

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta strojního inženýrství
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Ing. Jiří Valášek

BIOMECHANICKÁ STUDIE OBLIČEJOVÉHO SKELETU

BIOMECHANICAL STUDIES OF FACIAL BONE

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti:

Datum obhajoby:

KLÍČOVÁ SLOVA

Patient Specific modelování, výpočtové modelování, deformačně napěťová analýza, dolní čelist, nádorové onemocnění, kortikální kostní tkáň, spongiózní kostní tkáň, fixační dlahy pro konkrétního pacienta, zobrazovací metody, CT snímek, zpracování obrazu, nepřesnosti při tvorbě patient specific modelů

KEY WORDS

Patient Specific modeling, computational modeling, stress strain analysis, lower jaw, mandible, cancer, cortical bone tissue, cancellous bone tissue, patient specific implant, imaging methods, CT image, image processing, inaccuracies in the patient specific modeling

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Technická 2896/2
616 69 Brno

© Jiří Valášek, 2016

Obsah

1 ÚVOD.....	4
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ.....	6
4 PATIENT SPECIFIC PRODUCT.....	7
5 FIXAČNÍ DLAHA DOLNÍ ČELISTI.....	8
6 METODA ŘEŠENÍ.....	9
7 VÝPOČTOVÝ MODEL.....	10
7.1 Model geometrie.....	10
7.2 Model materiálu.....	13
7.2.1 Model materiálu kostních tkání.....	13
7.2.2 Model materiálu fixačních dlah a šroubů.....	14
7.2.3 Použité hodnoty materiálových charakteristik.....	15
7.3 Model zatížení.....	15
7.4 Model vazeb.....	18
7.5 Konečnoprvkový model.....	19
7.6 Model fyziologické dolní čelisti.....	19
8 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	19
8.1 Analýza deformačních posuvů.....	20
8.2 Analýza napětí fixační dlahy PAC 1.....	21
8.3 Analýza napětí fixační dlahy PAC 2.....	23
8.4 Analýza Napětí ve šroubech PAC 1.....	24
8.5 Analýza Napětí ve šroubech PAC 2.....	25
8.6 Analýza přetvoření v kostních tkáních PAC 1.....	26
8.7 Analýza přetvoření v kostních tkáních PAC 2.....	26
9 ZÁVĚR.....	28
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	32
SEZNAM VYBRANÝCH VLASTNÍCH PUBLIKACÍ.....	33
PROJEKTY ŘEŠENÉ DOKTORANDEM.....	33
CURRICULUM VITAE.....	34

1 ÚVOD

V dnešní době jsou na člověka kladeny velké nároky z hlediska znalostí jak profesních, tak jazykových, příjemného vzhledu, vystupování a především rychlosti a efektivnosti řešení úkolů a problémů. Člověk musí stíhat řadu činností současně. Po stránce profesní musí být připraven, vyřešit všechny pracovní úkoly a problémy, bez výrazných známek stresu, nervozity a neprofesionálního chování. Samozřejmostí je péče o zdraví, včetně dobré fyzické kondice a vizáže. Také není možné zapomenout na čas potřebný pro rodinu, výchovu dětí a relaxaci.

S rozvojem společnosti, techniky a technologií se zvětšuje podíl duševní práce na úkor fyzické práce. Člověk, ale není stroj. K udržení výkonnosti a odpovídající kvality odváděné práce je nutná regenerace nejen duševních, ale také fyzických sil. Proto většina pracujících lidí musí věnovat významnou část svého volného času sportovním aktivitám. Vedle běhání, jízdy na kole, aerobiku, posilování atd., jsou v poslední době středem pozornosti extrémní sporty, někdy ne úplně vhodně nazývané, adrenalinovými sporty.

