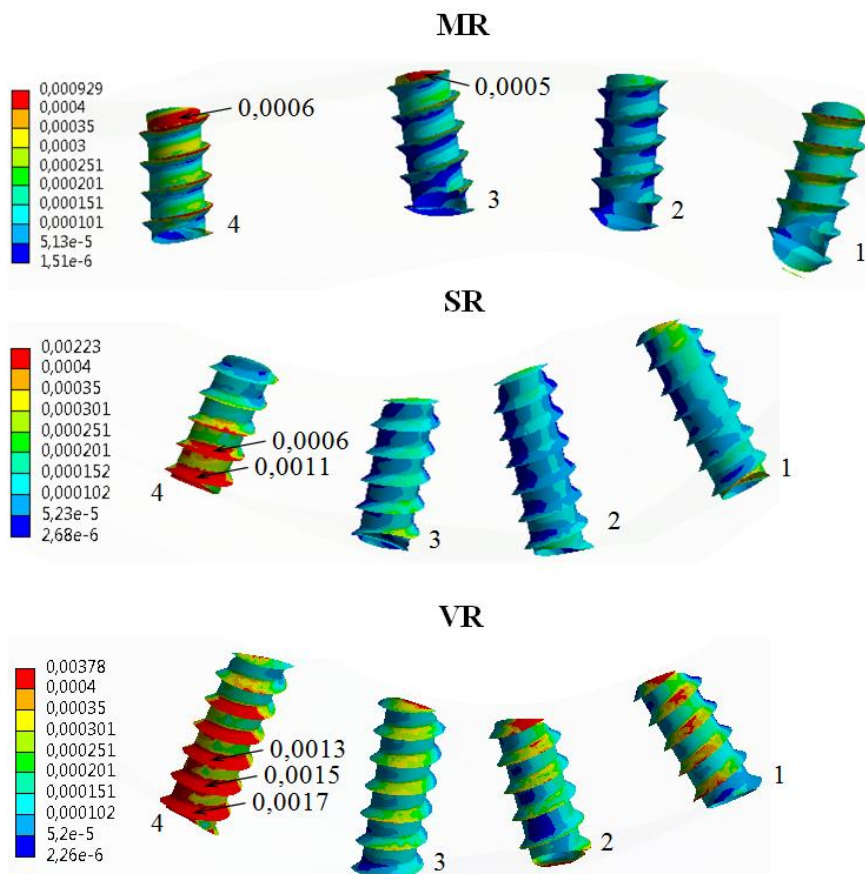
Maximálního redukovaného napětí bylo dosaženo ve šroubu č. 5 při variantě SR s hodnotou 105,6 MPa (viz obr. 12.17). Zatímco napětí ve šroubu č. 5 se výrazně nemění, z trendu v obr. 12.17 je také patrné zvyšující se napětí ve šroubu č. 4 s rostoucí velikostí resekce. Při variantě VR je redukované napětí ve šroubu č. 5 větší pouze o 13,5 MPa oproti redukovanému napětí ve šroubu č. 5 (viz obr. 12.17). Výrazný skok redukovaného napětí mezi případem SR a VR ve šroubu č. 4 je způsoben patrnějším rozdílem posuvů, především v ose Y, v místě vyhodnocovaného šroubu č. 4. V tomto místě je posuv v případě SR přibližně 0,047 [mm] oproti 0,008 [mm] v případě VR (viz obr. 12.2). Tento rozdíl v posuvu Y je způsoben blízkostí daného šroubu k okrajové podmínce v oblasti molárů, kde je zamezeno posuvu ve směru Y na pracující straně (viz obr. 11.9).

12.4 Redukované přetvoření spongiózní a kortikální kostní tkáně

Redukovaná přetvoření HMH byly vyhodnocovány v závitech kostních tkání (spongiózní a kortikální). Číselné označení závitových otvorů v kostní tkáni je totožné s číselným označením šroubů. Hodnoty přetvoření nebyly vyhodnocovány na ostrých hranách závitů. Při použitím modelu geometrie a materiálu se na rozhraní spongiózní a kortikální kostní tkáně vyskytuje skoková změna tuhosti. Proto je vhodné výsledná přetvoření na tomto rozhraní brát s určitým nadhledem.

Redukované přetvoření ve spongiózní kostní tkáni v oblasti brady

Redukované přetvoření v závitových otvorech ve spongiózní kostní tkáni jsou pro oblast brady zobrazeny na obr. 12.18.

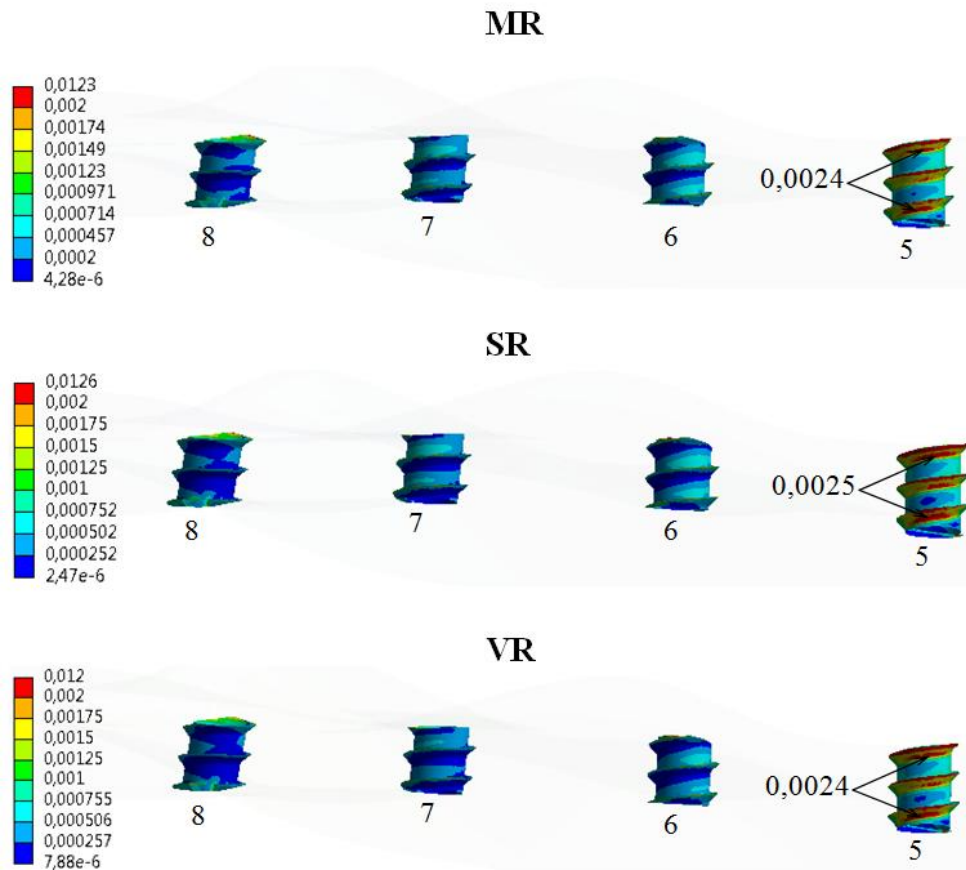


Obrázek 12.18: Redukované přetvoření HMH [-] v závitových otvorech ve spongiózní kostní tkáni pro oblast brady

Maximálních hodnot redukovaného přetvoření bylo dosaženo v otvorech č. 4. Nejvyšší hodnoty přetvoření v oblasti brady bylo v případě VR s hodnotou 0,0017 [-], viz obr. 12.18. V případě MR bylo nejvyšší přetvoření lokalizováno na spodní straně otvoru, v případě SR na horní straně s výraznými hodnotami přetvoření i na spodní straně a v případě SR bylo nejvyšší redukované přetvoření lokalizováno na horní straně závitového otvoru. Spongiózní tkáň nebyla v oblasti brady přetěžována.

Redukované přetvoření ve spongiózní kostní tkáni v oblasti úhlu dolní čelisti

Redukované přetvoření v závitových otvorech ve spongiózní kostní tkáni jsou pro oblast úhlu dolní čelisti zobrazeny na obr. 12.29.

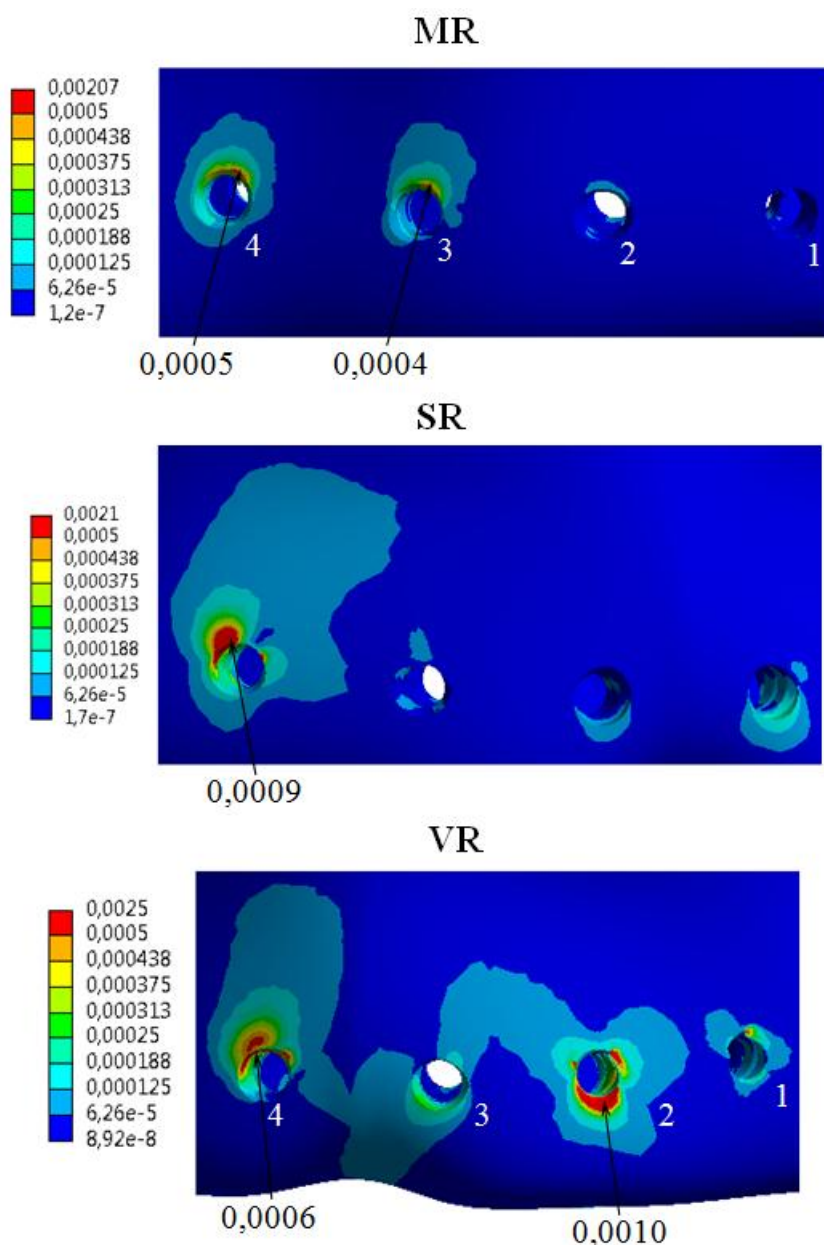


Obrázek 12.19: Redukované přetvoření HMH [-] v závitových otvorech ve spongiózní kostní tkáni pro úhlu dolní čelisti

V oblasti úhlu dolní čelisti je maximální přetvoření ve všech případech lokalizováno na spodní straně v otvoru č. 5 (viz obr. 12.19). Hodnoty přetvoření se v oblasti úhlu dolní čelisti téměř neměnily. V případě SR je redukované napětí nepatrně vyšší oproti MR a VR (viz obr. 12.19). Nejvyššího přetvoření bylo dosaženo v případě SR s hodnotou $0,0025$ [-]. Spongiózní tkáň tedy nebyla v oblasti úhlu dolní čelisti přetěžována.

Redukované přetvoření v kortikální kostní tkáni v oblasti brady

Redukované přetvoření v závitových otvorech v kortikální kostní tkáni jsou pro oblast brady zobrazeny na obr. 12.20.