Zvládnout všechny uvedené a řadu dalších činností, pak vyžaduje maximální nasazení člověka nejen v práci, ale i při sportovním a rodinném vyžití. Naopak, člověk musí minimalizovat čas činností, které jsou sice nutné, ale z určitého hlediska ne nezbytné, jako je například čas na dopravu, nákupy, případně i čas strávený vyřizováním úředních záležitostí. Když to shrneme, můžeme říci, že v současné době jsou v běžném životě člověka dny, kdy je člověk v neustálém shonu. Tento shon často přináší stresové nebo dokonce adrenalinové situace. Ne všechny stresové situace končí dobře. V některých případech dochází k nehodám. Charakter nehod může být různý, od dopravních, sportovních, pracovních až po ty společenské. Za společenskou nehodu můžeme považovat okamžik, kdy stresová situace vyvolá přestřížení s následkem přeražené čelisti. Každopádně je možné říci, že v současné době, v části populace, stresová situace přetrvává delší období.

Z předchozího textu je zřejmé, že dnes se na jedné straně pohybujeme rychleji, házíme dále, lezeme do větších výšek i hloubek, ale na druhé straně jsme často v permanentním stresu. Přetrvávající stres představuje velmi diskutované téma zejména díky své roli při vzniku úrazů se značným poškozením těla člověka a vážné civilizační choroby. Jak úrazy, tak vážné civilizační choroby se nevyhýbají obličejí a obličejovému skeletu člověka, na nějž je zaměřena tato biomechanická studie.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Lidská dolní čelist (mandibula) je významnou částí obličejového skeletu. Mandibula je tvarově složitá nepárová kost, která kromě žvýkací funkce má řadu dalších, pro život nezbytných funkcí. Především má výrazný podíl na verbální komunikaci, vytváření mimiky tváře a celkového vzhledu člověka. Jakékoliv narušení některé z funkcí dolní čelisti představuje výrazné omezení kvality života člověka.

Zlomeniny dolní čelisti patří k nejčastějším zlomeninám obličejového skeletu [14]. Mezi nejčastější příčiny zlomenin dolní čelisti patří úrazy způsobené napadením, rvačkou, pádem, dopravními i jinými nehodami. Poranění dolní čelisti je dvakrát častější než poranění střední obličejové části [1]. Dle počtu lomových linií lze zlomeniny dělit na jednoduché, dvojité, s vícečetnými lomy, tříštivé a se ztrátou kostní tkáně. Léčba fraktury dolní čelisti závisí na jejím typu a na stavu kostních tkání dolní čelisti.

Pokud je dolní čelist ozubená a fraktura není dislokovaná, pak je fixaci fraktury možné provést mezičelistní fixací, případně mezičelistní fixací s aplikací Sauerovy dlahy. Jedná se o konzervativní léčbu, která trvá přibližně 4 týdny. Pokud je čelist bez zubů nebo je fraktura dislokovaná, pak je nutný chirurgický zákrok spočívající v repozici a osteosyntéze pomocí minidlah [21] umístěných na osteosyntetických liniích [7]. Tento operační zákrok je prováděn z dutiny ústní. Cílem fixace, po provedené repozici, je zafixování zlomeniny ve správné poloze pro následné hojení. Dlahy se vyrábějí ve vhodně odstupňovaných velikostech. U konkrétního pacienta pak může chirurg dlahu přizpůsobit rozměrům a charakteru fraktury [18].

Podstatně složitější situace nastává v případě rekonstrukce dolní čelisti při rozsáhlých tříštivých zlomeninách nebo nádorových onemocnění. Při nádorovém onemocnění není výjimečné nahrazení celého těla mandibuly. Náhradu kostní tkáně je možné provést dvojím způsobem.

Podstata prvního, staršího způsobu, spočívá v nahrazení postižené kostní tkáně kostními štěpy odebranými přímo z pacienta nebo z vhodného dárce. Kostní štěpy jsou vytvářeny z části pánevní kosti, žeber, kosti lýtkové, kosti vřetenní nebo lopatky [2], [5], [23].

V případě nádorových onemocnění bývá nutné nahradit celou postiženou část dolní čelisti. V extrémním případě se může jednat o celou dolní čelist, kdy je náhrada provedena pomocí lýtkové kosti. Nahrazení dolní čelisti lýtkovou kostí je obecně velmi náročné a z estetického hlediska neuspokojivé, což vyústilo v další výzkum v oblasti náhrad dolní čelisti.

Druhý, novější způsob, spočívá v aplikaci látek podporujících tvorbu nové kostní tkáně. Tento způsob souvisí nejen s rozvojem v oblasti faciální chirurgie a biochemie, ale také s komplexním vědeckým a technickým rozvojem.

Poškozená, případně nádorovými buňkami zasažená, kostní tkáň je v tomto případě odstraněna. Fragmenty dolní čelisti jsou v souladu s rozměry a tvarem dolní čelisti fixovány mandibulární dlahou, která je navržena a vyrobena individuálně pro konkrétního pacienta. Místo kostního defektu je opatřeno chirurgickou sítkou

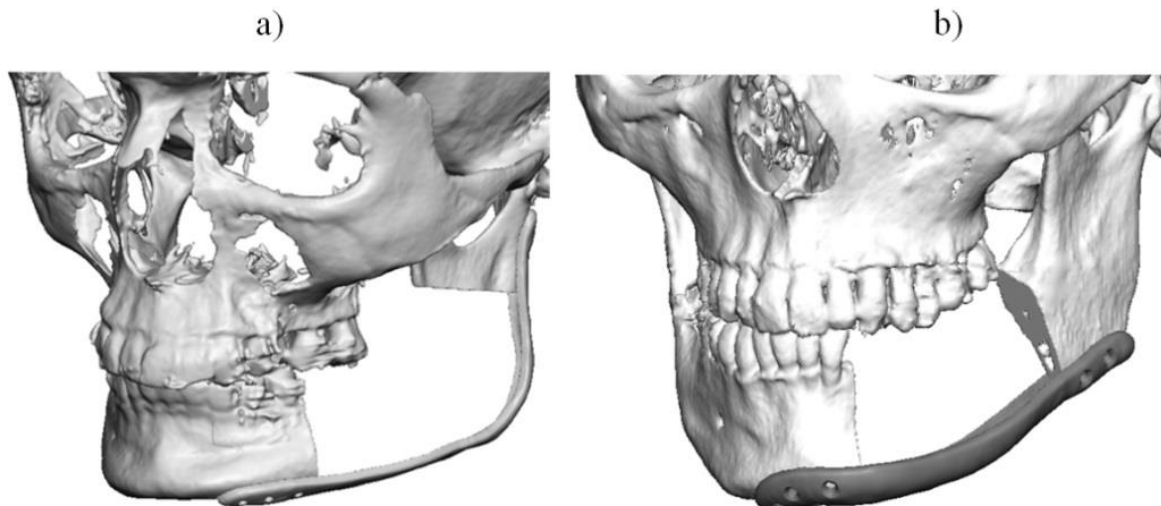
umožňující aplikaci látek podporujících tvorbu nové kostní tkáně včetně kmenových buněk. Přibližně po roce se na místě odstraněné kostní tkáně vytvoří nová kost. Konečné řešení náhrady zubů je provedeno odbornými lékaři protetické stomatologie. Léčba zranění, případně onemocnění popsaného rozsahu, má komplexní charakter. Největší podíl práce a zodpovědnosti připadá na lékaře. Vlastní léčba se však neobejde bez působení techniků. Technici se podílejí v přípravné fázi na řešení problémů souvisejících se zobrazením dolní čelisti, určení materiálových vlastností kostní tkáně, prostorového tisku dolní čelisti, návrhu a výrobě dlahy.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ

Na základě popisu problémové situace je problém formulován následovně:

Provedení biomechanické studie obličejového skeletu a deformačně napět'ové analýzy fixované dolní čelisti po odstranění porušené kostní tkáně v důsledku úrazu nebo nádorového onemocnění.