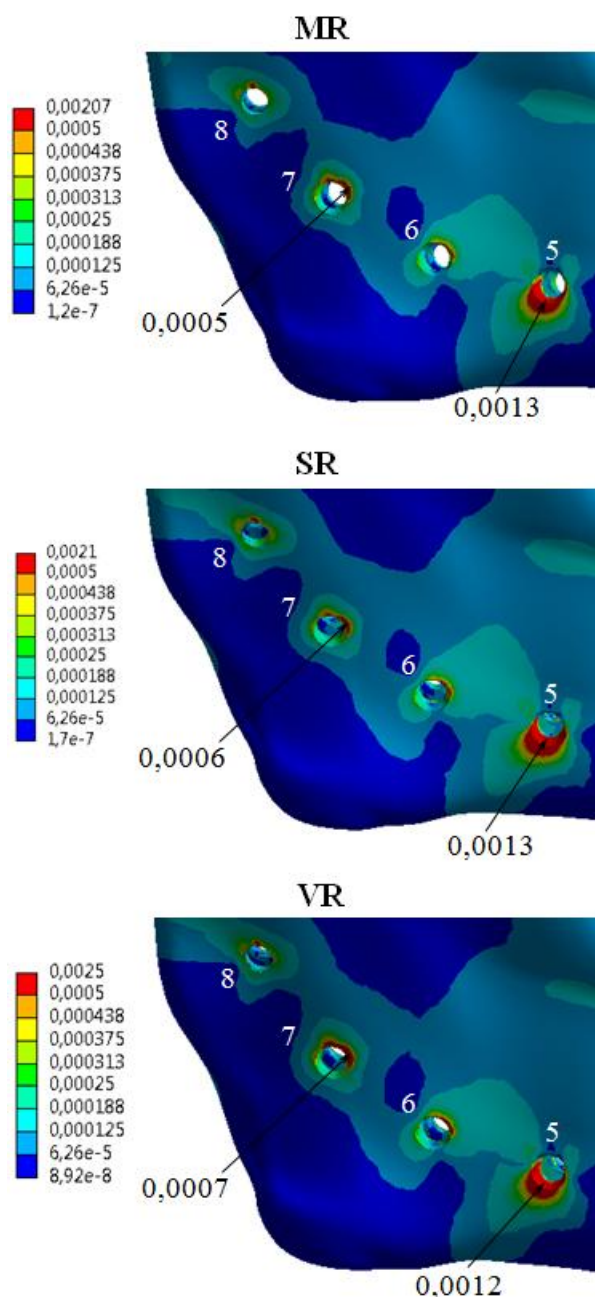


Obrázek 12.20: Redukované přetvoření $HMH [-]$ v kortikální kostní tkáni pro oblast brady

Redukované přetvoření v kortikální kostní tkáni jak v oblasti brady, tak v oblasti úhlu dolní čelisti bylo koncentrováno především v první vrstvě kortikální kostní tkáně (vrstva blíže dlazi). V druhé vrstvě (vzdálenější od dlazy) bylo redukované přetvoření oproti první vrstvě přibližně o řád nižší. V případě MR a SR byly největší hodnoty v otvoru č. 4. V případě VR byla značná přetvoření v otvoru č. 4 na horním okraji a otvoru č. 2 na spodním okraji. V případě VR bylo nejvyšší redukované přetvoření v otvoru č. 2 s hodnotou 0,0010 [-], viz obr. 12.20. V oblasti brady tedy nedocházelo k přetěžování kortikální kostní tkáně.

Redukované přetvoření v kortikální kostní tkáni v oblasti úhlu dolní čelisti

Redukované přetvoření v závitových otvorech v kortikální kostní tkáni jsou pro oblast úhlu dolní čelisti zobrazeny na obr. 12.21.

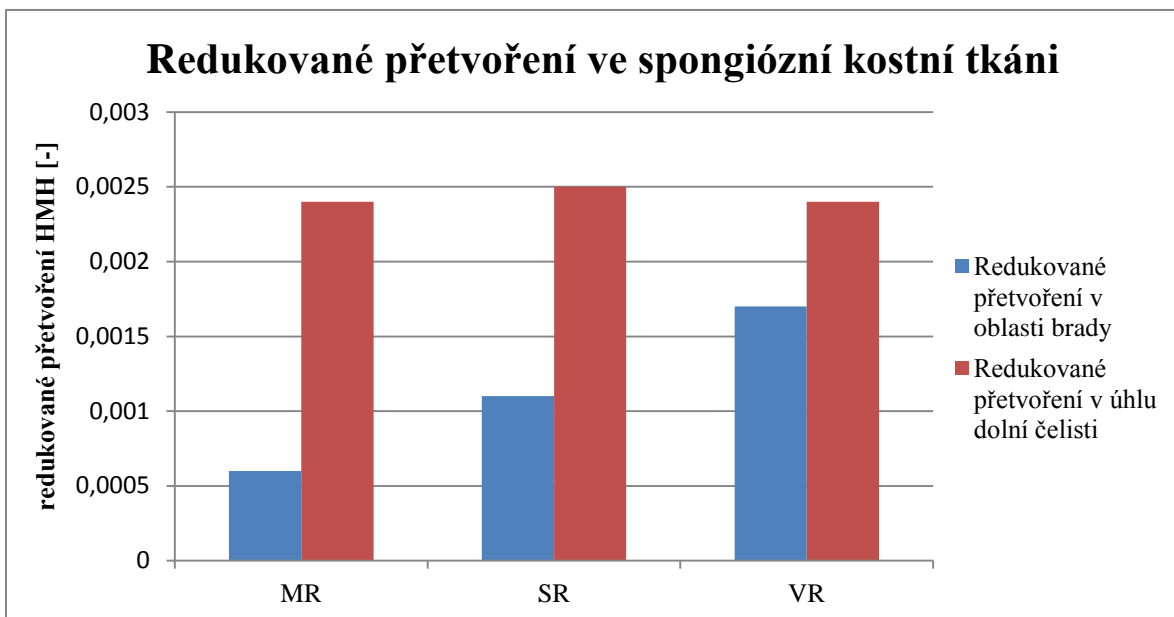


Obrázek 12.21: Redukované přetvoření HMH [-]v kortikální kostní tkáni pro oblast úhlu dolní čelisti

Ve všech případech bylo redukované přetvoření v kortikální kostní tkáni v oblasti úhlu dolní čelisti nejvyšší v otvoru č. 5. Redukované přetvoření se v oblasti úhlu dolní čelisti měnilo nevýrazně při změně velikosti resekce. Nejvyšší hodnoty byly v případě MR a SR o velikosti 0,0013 [-], viz obr. 12.21. V úhlu dolní čelisti tedy nedocházelo k přetěžování kortikální kostní tkáně.

Porovnání redukovaného přetvoření ve spongiózní a kortikální kostní tkáni pro varianty MR, SR, VR

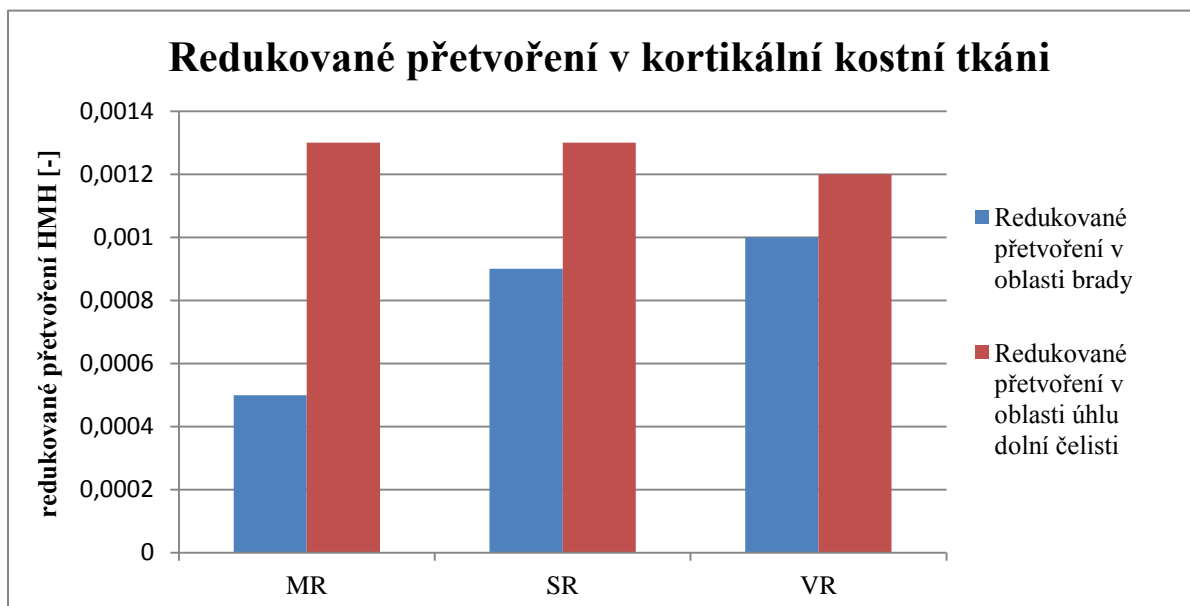
Srovnání maximálních redukovaných přetvoření HMH ve spongiózní kostní tkáni všech geometrických konfigurací je vyobrazeno na obr. 12.22. Maximální redukovaná přetvoření jsou srovnány v oblasti brady, kde ve všech případech bylo maximum v otvoru č. 4 a pro oblast úhlu dolní čelisti, kde maximum redukovaného přetvoření bylo v otvoru č. 5.



Obrázek 12.22: Redukované přetvoření HMH [-]kostní tkáně v otvorech č. 4 a č. 5 pro geometrické konfigurace MR, SR, VR

Maximálního redukovaného přetvoření bylo dosaženo v otvoru č. 5 při variantě SR s hodnotou 0,0025 [-] (viz obr. 12.22). Z trendu v obr. 12.22 je také patrné zvětšující se přetvoření v oblasti brady s rostoucí velikostí resekcce.

Srovnání maximálních redukovaných přetvoření HMH v kortikální kostní tkáni všech geometrických konfigurací je vyobrazeno na obr. 12.23. Maximální redukovaná přetvoření jsou srovnány v oblasti brady, kde ve většině případů bylo maximum v otvoru č. 4 s výjimkou případu VR, kde bylo maximum redukovaného přetvoření v otvoru č. 2. Pro oblast úhlu dolní čelisti se maxima redukovaného přetvoření nacházely ve všech případech v otvoru č. 5.

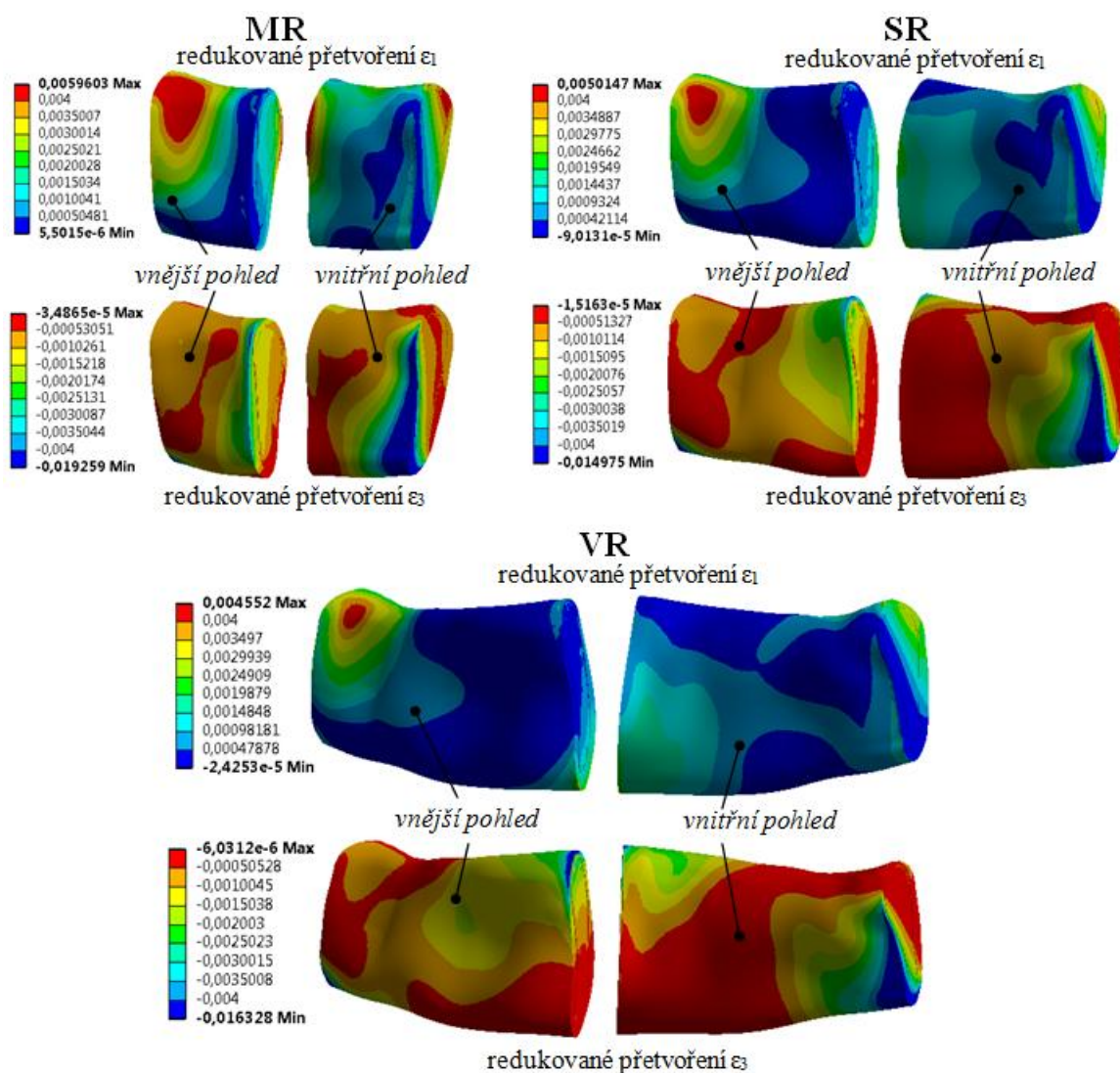


Obrázek 12.23: Redukované přetvoření HMH [-]kortikální kostní tkáně v otvorech č. 4 a č. 5 pro geometrické konfigurace MR, SR, VR

Maximálního redukovaného přetvoření v kortikální kostní tkáni bylo dosaženo v oblasti úhlu dolní čelisti v otvoru č. 5 ve variantě MR a SR s hodnotou 0,0013 [-] (viz obr. 12.23). Z trendu v obr. 12.23 je také patrné zvětšující se přetvoření v oblasti brady s rostoucí velikostí resekce. Ve variantě VR je redukované přetvoření v oblasti úhlu dolní čelisti větší pouze o 0,0002 [-] než v oblasti brady.

12.5 Redukované hlavní přetvoření ε_1 a ε_3 ve svalku

Na obrázku 12.24 je porovnání přetvoření svalku pro MR, SR a VR. Pro určení charakteru namáhání svlaku byla vykreslena hlavní přetvoření ε_1 a ε_3 .



Obrázek 12.24: Hlavní přetvoření ε_1 [-] a ε_3 [-] ve svalku pro MR, SR a VR

Z obrázku 12.24 je patrné přibližně stejné namáhání svalku ve všech případech MR, SR a VR. Nejvyšší tahové přetvoření je lokalizováno na horním okraji na vnější straně čelisti v okolí hranice resekce, která se nachází v blízkosti úhlu dolní čelisti. Největší tlaková přetvoření se nachází na spodním okraji na vnitřní straně v blízkosti resekce, jež se nachází u úhlu dolní čelisti. Na druhé hranici resekce v oblasti brady se na spodním okraji směrem na vnitřní stranu vyskytuje oblast přetvoření s tahovým charakterem. Na horním okraji a vnější straně se pak nachází oblast přetvoření s tlakovým charakterem. Prostřední část svalku je namáhána nejméně. Tento fakt je nejvíce patrný v případě VR.

12.6 Zhodnocení

Výsledky analýzy pro výpočtové modely s různě velkou parciální resekcí (MR, SR, VR):

- Deformační posuvy ve všech případech byly dominantní v ose Z na spodní hraně úhlu a resekce dolní čelisti na balanční straně a následně v ose Y v oblasti resekce. S rostoucí velikostí resekce se zvětšoval celkový deformační posuv.
- Redukované napětí v dlaze bylo nejvyšší s hodnotou 96,9 MPa pro výpočtový model se střední resekcí. Maximum redukovaného napětí bylo ve všech případech lokalizováno v zářezu se zaoblením v blízkosti hrany resekované oblasti u šroubu č. 5. Fixační dlahy byla dominantně namáhána na ohyb.
- Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí se vyskytovalo ve šroubech, které se nacházely nejbližší resekované oblasti. Vyšších napětí obecně dosahovaly šrouby umístěné v oblasti úhlu dolní čelisti oproti šroubům umístěným v dlaze. Maximální hodnoty redukovaného napětí bylo dosaženo ve šroubu č. 5 (úhel dolní čelisti) mezi hlavou šroubu a dřikem s hodnotou 105,6 MPa v případě střední velikosti resekce. V oblasti úhlu dolní čelisti byla změna redukovaného napětí méně patrná s rostoucí velikostí resekce než v oblasti brady. Maximální redukované napětí ve šroubu č. 4 v oblasti brady v případě VR bylo již téměř totožné jako ve šroubu č. 5 oblasti úhlu dolní čelisti.
- Redukované přetvoření bylo hodnoceno pro spongiózní kostní tkáň a kortikální kostní tkáň vzhledem k mezní hodnotě 0,003 [-], která je ve Frostově hypotéze mezní hodnotou pro přetěžování kostní tkáně. V žádném z případů nedošlo k překročení této hodnoty. V žádném z případů tedy nedošlo k přetížení kostní tkáně. Okolní kostní tkáň se remodelují, čímž dochází ke změně deformačně napěťových stavů okolních přilehlých tkání. Tím se mění deformačně napěťové stavy. Ve spongiózní kostní tkáni bylo dosaženo nejvyšší hodnoty v otvoru č. 5 s redukovaným přetvořením 0,0025 [-]. V kortikální kostní tkáni v tom samém otvoru byla hodnota přetvoření 0,0013 [-].
- Ve svalku se nachází tahový i tlakový charakter namáhání. Ve všech případech se tyto charakteristiky namáhání nachází přibližně na stejných místech. Na okrajích svalku se nachází největší hodnoty přetvoření. Prostřední část svalku je namáhána nejméně.

12.7 Dlahy β -Ti-15Mo vs. CP-Ti Grade 4

V práci Disegi (2009) [106] je porovnávána rekonstrukční dlahy 2,4 mm vyrobená z komerčně čistého titanu CP-Ti Grade 4, jež uvádí katalog výrobce Synthes® [75], [102] s dlahou vyrobenou z β -Ti-15Mo. Materiál β -Ti-15Mo má modul pružnosti $E = 78\text{GPa}$ (viz tab. 8.2) oproti materiálu CP-Ti Grade 4 který má modul pružnosti $E = 105\text{GPa}$ (viz tab. 8.2). S nižším modulem pružnosti dlahy by měl být omezen tzv. stress shielding, kdy z důvodu příliš velké tuhosti dlahy je bráněno stimulování svalku přetvořením [106].

V této kapitole je provedeno srovnání geometrické konfigurace se střední resekcí s fixační dlahou vyrobenou z β -Ti-15Mo (dále jen 15Mo) a geometrické konfigurace s označením SR (střední resekce, dlahy z CP-Ti Grade 4) uvedené v kapitolách výše (12.1, 12.2, 12.3, 12.4).

Místa maximálních a vyhodnocovaných deformačně napěťových veličin jsou v případě 15Mo téměř shodná s SR.

Deformační posuvy dolní čelisti s fixátorem

Konfigurace dolní čelisti 15Mo se deformuje obdobně jako SR, avšak hodnoty posuvů jsou nepatrně vyšší. Srovnání posuvů je uvedeno v tabulce 12.1.

Tabulka 12.1: Maximální hodnoty deformačních posuvů pro SR a 15Mo, hodnoty jsou uvedeny v mm

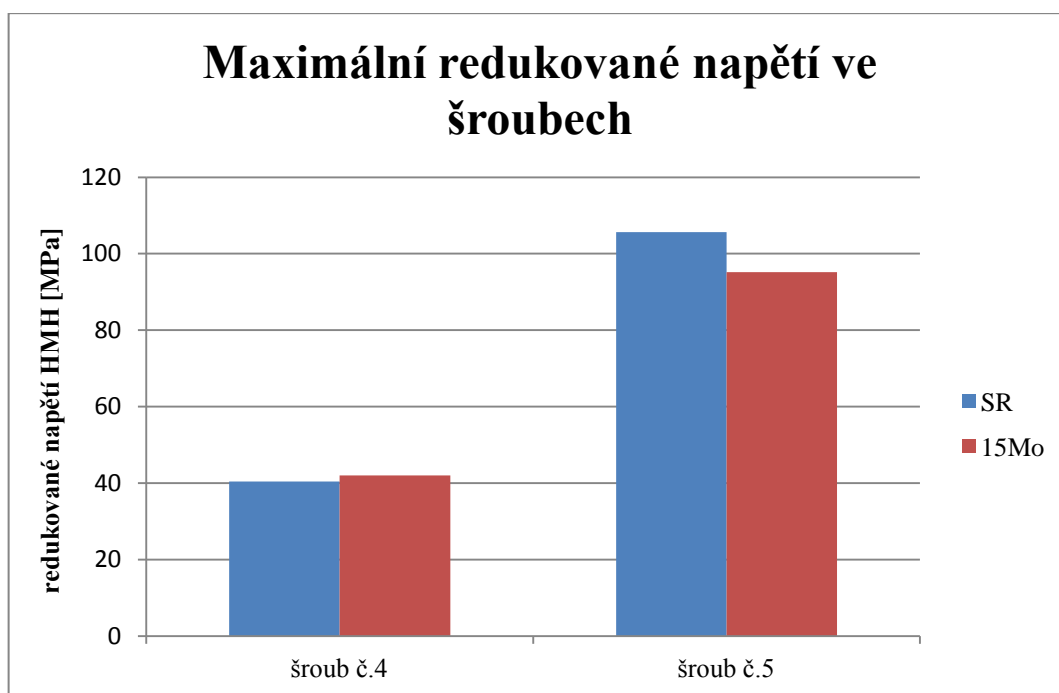
	posuv v ose X	posuv v ose Y	posuv v ose Z	celkový posuv
SR	0,116	0,147	0,166	0,217
15Mo	0,119	0,153	0,173	0,228

Redukované napětí ve fixační dlaze

V případě 15Mo je maximální hodnota redukovaného napětí (HMH) v dlaze 84,5 MPa. To představuje nižší napětí o 12,4 MPa oproti SR (viz obr. 12.11.)

Redukované napětí ve šroubech

Maximální redukované napětí se nachází ve šroubech č. 4 a č. 5 stejně jako v případě SR (viz obr. 12.15 a 12.16). Srovnání redukovaných napětí ve šroubech pro 15Mo a SR je zobrazeno na obr. 12.25.

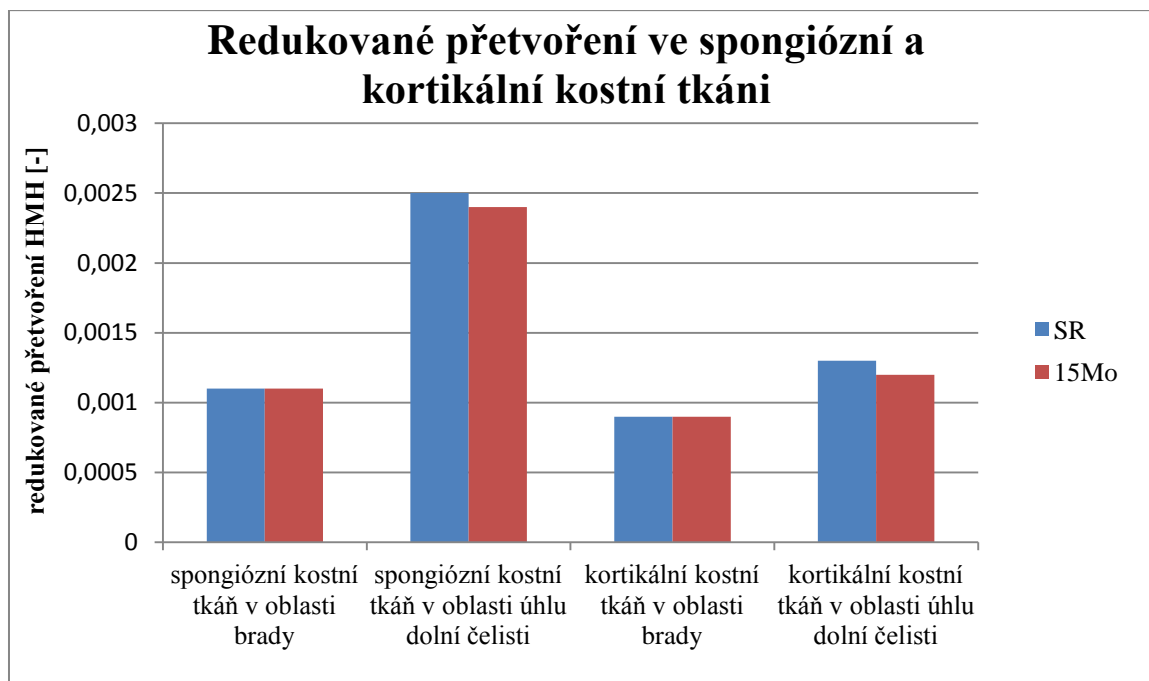


Obrázek 12.25: Maximální redukované napětí HMH [MPa] ve šroubech č. 4 a č. 5 pro SR a 15Mo

Z grafu v obrázku 12.25 je patrný mírný nárůst redukovaného napětí 15Mo (o 1,6 MPa) ve šroubu č. 4 oproti SR. Ve šroubu č. 5 napětí pokleslo o 10,4 MPa v případě 15Mo oproti SR (viz obr. 12.25).

Redukované přetvoření kostní tkáně

Srovnání maximálních redukovaných přetvoření HMH v kostní tkáni a kortikální kostní tkáni pro SR a 15Mo je vyobrazeno na obr. 12.26.



Obrázek 12.26: Redukované přetvoření HMH [-] kostní tkáně a kortikální kostní tkáně v otvorech č. 4 a č. 5 pro SR a 15Mo

Hodnoty redukovaného přetvoření kostní tkáně jsou v případě 15Mo nižší oproti SR. Rozdíly v přetvoření kostních tkání jsou však minimální a rozlišitelné při daném zatížení až na pátém desetinném místě.

Redukované přetvoření ve svalku

Při srovnání redukovaných přetvoření v oblasti svalku bylo v případě 15Mo dosahováno vyšších hodnot hlavních přetvoření přibližně o hodnotu 0,0002-0,0005 [-] v případě ϵ_1 a 0,0015-0,003 [-] v případě ϵ_3 oproti SR. Tyto výsledky potvrzují větší stimulaci svalku přetvořením u dlahy s nižším modulem pružnosti, jak je uvedeno v práci Disegi [106].

12.7.1 Zhodnocení

Srovnání analyzovaných výsledků dlahy z materiálu β -Ti-15Mo a dlahy z CP-Ti Grade 4:

- U poddajnější dlahy z β -Ti-15Mo byly očekávány vyšší hodnoty deformačních posuvů. Tento fakt byl potvrzen srovnáním maximální celkové deformace obou dlah s nárůstem o přibližně 0,01 mm.
- Maximální redukované napětí v dlaze β -Ti-15Mo mělo hodnotu 84,5 MPa, což znamená snížení napětí o 12,4 MPa oproti dlaze CP-Ti. Místo maximálního napětí bylo v obou případech stejné.
- Maximální redukované napětí bylo v oblasti úhlu ve šroubu č. 5 a v oblasti brady ve šroubu č. 4 v obou případech i ve stejných místech. Hodnota maximálního napětí byla 95,2 MPa ve šroubu č. 5 v případě dlahy β -Ti-15Mo. To znamená pokles o 10,4 MPa oproti případu dlahy CP-Ti. Ve šroubu číslo 4 v oblasti dlahy byla situace obrácená, kdy maximální redukované napětí v případě β -Ti-15Mo vzrostlo z hodnoty 40,4 MPa (dlaha CP-Ti) na hodnotu 42,0 MPa.
- Nejvyšší hodnoty redukovaného přetvoření se nacházely u obou případů ve stejných místech. U poddajnější dlahy z β -Ti-15Mo byly hodnoty přetvoření oproti CP-Ti Grade 4 nižší, avšak při daném zatížení rozeznatelné až na pátém desetinném místě.

- V důsledku nižšího modulu pružnosti (vyšší poddajnosti) dlahy β -Ti-15Mo byla hodnota hlavních přetvoření ve svalku vyšší oproti hlavním přetvoření ve svalku v případě dlahy s vyšší tuhostí CP-Ti. Tím je ověřeno omezení tzv. stress shieldingu, kdy je příliš velká část zatížení přenášena dlahou a svalek není dostatečně mechanicky stimulován.

12.8 Vliv materiálových vlastností svalku na napjatost a deformaci soustavy

V průběhu hojení svalku (tvorby nové kostní tkáně) se změnou tkáně a tedy i materiálových vlastností v místě defektu mění tuhost celé soustavy. V této kapitole je uvedena deformačně napěťová analýza jednotlivých prvků soustavy stejně jako v kapitolách 12.1, 12.2, 12.3 a 12.4. Výpočtový model je stejný jako v případě SR (střední resekce, dlahy z CP-Ti Grade 4, zatížení (viz kap. 11.4) a vazby (viz kap. 11.3)). Postupně byly měněny materiálové vlastnosti svalku (viz kap. 8.3.3) v oblasti resekce, jež jsou uvedeny v tabulce 12.2.

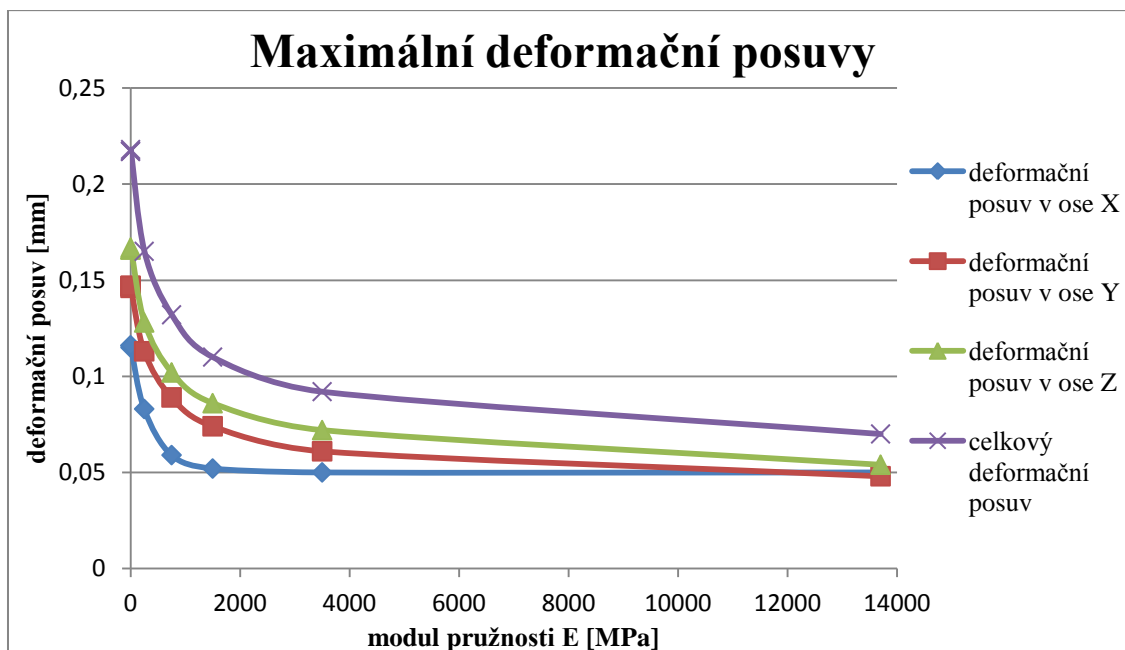
Tabulka 12.2: Materiály v místě defektu kostní tkáně a jejich materiálové vlastnosti

Typ tkáně (materiálu)	E [MPa]	μ [-]
kolagenní tkáňový nosič	0,04	0,3
granulační tkáň	0,2	0,17
fibrózní tkáň	2	0,17
chrupavčitá tkáň	250	0,17
nevynutá lamelární kostní tkáň	750	0,3
pokročile vyvinutá lamelární kostní tkáň	1500	0,3
vyvinutá lamelární kostní tkáň	3500	0,3
kortikální kostní tkáň (viz tab. 11.1)	13700	0,3

Pod hodnotu spongiózní kostní tkáně ($E=1370$ MPa, viz tab 11.1) byl svalek v místě resekce modelován jako homogenní v celém průřezu. Po překročení této hodnoty v případě pokročile vyvinuté lamelární kostní tkáně ($E=1500$ MPa, viz tab 12.2) a vyvinuté lamelární kostní tkáně ($E=3500$ MPa, viz tab 12.2) bylo místo resekce rozděleno na spongiózní a kortikální kostní tkáň, kde pro spongiózní kostní tkáň byly zadány materiálové vlastnosti $E=1370$ MPa a pro kortikální kostní tkáň příslušné hodnoty pokročile vyvinuté lamelární kostní tkáně a vyvinuté lamelární kostní tkáně (viz tab. 12.2). V místě resekce byly také voleny materiálové vlastnosti fyziologické dolní čelisti (kortikální+spongiózní kostní tkáň, viz tab. 11.1).

12.8.1 Deformační posuvy

Závislosti deformačních posuvů na modulu pružnosti svalku jsou zobrazeny na obr. 12.27.

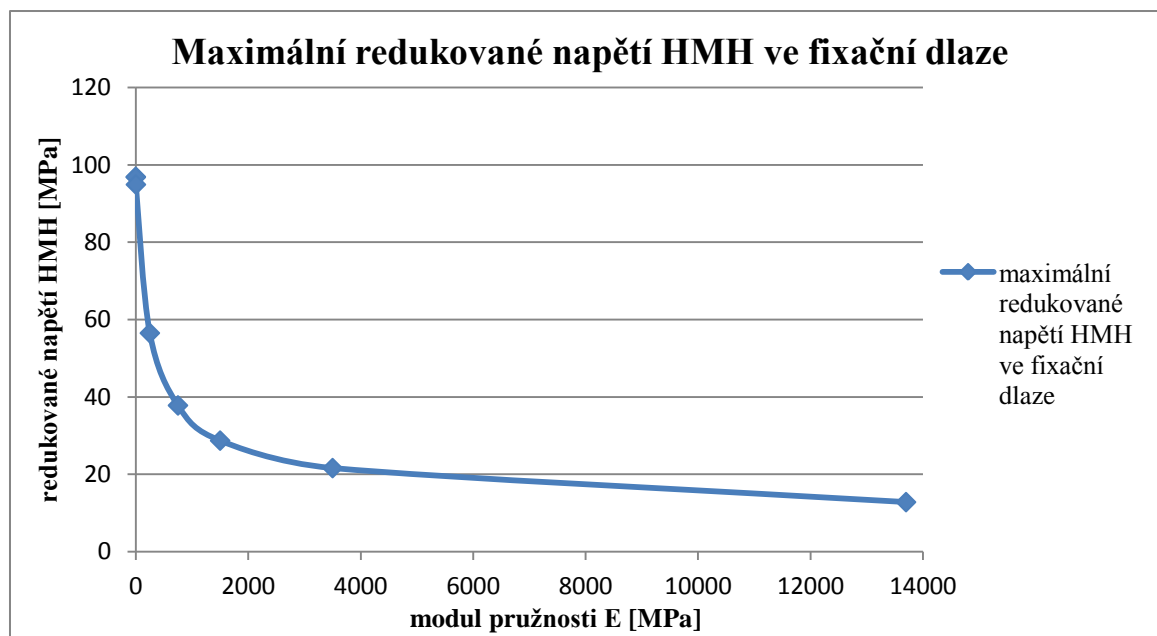


Obrázek 12.27: Deformační posuvy[mm]v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalku

Z obrázku 12.27 jsou patrné průběhy deformačních posuvů s klesajícím charakterem v závislosti na zvyšující se hodnotě modulu pružnosti svalku. Odlišný od ostatních je průběh deformačního posuvu v ose X, jež je způsoben změnou místa maximálního posuvu z oblasti brady na svalový výběžek balanční strany. Z tohoto důvodu se posuv v ose X od 1500 MPa téměř nemění (viz obr. 12.27).

12.8.2 Redukované napětí ve fixační dlaze

Závislost redukovaného napětí fixační dlahy na modulu pružnosti svalku je zobrazeny na obr. 12.28.

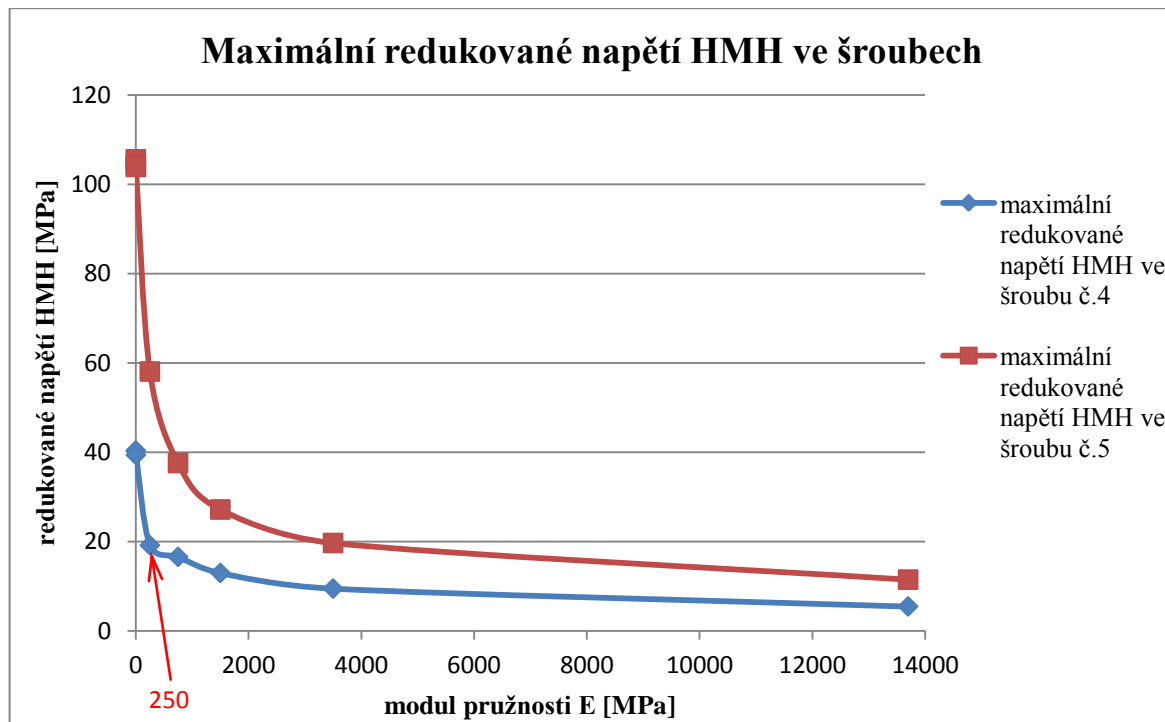


Obrázek 12.28: Redukované napětí HMM [MPa] ve fixační dlaze v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalku

Z obrázku 12.28 je patrný průběh redukovaného napětí ve fixační dlaze s klesajícím charakterem v závislosti na zvyšující se hodnotě modulu pružnosti svalu.

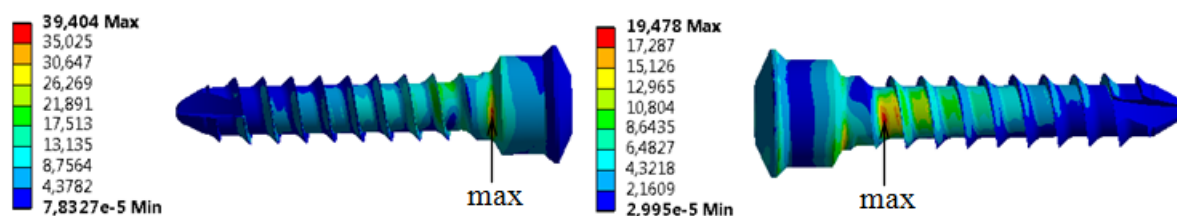
12.8.3 Redukované napětí ve šroubech

Závislost redukovaného napětí ve šroubech č. 4 a č. 5 na modulu pružnosti svalu jsou zobrazeny na obr. 12.29.



Obrázek 12.29: Redukované napětí HMH [MPa] ve fixační dlaze v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalu

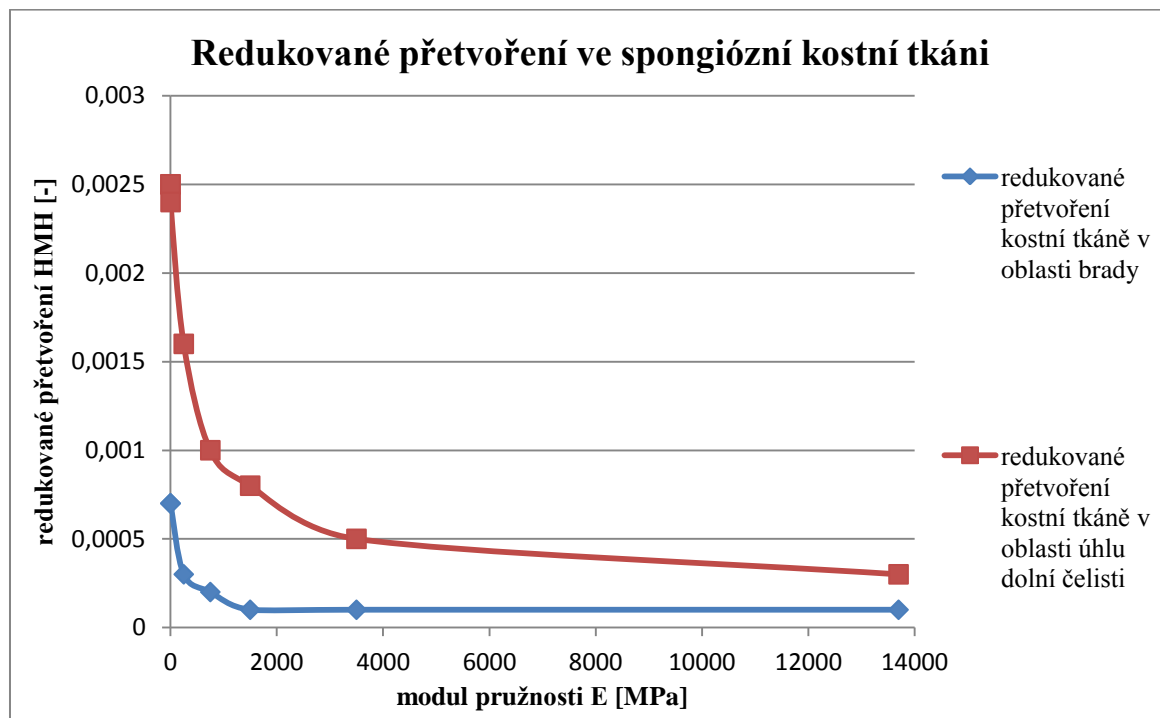
Z obrázku 12.28 je patrný průběh redukovaného napětí ve šroubech č. 4 a č. 5 s klesajícím charakterem v závislosti na zvyšující se hodnotě modulu pružnosti svalu. Na křivce maximálního redukovaného napětí ve šroubu č. 4 si lze všimnout prudšího poklesu napětí při chrupavčitém svalu ($E=250$ MPa), jež je způsoben změnou místa maximálního napětí (viz obr. 12.30). V případě kolagenního tkáňového nosiče, granulační a fibrózní tkáň bylo maximální napětí ve šroubu č. 4 na hraně výběhu závitu. Maximální napětí ve šroubu č. 4 se od chrupavčité tkáň svalu (dále) se nacházelo na dřívku šroubu mezi prvním a druhým závitem.



Obrázek 12.30: Změna kritického místa ve šroubu č. 4 se zvýšením modulu pružnosti svalu ze 2 MPa (vlevo) na 250 MPa (vpravo)

12.8.4 Redukované přetvoření ve spongiózní a kortikální kostní tkáni

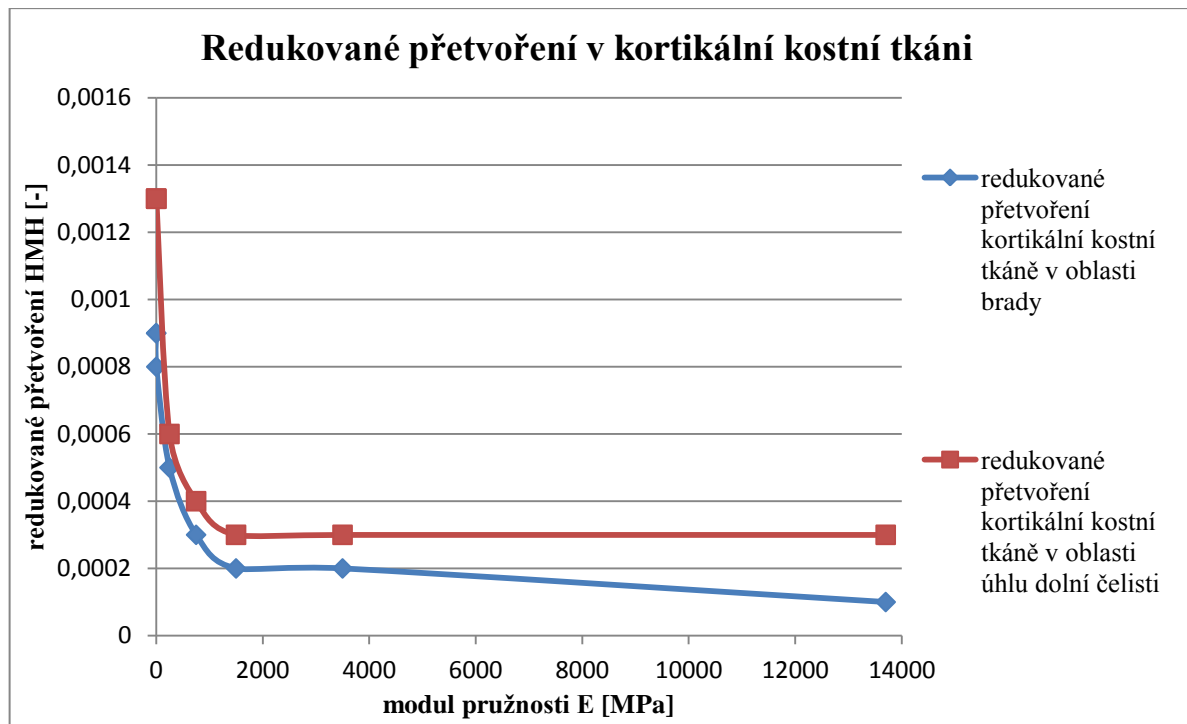
Závislosti redukovaného přetvoření ve spongiózní kostní tkáni pro oblast brady a oblast úhlu dolní čelisti na modulu pružnosti svalku jsou zobrazeny na obr. 12.31.



Obrázek 12.31: Redukované přetvoření HMH[-] kostní tkáně v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalku

Z obrázku 12.31 jsou patrné průběhy s klesajícím charakterem redukovaného přetvoření ve spongiózní kostní tkáni s rostoucí hodnotou modulu pružnosti svalku. V oblasti brady je přetvoření od 1500 MPa totožné. Při hodnotě modulu pružnosti svalku $E=1500$ MPa (pokročile vyvinutá lamelární kostní tkáň) a výše docházelo ke změnám lokalizace největších přetvoření (do $E=1500$ MPa bylo největší přetvoření lokalizováno v otvoru č. 4 pro oblast brady a v otvoru č. 5 pro oblast úhlu dolní čelisti).

Závislosti redukovaného přetvoření v kortikální kostní tkáni pro oblast brady a oblast úhlu dolní čelisti na modulu pružnosti svalku jsou zobrazeny na obr. 12.32.

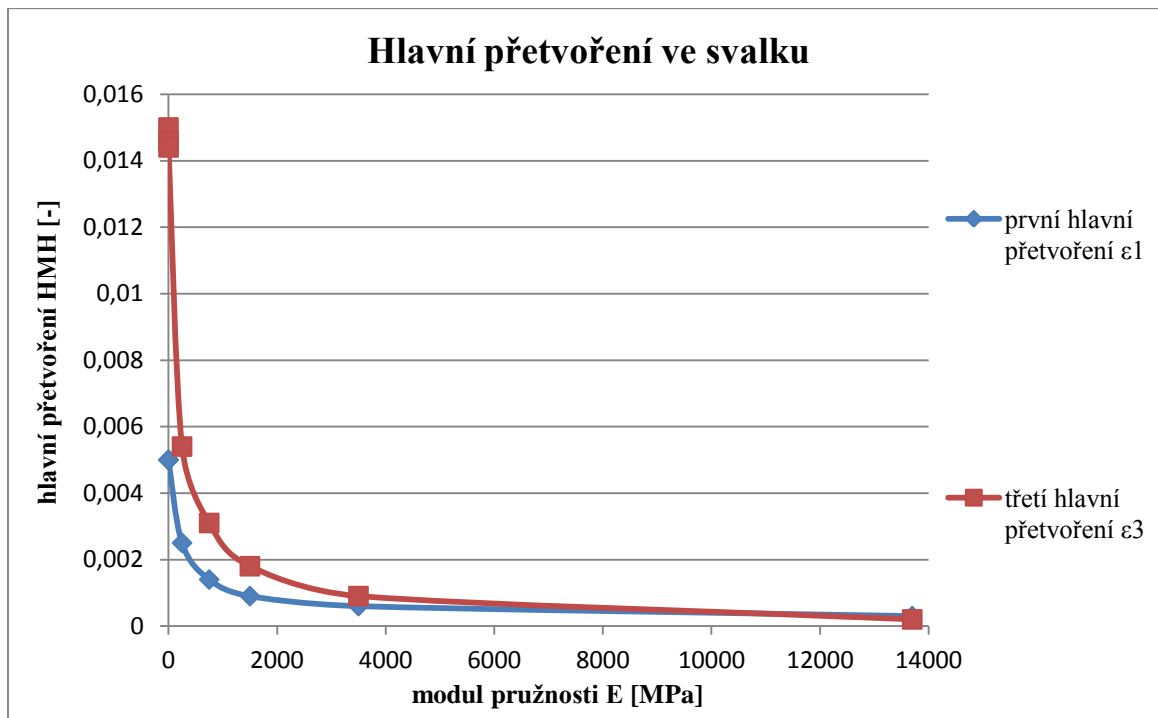


Obrázek 12.32: Redukované přetvoření HMH[-] kortikální kostní tkáně v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalku

Z obrázku 12.32 jsou patrné průběhy s klesajícím charakterem redukovaných přetvoření kortikální kostní tkáně s rostoucí hodnotou modulu pružnosti svalku. V oblasti brady i oblasti úhlu dolní čelisti se přetvoření od $E=1500$ MPa (pokročile vyvinuté lamelární kostní tkáně) a výše v kortikální kostní tkáni téměř nemění (viz obr. 12.32). Nad hodnotu modulu pružnosti svalku $E=1500$ MPa (pokročile vyvinutá lamelární kostní tkáň) a výše se stejně jako v případě spongiózní kostní tkáně měnila lokalizace největších přetvoření.

12.8.1 Hlavní přetvoření v místě defektu kostní tkáně (ve svalku)

Závislosti hlavních přetvoření ve svalku na modulu pružnosti svalku jsou zobrazeny na obr. 12.33. Hodnoty hlavního přetvoření ε_3 jsou uvedeny v absolutní hodnotě.



Obrázek 12.33: První a třetí hlavní přetvoření přetvoření[-] ve svalku v závislosti na změně modulu pružnosti E [MPa] svalku

Z obrázku 12.33 jsou patrné průběhy s klesajícím charakterem hlavních přetvoření ve svalku s rostoucí hodnotou modulu pružnosti svalku. Hodnoty nejvyšších hlavních přetvoření se se změnou modulu pružnosti svalku nachází stále na stejných místech jako v případě SR (viz obr. 12.24). Od hodnoty modulu pružnosti svalku 3500 MPa jsou hodnoty nejvyššího prvního a třetího hlavního přetvoření téměř totožné.

12.8.2 Zhodnocení

Vyhodnocení vlivu materiálových vlastností svalku na napjatost a deformaci soustavy:

- V důsledku tvorby nové kostní tkáně se mění typ tkáně v místě defektu a tím se mění i materiálové vlastnosti. Se zvyšujícím se modulem pružnosti (tuhostí) se snižovaly všechny vyhodnocované deformačně napěťové veličiny. Průběhy těchto veličin byly hyperbolického charakteru v závislosti na tuhosti svalku. Nad hodnotu modulu pružnosti 1500 MPa (pokročile vyvinutá lamelární kostní tkáň) se deformačně napěťové veličiny měnily velmi nevýrazně nebo s malým gradientem změny deformačně napěťových veličin až do modulu pružnosti 13700 MPa představující kortikální kostní tkáň.

13 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou dolní čelisti s deficitem kostní tkáně v důsledku nádorového onemocnění. Fragmenty kostní tkáně jsou spojeny pomocí fixační dlahy. Pro rekonstrukci dolní čelisti se používají dlahy vyrobené na míru konkrétnímu pacientovi nebo častěji používané komerčně vyráběné fixátory, které lze dále tvarovat na míru konkrétnímu pacientovi. Pro řešení formulovaného problému byla vybrána úhlově stabilní rekonstrukční dlaha (Locking Mandible Reconstruction Plate 2.4 mm z katalogu firmy Synthes) s příslušnými šrouby. Tato dlaha byla aplikována na model dolní čelisti podle postupu, který doporučuje výrobce dlahy. Místo kostního defektu je opatřeno chirurgickou nebo titanovou sítkou, do které jsou vloženy příslušné látky na podporu nové kostní tkáně. Tato metoda náhrady kostního defektu je poměrně nová a moderní v rekonstrukci dolní čelisti. V této práci byl uvažován tkáňový nosič v místě defektu kostní tkáně.

Pro řešení formulovaného problému bylo použito výpočtové modelování. Deformačně napěťová analýza byla provedena pro tři výpočtové modely s různou velikostí parciální resekcce v oblasti těla dolní čelisti. Dále byla provedena deformačně napěťová analýza fixační dlahy vyrobené z β -Ti-15Mo, jež má nižší modul pružnosti a vykazuje lepší únavové vlastnosti než komerčně vyráběná dlaha z materiálu CP-Ti Grade 4. Pomocí výpočtového modelování byl také vyhodnocen vliv materiálových vlastností materiálu (svalku) v místě defektu kostní tkáně na napjatost a deformaci řešené soustavy. Analyzovány byly deformační posuvy, redukované napětí HMM v dlaze a ve šroubech a přetvoření kostní tkáně a kortikální kostní tkáně. Redukované přetvoření v kostních tkáních bylo vyhodnoceno vzhledem k prahové hodnotě uvedené ve Frostově hypotéze. Cíle práce byly splněny.

Z výsledků jsou patrné 2-3 krát větší posuvy dolní čelisti s fixační dlahou oproti fyziologické dolní čelisti. Z výsledků redukovaného napětí lze také konstatovat, že při daném aplikovaném zatížení nedojde k porušení fixačních prvků při různých velikostech resekované oblasti. Při daném zatížení není kostní tkáň ani přetěžována a nemělo by dojít k uvolnění šroubů z kostní tkáně. Lze tedy říci, že bylo dosaženo požadované stability fixace ve všech uvedených velikostech defektu kostní tkáně při daném zatěžování.

Při požadavku na větší přetvoření svalku nebo vyšší bezpečnost z hlediska únavové pevnosti se jako vhodnější jeví dlaha vyrobená z materiálu β -Ti-15Mo oproti komerčně vyráběné dlaze z CP-Ti Grade 4.

Se zvyšující se tuhostí svalku (tvorbou nové kostní tkáně) se snižují deformačně napěťové veličiny. Podle průběhů deformačně napěťových veličin na modulu pružnosti v místě defektu lze říci, že nad hodnotu modulu pružnosti svalku 1500 MPa soustava dolní čelisti a fixátoru umožňuje výrazně vyšší zatěžování dolní čelisti při skusu.

14 LITERATURA

14.1 Odborné články

[3] 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. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.016. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901300568X>

[5] JEDRUSIK-PAWLOWSKA, Magdalena, Magdalena KROMKA-SZYDEK, Magdalena KATRA a Iwona NIEDZIELSKA. Mandibular reconstruction – biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2013, 15(2), 1-9 [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.5277/abb130203. Dostupné z: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol15No2/3.pdf>

[6] ATILGAN, S., B. EROL, A. YARDIMEDEN, F. YAMAN, M.C. UCAN, N. GUNES, Y. ATALAY a I. KOSE. A Three Dimensional Analysis of Reconstruction Plates used in Different Mandibular Defects. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* [online]. 2014, 24(2), 1893-1896 [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.2478/V10133-010-0048-9. ISSN 1310-2818. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.2478/V10133-010-0048-9>

[8] GUTWALD, Ralf, Raimund JAEGER a Floor M. LAMBERS. Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2016, 20(4), 426-435 [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.1080/10255842.2016.1240788. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2016.1240788>

[9] 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. 2017-05-09]. DOI: 10.1016/j.joms.2012.09.019. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S027823911201381X>

[19] FORWOOD, M.R. a C.H. TURNER. Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. *Bone* [online]. 1995, 17(4), S197-S205 [cit. 2017-04-04]. DOI: 10.1016/8756-3282(95)00292-L. ISSN 87563282. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/875632829500292L>

[20] FROST, H. M. *Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. The Anatomical Record* [online]. 1987, 219(1), 1-9 [cit. 2017-04-04]. DOI: 10.1002/ar.1092190104. ISSN 0003-276x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.1092190104>

[23] SKEDROS, J.G., M.W. MASON a R.D. BLOEBAUM. Modeling and remodeling in a developing artiodactyl calcaneus: a model for evaluating Frost's Mechanostat hypothesis and its corollaries. *The Anatomical record* [online]. 2001, 263(2), 167-185 [cit. 2017-04-04]. DOI: 10.1002/ar.1094. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11360234>

[25] CARTER, D.R. et al. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone*. [online]. 1996, 18(1 Suppl), 5-10 [cit. 2017-04-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8717541>

[26] HUISKES, R et al. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical orthopaedics and related*

research. [online]. 1992, (274), 124-134 [cit. 2017-04-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1728998>

[29] CHUGH, Tina, Abhay Kumar JAIN, Raj Kumar JAISWAL, Praveen MEHROTRA a Rachita MEHROTRA. Bone density and its importance in orthodontics. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* [online]. 2013, 3(2), 92-97 [cit. 2017-03-10]. DOI: 10.1016/j.jobcr.2013.01.001. ISSN 22124268. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212426813000031>

[33] BUJTÁR, Péter, János SIMONOVICS, Károly VÁRADI, George K.B. SÁNDOR a C.M.E. AVERY. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, 42(6), 855-862 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.jcms.2013.12.005. ISSN 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518213003351>

[34] SCHWARTZ-DABNEY, C.L. a P.C. DECHOW. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2003, 120(3), 252-277 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1002/ajpa.10121. ISSN 0002-9483. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.10121>

[35] AL-SUKHUN, Jehad, Christian LINDQVIST a Miia HELENIUS. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. 2007, 80A(1), 247-256 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1002/jbm.a.30881. ISSN 15493296. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.a.30881>

[36] CASTANO M.C., U. ZAPATA, A. PEDROZA, J.D. JARAMILLO a ROLDAN S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent* 2002; 5: 87-99. [online]. 2002, 5(2-3), 87-99 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12680039>

[37] ASHMAN, R.B. a W.C. VAN BUSKIRK. The Elastic Properties of a Human Mandible. *Advances in Dental Research* [online]. 1987, 1(1), 64-67 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1177/08959374870010011401. ISSN 0895-9374. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/08959374870010011401>

[38] 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. 2017-04-24]. DOI: 10.1177/00220345940730010801. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/00220345940730010801>

[39] BONNET, A.S., M. POSTAIRE a P. LIPINSKI. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2009, 31(7), 806-815 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453309000757>

[40] MARINESCU, Ruxandra, David J. DAEGLING a Andrew J. RAPOFF. Finite-element modeling of the anthropoid mandible: The effects of altered boundary conditions. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology* [online]. 2005, 283A(2), 300-309 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1002/ar.a.20166. ISSN 1552-4884. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.a.20166>

[41] MENICUCCI, Giulio, M. LORENZETTI, P. PERA a G. PRETI. Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *The*

International journal of oral & maxillofacial implants [online]. 1998, 13(3), 369-376 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: http://medlib.yu.ac.kr/eur_j_oph/ijom/IJOMI/ijomi_13_369.pdf

[42] BAGGI, Luigi, Ilaria CAPPELLONI, Michele DI GIROLAMO, Franco MACERI a Giuseppe VAIRO. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2008, 100(6), 422-431 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. ISSN 00223913. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391308602590>

[43] HUANG, Heng-Li, Jui-Ting HSU, Lih-Jyh FUH, Ming-Gen TU, Ching-Chang KO a Yen-Wen SHEN. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *Journal of Dentistry* [online]. 2008, 36(6), 409-417 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.jdent.2008.02.015. ISSN 03005712. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571208000626>

[44] FIELD, Clarice, Ionut ICHIM, Michael V. SWAIN, Eugene CHAN, M. Ali DARENDELILER, Wei LI a Qing LI. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2009, 135(2), 174-181 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2007.03.032. ISSN 08895406. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540608009311>

[45] GRÖNING, F., M.J. FAGAN a P. O'HIGGINS. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, 44(7), 1304-1312 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.01.008. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929011000352>

[46] ŞİMŞEK, Barış, Erkan ERKMEN, Derviş YILMAZ a Atılım ESER. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2006, 28(3), 199-213 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2005.04.025. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453305000950>

[47] HU, Kai, Rong QIGUO, Jing FANG a Jeremy J MAO. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2003, 25(2), 107-113 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/S1350-4533(02)00191-1. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453302001911>

[48] NAGASAO, T, M KOBAYASHI, Y TSUCHIYA, T KANEKO a T NAKAJIMA. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models—Part II (effect of horizontal load). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2003, 31(3), 168-175 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/S1010-5182(03)00029-5. ISSN 10105182. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518203000295>

[49] LAN, Ting-Hsun, Heng-Li HUANG, Ju-Hui WU, Huey-Er LEE a Chau-Hsiang WANG. Stress Analysis of Different Angulations of Implant Installation: The Finite Element Method. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* [online]. 2008, 24(3), 138-143 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/S1607-551X(08)70141-4. ISSN 1607551x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1607551X08701414>

[50] AMMAR, Hussein H., Peter NGAN, Richard J. CROUT, Victor H. MUCINO a Osama M. MUKDADI. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment

planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2011, 139(1), e59-e71 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2010.09.020. ISSN 08895406. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540610008061>

[51] BOCCACCIO, Antonio, Luciano LAMBERTI, Carmine PAPPALETTERE, Mauro COZZANI a Giuseppe SICILIANI. Comparison of different orthodontic devices for mandibular symphyseal distraction osteogenesis: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2008, 134(2), 260-269 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.09.066. ISSN 08895406. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540608004307>

[52] BARÃO, V.A.R., J.A. DELBEN, J. LIMA, T. CABRAL a W.G. ASSUNÇÃO. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. 2013, 46(7), 1312-1320 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.008. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929013000882>

[53] BEZERRA, T.P., F.I. SILVA, H.C. SCARPARO, F.W.G. COSTA a E.C. STUDART-SOARES. Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2013, 42(4), 474-480 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.ijom.2012.10.009. ISSN 09015027. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502712004225>

[54] DAAS, M., G. DUBOIS, A.S. BONNET, P. LIPINSKI a C. RIGNON-BRET. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2008, 30(2), 218-225 [cit. 2017-04-24]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453307000379>

[55] BRATU, E. a M. STEIGMANN. Analyse der strukturalen Spannungen zwischen

[57] ZHAO, Y. a D. YE. Measurement of biting force of normal teeth at different ages. *Journal of West China University of Medical Sciencis* [online]. 1994, 25(4), 414-417 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7744385>

[61] LAS CASAS, Estevam Barbosa de, André França de ALMEIDA, Carlos Alberto CIMINI JUNIOR, Paulo de Tarso Vida GOMES, Tulimar Pereira Machado CORNACCHIA a Jorge Milton Elian SAFFAR. Determination of tangential and normal components of oral forces. *Journal of Applied Oral Science* [online]. 2007, 15(1), - [cit. 2017-05-06]. DOI: 10.1590/S1678-77572007000100015. ISSN 1678-7757. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572007000100015&lng=en&nrm=iso&tlng=en

[62] KOC, Duygu, Arife DOGAN a Bulent BEK. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *European Journal of Dentistry* [online]. 2010, 4(2), 223-232 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2853825/?report=classic>

[63] WEISSKIRCHER, Hans-Werner. Maximum bilateral masticatory forces in patients with and without pain. *Journal of Craniomandibular Function* [online]. 2013, 5(1), 19-39 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/255745889_Maximum_bilateral_masticatory_forces_in_patients_with_and_without_pain

- [67] VAN GEMERT, Johannes T.M., Robert J.J. VAN ES, Ellen M. VAN CANN a Ron KOOLE. Nonvascularized Bone Grafts for Segmental Reconstruction of the Mandible—A Reappraisal. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2009, 67(7), 1446-1452 [cit. 2017-03-30]. DOI: 10.1016/j.joms.2008.12.052. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239109000640>
- [69] CHANCHAREONSOOK, Nattharee, Rüdiger JUNKER, Leenaporn JONGPAIBOONKIT a John A. JANSEN. Tissue-Engineered Mandibular Bone Reconstruction for Continuity Defects: A Systematic Approach to the Literature. *Tissue Engineering Part B: Reviews* [online]. 2014, 20(2), 147-162 [cit. 2017-03-30]. DOI: 10.1089/ten.teb.2013.0131. ISSN 1937-3368. Dostupné z: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/ten.teb.2013.0131>
- [70] CHIM, Harvey, Christopher SALGADO, Samir MARDINI a Hung-Chi CHEN. Reconstruction of Mandibular Defects. *Seminars in Plastic Surgery* [online]. 2010, 24(02), 188-197 [cit. 2017-03-31]. DOI: 10.1055/s-0030-1255336. ISSN 1535-2188. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0030-1255336>
- [72] PASTORE, Gabriel Pires, Ivan Solani MARTINS, Douglas Rangel GOULART, Alexandre Javaroni PRATI, Márcio DE MORAES, Patrícia Radaic PASTORE a Manuel Claro DE TOLEDO. Surgical Management of Mandibular Ameloblastoma and Immediate Reconstruction with Nonvascularized Bone Graft and Hyperbaric Oxygen Therapy. *International journal of odontostomatology* [online]. 2016, 10(3), 409-417 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.4067/S0718-381X2016000300006. ISSN 0718-381x. Dostupné z: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-381X2016000300006&lng=en&nrm=iso&tlng=en
- [76] WONG, R.C.W., H. TIDEMAN, L. KIN a M.A.W. MERKX. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2010, 39(4), 313-319 [cit. 2017-03-31]. DOI: 10.1016/j.ijom.2009.11.003. ISSN 09015027. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502709011497>
- [77] AMINI, Ami R., Cato T. LAURENCIN a Syam P. NUKAVARAPU. Bone Tissue Engineering: Recent Advances and Challenges. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2012, 40(5), 363-408 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v40.i5.10. ISSN 0278-940x. Dostupné z: <http://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,489cce62273b4868,20e3cde6200d53aa.html>
- [78] CARTER, Todd G., Pardeep S. BRAR, Andrew TOLAS a O. Ross BEIRNE. Off-Label Use of Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2 (rhBMP-2) for Reconstruction of Mandibular Bone Defects in Humans. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2008, 66(7), 1417-1425 [cit. 2017-04-06]. DOI: 10.1016/j.joms.2008.01.058. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239108002231>
- [79] HUTMACHER, Dietmar W. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials* [online]. 2000, 21(24), 2529-2543 [cit. 2017-03-31]. DOI: 10.1016/S0142-9612(00)00121-6. ISSN 01429612. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961200001216>
- [82] GROVER, Chloe N., Ruth E. CAMERON a Serena M. BEST. Investigating the morphological, mechanical and degradation properties of scaffolds comprising collagen, gelatin and elastin for use in soft tissue engineering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2012, 10, 62-74 [cit. 2017-04-28]. DOI:

10.1016/j.jmbbm.2012.02.028. ISSN 17516161. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S175161611200080X>

[83] WANG, C.X., X. ZHOU a M. WANG. Influence of sintering temperatures on hardness and Young's modulus of tricalcium phosphate bioceramic by nanoindentation technique. *Materials Characterization* [online]. 2004, 52(4-5), 301-307 [cit. 2017-04-28]. DOI: 10.1016/j.matchar.2004.06.007. ISSN 10445803. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1044580304001354>

[84] PATRÍCIO, T., A. GLORIA a P. BARTOLO. Mechanical and Biological Behaviour of PCL and PCL/PLA Scaffolds for Tissue Engineering Applications. *11th International Conference on Chemical and Process Engineering* [online]. 2013, vol.32, 1-7 [cit. 2017-04-28]. DOI: 10.3303/CET1332275. ISSN 19749791. Dostupné z: <http://www.aidic.it/cet/13/32/275.pdf>

[85] LU, Helen H., Saadiq F. EL-AMIN, Kimberli D. SCOTT a Cato T. LAURENCIN. Three-dimensional, bioactive, biodegradable, polymer-bioactive glass composite scaffolds with improved mechanical properties support collagen synthesis and mineralization of human osteoblast-like cells in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 2003, 64A(3), 465-474 [cit. 2017-04-28]. DOI: 10.1002/jbm.a.10399. ISSN 0021-9304. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.a.10399>

[86] DOYLE, Heather, Stefan LOHFELD, Pat MCDONNELL a Peter MCHUGH. Evaluation of a Multiscale Modelling Methodology to Predict the Mechanical Properties of PCL/ β -TCP Sintered Scaffold Materials. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2015, 43(8), 1989-1998 [cit. 2017-04-28]. DOI: 10.1007/s10439-014-1199-x. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-014-1199-x>

[89] SETO, Ichiro, Eriko MARUKAWA a Izumi ASAHINA. Mandibular Reconstruction Using a Combination Graft of rhBMP-2 with Bone Marrow Cells Expanded In Vitro. *Plastic and Reconstructive Surgery* [online]. 2006, 117(3), 902-908 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.1097/01.prs.0000200069.81973.49. ISSN 0032-1052. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00006534-200603000-00028>

[90] BOYNE, PJ. Application of bone morphogenetic proteins in the treatment of clinical oral and maxillofacial osseous defects. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. [online]. 2001, 83-A Suppl 1(Pt 2), 146-50 [cit. 2017-04-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11314792/>

[91] HERFORD, Alan S. a Philip J. BOYNE. Reconstruction of Mandibular Continuity Defects With Bone Morphogenetic Protein-2 (rhBMP-2). *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2008, 66(4), 616-624 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.1016/j.joms.2007.11.021. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239107021167>

[92] WARNKE, PH, ING SPRINGER, J WILTFANG, et al. Growth and transplantation of a custom vascularised bone graft in a man. *The Lancet* [online]. 2004, 364(9436), 766-770 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.1016/S0140-6736(04)16935-3. ISSN 01406736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673604169353>

[93] HERNÁNDEZ-ALFARO, F, V. RUIZ-MAGAZ, P. CHATAKUN, R. GUIJARRO-MARTÍNEZ. Mandibular reconstruction with tissue engineering in multiple recurrent ameloblastoma. *The International journal of periodontics and restorative dentistry* [online]. 2012, 32(3), 82-86 [cit. 2017-04-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22408782>

- [94] SÁNDOR, George K., Veikko J. TUOVINEN, Jan WOLFF, et al. Adipose Stem Cell Tissue–Engineered Construct Used to Treat Large Anterior Mandibular Defect: A Case Report and Review of the Clinical Application of Good Manufacturing Practice–Level Adipose Stem Cells for Bone Regeneration. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2013, 71(5), 938-950 [cit. 2017-04-03]. DOI: 10.1016/j.joms.2012.11.014. ISSN 02782391. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S027823911201631X>
- [106] DISEGI, John. Ti-15Mo for Trauma Applications. *International Titanium Association* [online]. 2009, 1-39 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: http://c.ymcdn.com/sites/www.titanium.org/resource/resmgr/2005_2009_papers/DisegiJohn_2009.pdf
- [108] GALLEGO, Juno, Tiago Santos PINHEIRO, Ruslan Zufarovich VALIEV, Veronika POLYAKOVA, Claudemiro BOLFARINI, Cláudio Shyinti KIMINAMI, Alberto Moreira JORGE JR a Walter José BOTTA. Microstructural characterization of Ti-6Al-7Nb alloy after severe plastic deformation. *Materials Research* [online]. 2012, 15(5), 786-791 [cit. 2017-04-08]. DOI: 10.1590/S1516-14392012005000100. ISSN 1516-1439. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-14392012000500016&lng=en&nrm=iso&tlng=en
- [110] LEONG, P.L. a E.F. MORGAN. Measurement of fracture callus material properties via nanoindentation. *Acta Biomaterialia* [online]. 2008, 4(5), 1569-1575 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.actbio.2008.02.030. ISSN 17427061. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706108000652>
- [111] SHEFELBINE, Sandra J., Ulrich SIMON, Lutz CLAES, Andreas GOLD, Yankel GABET, Itai BAB, Ralph MÜLLER a Peter AUGAT. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone* [online]. 2005, 36(3), 480-488 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.bone.2004.11.007. ISSN 87563282. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328204004569>
- [112] NASR, Saghar, Stephen HUNT a Neil A. DUNCAN. Effect of screw position on bone tissue differentiation within a fixed femoral fracture. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. 2013, 06(12), 71-83 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.4236/jbise.2013.612A009. ISSN 1937-6871. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jbise.2013.612A009>
- [113] LACROIX, D. a P.J. PRENDERGAST. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics* [online]. 2002, 35(9), 1163-1171 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00086-6. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929002000866>
- [114] SON, Dae-Sung a Seung-Hwan CHANG. The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2013, 45(1), 1325-1335 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2012.07.037. ISSN 13598368. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135983681200491X>
- [115] KIM, Hyun-Jun, Seung-Hwan CHANG a Ho-Joong JUNG. The simulation of tissue differentiation at a fracture gap using a mechano-regulation theory dealing with deviatoric strains in the presence of a composite bone plate. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2012, 43(3), 978-987 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2011.09.011. ISSN 13598368. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836811004434>

[116] MEHBOOB, Hassan, Dae-Sung SON a Seung-Hwan CHANG. Finite element analysis of tissue differentiation process of a tibia with various fracture configurations when a composite intramedullary rod was applied. *Composites Science and Technology* [online]. 2013, 80, 55-65 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compscitech.2013.02.020. ISSN 02663538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266353813000961>
Implantat und Knochen. *Implantologie J*, 2003, vol. 7, 47–49. [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: http://implantologie-heidelberg.de/Downloads/Analyse_001_Artikel_01.pdf

14.2 Knihy

[11] PAZDERA, Jindřich. *Základy ústní a čelistní traumatologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. Učebnice. ISBN 978-80-244-3981-5.

[12] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: propedeutika*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3534-4.

[13] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

[14] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 80-01-03424-0. Dostupné také z: <http://kramerius.mzk.cz/search/handle/uuid:27800560-adc9-11e3-b74a-5ef3fc9ae867>

[15] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4. Dostupné také z: <http://kramerius.mzk.cz/search/handle/uuid:63b5b370-0a72-11e5-9eb3-005056827e52>

[16] EDITED BY GILSON KHANG. *Handbook of intelligent scaffolds for tissue engineering and regenerative medicine*. Boca Raton: CRC Press, 2012. ISBN 9789814267861.

[17] FRANZ HAERLE, Maxime Champy a WITH ILLUSTRATIONS BY ANDREAS REINHARDT. *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: microplates, miniplates, and screws*. 2nd ed. Stuttgart: Thieme, 2009. ISBN 9783131164926.

[27] SATKO, Ivan, Peter STANKO a Ján ŠVIDRAŇ. *Orálna a maxilofaciálna chirurgia*. 2. vyd. Bratislava: Vydavateľstvo UK, 2008. ISBN 978-80-223-2423-6.

[59] *Internal fixation of the mandible: a manual of ao /asif principles*. S.l.: Springer, 2012. ISBN 9783642710360.

[60] EDITED BY CRISPIAN SCULLY. *Oxford handbook of applied dental sciences*. Oxford: Oxford University Press, 2003. ISBN 9780198510963.

[64] PAFKO, Pavel. *Základy speciální chirurgie*. Praha: Galén, c2008. ISBN 978-80-7262-402-7.

[65] WOTKE, Jiří. *Patologie orofaciální oblasti*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-975-6.

[71] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

[73] KOUDELA, K., et al. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.

[80] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas člověka*. 2. vyd. Brno: CPress, 2012. ISBN 978-80-264-0079-0.

[104] EDITOR, Joachim Prein a Leon A. Assael .. [et al.]. CHAPTER AUTHORS. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton techniques recommended by the AO/ASIF-Maxillofacial Group*. Berlin: Springer, 1998. ISBN 9783642587894.

[109] *Materials and coatings for medical devices: cardiovascular*. Materials Park, Ohio: ASM International, c2009. Materials and processes for medical devices. ISBN 978-1-61503-000-2.

14.3 Dizertační, diplomové a bakalářské závěrečné práce

[1] 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..

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

[4] SIMONOVICS, János. *Finite Element Modelling of Load-bearing Mandible Reconstructon*. Budapest: Budapest University of Technology and Economics. Department of Machine and Product Design, 2014. Supervisor: Dr. Károly Váradi

[7] LEMÓN, Linn. *Topology optimization process for new designs of reconstruction plates used for bridging large mandibular defects*. Linköping: University of Applied Sciences and Arts Northwestern Switzerland, 2016. Supervisor: Ralf Schumacher

[10] YALUNG, Jelson. *Mechanical Evaluation of Mandibular Defects Restored with rhBMP-2: A Finite Element Model*. USA: Loma Linda University Electronic Theses & Dissertations, 2012. 49 p.

[21] VAINIONPÄÄ, Aki. *Bone adaptation to impact loading—Significance of loading intensity* [online]. Finland, 2007 [cit. 2017-04-04]. ISBN 978-951-42-8493-9. Dostupné z: <http://jultika.oulu.fi/Record/isbn978-951-42-8493-9>

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

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

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

[81] KANUNGO, Biraja Prasad. *Mechanical properties of collagen-based scaffolds for tissue regeneration*. Massachusetts, 2009. Ph.D. thesis. Massachusetts Institute of Technology. Dept. of Materials Science and Engineering. Supervisor: Lorna J. Gibson.

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

14.4 Internetové odkazy, katalogy a ostatní

[18] Bone. *Pocket Dentistry Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2015 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/6-bone/>

- [24] Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning. *Pocket Dentistry: Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2015 [cit. 2017-04-04]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/7-bone-density-a-key-determinant-for-treatment-planning/>
- [28] Bone density for dental implants. *Pocket Dentistry Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2015 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/bone-density-for-dental-implants/#t0010>
- [30] Progressive Bone Loading: Misch Bone Density Classification. *Pocket Dentistry Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2015 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/32-progressive-bone-loading/>
- [31] Mechanical properties of bone: Introduction. *University of Cambridge* [online]. 2006 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php
- [56] Movement: Muscles of Mastication. *Study Blue* [online]. Virginia Commonwealth University School of Medicine, 2017 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: <https://www.studyblue.com/#flashcard/view/9569759>
- [66] Karcinom dolní čelisti. *Medi profi* [online]. Praha: Verlag Dashöfer, c1997-2017 [cit. 2017-03-22]. Dostupné z: https://www.mediprofi.cz/33/karcinom-dolni-celisti-uniqueidmRRWSbk196FNf8-jVUh4EIMAVc_29gcm80Go3HSj2zRK0hC6wgdPJw/
- [68] *Velký lékařský slovník: exstirpace* [online]. Praha: Impressum, c1998-2017 [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/exstirpace>
- [74] Silk and Ceramics Offer Hope for Long-term Repair of Joint Injuries: Bioengineered scaffold combines two materials to retain flexibility, resilience, in cell culture. *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering* [online]. USA, 2015 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.nibib.nih.gov/news-events/newsroom/silk-and-ceramics-offer-hope-long-term-repair-joint-injuries>
- [75] *Locking Reconstruction Plate: Mandibular Modular Fixation System*. [online]. Synthes® CMF, United States, 1997 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/DSUSCMF09140205_LckgReconPlt_TG.pdf7
- [87] ALLOSTEM® CELLULAR BONE ALLOGRAFT. *AlloSource: Doing more for Life* [online]. Colorado, c2016 [cit. 2017-04-03]. Dostupné z: <http://www.allosource.org/products/allostem-cellular-bone-allograft/>
- [88] Collagen scaffold. *Celtec Biotec AG* [online]. Switzerland, c2012 [cit. 2017-04-03]. Dostupné z: <http://www.celtecbiotek.com/product.aspx?lang=en&id=218>
- [95] Locking plate principles: Locking versus nonlocking plates - Advantages to a locking plate/screw system. *AO Foundations: Transforming Surgery-Changing Lives* [online]. Switzerland, 2017 [cit. 2017-04-06]. 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
- [96] *MatrixMANDIBLE Plating System: The next generation mandible plating system*. [online]. Synthes® CMF, United States, 2008 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Brochures/DSUSCMF07150439_MatrixMANDIBLE_Brocure.pdf

- [97] *MATRIXMANDIBLE PREFORMED RECONSTRUCTION PLATES: Preshaped to the mandibular anatomy* [online]. Synthes® CMF, United States, 2009 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/MXTGMatrixMandibleJ9288D.pdf>
- [98] *Level One Fixation: Osteosynthesis 2.3 – Fracture and Reconstruction* [online]. KLS Martin Group, Germany, 2017 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/fileadmin/Inhalte/Downloads_Prospekte/Osteosynthese_CMF_Bio/90-444-08-07_02_17_LevelOne_2-3.pdf
- [99] *ThreadLock TS: Multidirectional Locking Plate System* [online]. KLS Martin Group, Germany, 2017 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/fileadmin/Inhalte/Downloads_Prospekte/Osteosynthese_CMF_Bio/90-442-08-08_10_15_ThreadLock_TS.pdf
- [100] *ThreadLock TS Smart: Anatomically preshaped, fixed-angle plates for mandibular reconstruction and fracture treatment* [online]. KLS Martin Group, Germany, 2017 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/fileadmin/Inhalte/Downloads_Prospekte/Osteosynthese_CMF_Bio/90-691-02-05_07_13_ThreadLock_TS_Smart.pdf
- [101] *Mandible Mesh Tray: 3D prebent mandibular reconstruction mesh* [online]. KLS Martin Group, Germany, 2017 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/fileadmin/Inhalte/Downloads_Prospekte/Osteosynthese_CMF_Bio/90-780-02-04_03_13_Mandible_Mesh_Tray.pdf
- [102] *Mandible Modular Fixation System: Comprehensive implant system for mandible trauma and reconstruction* [online]. Synthes® CMF, United States, 2004 [cit. 2017-04-07]. Dostupné z: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/MXBROMandibleModJ5303D.pdf>
- [103] *Locking Reconstruction and Mini Plate System: Contourable in three dimensions* [online]. Synthes® CMF, United States, 2013 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://sites.synthes.com/mediabin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUTGLckgRecon-MiniPltJ11696A.pdf>
- [105] Titanium Grade 4. *MatWeb: Material Property Data* [online]. USA, 2017 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4b86c47a545247afae3da55d62381f89&ckck=1>
- [107] TIMET TIMETAL® 367 (Ti-6Al-7Nb) Titanium Alloy. *MatWeb: Material Property Data* [online]. USA, 2017 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=2d9cc872710c47aab45325a2135eee72>
- [118] SOLID 187 ANSYS *Help 17.2* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-11].
- [119] CONTA 174 ANSYS *Help 17.2* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-11].
- [120] TARGE 170 ANSYS *Help 17.2* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-11].
- [121] SURF 154 ANSYS *Help 17.2* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-11].
- [122] EQSLV ANSYS *Help 17.2* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-12].

15 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

15Mo – řešená úloha čelisti s dlahou z β -Ti-15Mo

3D – trojrozměrný, Three dimensional

A – tažnost, [%]

ANSYS – Analysis System

AT – přední sval spánkový, Anterior Temporal

BMP – látka bílkovinného charakteru, bone morphogenetic protein

BMSC – kmenové buňky v kostní dřeni, Bone Marrow Stem Cells

BS – balancující strana, Balancing Side

CAD – Computer Aided Design

CATIA – Computer Aided Three-dimensional Interactive Application

CP-Ti – komerčně čistý titan, Commercially Pure Titanium

CT – počítačová tomografie, computed tomography

D1-D4 – klasifikace hustoty kostní tkáně, [-]

DICOM – datový formát pro uložení CT a dalších snímků, Digital Imaging and Communications in Medicine

DM – hluboký sval žvýkácí, Deep Masseter

DNA – kyselina nesoucí genetickou informaci, Deoxyribonucleic Acid

E – Youngův modul pružnosti, [MPa]

EMG – elektromyografie

EPC – endoteliární progenitorové buňky, Endothelial Progenitor Cells

ESC – embryonální kmenové buňky, Embryonic Stem Cells

F – síla, Force, [N]

FYZ – řešená úloha fyziologické dolní čelisti

G – modul pružnosti ve smyku, [MPa]

HA – hydroxyapatitová keramika

HMH – podmínka redukovaného (ekvivalentního) napětí nebo přetvoření; Huber, von Mises, Hencky

HU – Housfieldovy jednotky, Housfield Unit, [-]

IGES – formát souboru k popisu 3D objektu, The Initial Graphics Exchange Specification

IP – přední zevní křídlový sval, Inferior Pterygoid

LRP – Locking Reconstruction Plate

m. – sval, musculus

MES – minimální efektivní přetvoření, Minimum Effective Strain, [-]

MES_m – min. efekt. přetvoření modelace, Minimum Effective Strain modelation, [-]

MES_p – min. efekt. přetvoření patologického přetížení, Minimum Effective Strain pathologic overload zone, [-]

MES_r – min. efekt. přetvoření remodelace, Minimum Effective Strain remodelation, [-]

MKP – metoda konečných prvků

MP – vnitřní sval křídlový, Medial Pterygoid

MR – řešená úloha dolní čelisti s dlahou, malá resekcce

MSC – mezenchymální kmenové buňky, Mezenchymal Stem Cells

MT – střední sval spánkový, Middle Temporal

n. – nerv, nervus

PCG – iterační řešič v programu ANSYS, Preconditioned Conjugate Gradient

PCL – polykaprolakton, Polycaprolactone

PGA – kyselina polyglykanová, Polyglycolic Acid

PLA – kyselina polymléčná, Polylactic Acid

PT – zadní sval spánkový, Posterior Temporal

R_e – mez kluzu, [MPa]

rhBMP – látka bílkovinného charakteru získaná rekombinací DNA, human recombinant Bone Morphogenic Protein
R_m – mez pevnosti, [MPa]
RTG – rentgen
SCs – kmenové buňky, Stem Cells
SM – povrchový sval žvýkací, Superficial Masseter
SP – zadní zevní křídlový sval, Superior Pterygoid
SR – řešená úloha dolní čelisti s dlahou, střední resekce
STL – Stereolitography
TAN – Titanium Aluminium Niobium
TCP – trikalciumfosfát, Tricalciumphosphat
ÚMTMB – Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
VR – řešená úloha dolní čelisti s dlahou, velká resekce
WS – pracující strana, Working Side
Z – kontrakce, [%]
ε – přetvoření, [-]
ε₁ – první (maximální) hlavní přetvoření, [-]
ε₃ – třetí (minimální) hlavní přetvoření, [-]
μ – Poissonovo číslo (poměr), [-]
μ_ε – microstrain, [-]
ρ – hustota, [kg/m³]
σ₁ – první (maximální) hlavní napětí, [MPa]
σ₃ – třetí (minimální) hlavní napětí, [MPa]
σ_c – mez únavy, [MPa]
τ – mez pevnosti ve smyku, [MPa]