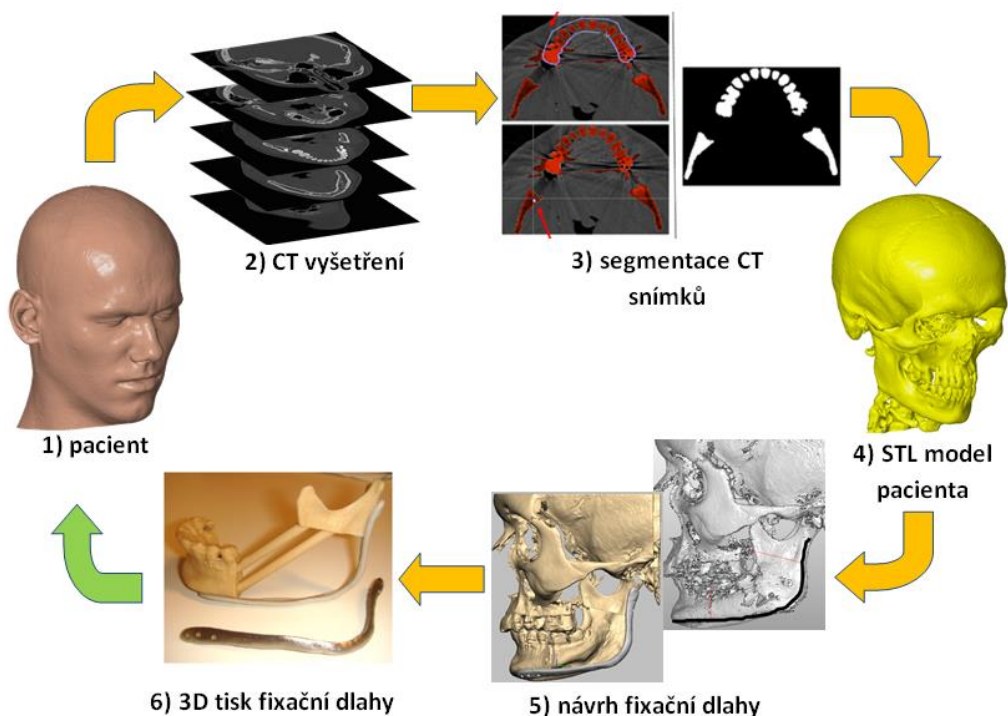
Biomechanická studie byla zaměřena na poznatky využitelné při řešení biomechanických problémů souvisejících s deformačně napět'ovou analýzou dolní čelisti po odstranění poškozené kostní tkáně a následné fixaci. Biomechanická analýza je provedena pro dva konkrétní případy pacientů s nádorovým onemocněním dolní čelisti. Dlahy pro fixaci dolní čelisti po odstranění poškozené kostní tkáně jsou navrhnuté a vyrobeny pro konkrétního pacienta. Geometrie dolní čelisti, uvedených dvou pacientů, po odstranění poškozené kostní tkáně a zafixování mandibulární dlahou jsou na obrázku 1.



Obr. 1 Řešené případy fixačních dlah dolní čelisti
a) pacient 1 =PAC 1, b) pacient 2 = PAC 2

4 PATIENT SPECIFIC PRODUCT

Při složitých frakturách nebo nádorových onemocněních kostních tkání dolní čelisti je u pacienta nutné řešit problém nahrazení těchto poškozených tkání a následné fixace dolní čelisti tak, aby dolní čelisti alespoň částečně plnila svou původní funkci. V této práci je řešeno fixování dolní čelisti pomocí dlahy, která byla navržena pro konkrétní zákrok pro konkrétního pacienta. Fixátory, implantáty a dlahy navržené přímo pro konkrétního pacienta jsou označovány Patient Specific Product. Základní kroky při tvorbě patient specific produktů jsou naznačeny na obrázku 2.



1) reálná situace u pacienta, 2) CT vyšetření, 3) segmentace CT snímků, 4) vytváření STL modelu pacienta, 5) návržení fixační dlahy, 6) 3D tisk jednotlivých aloplastik, 6-1) provedení lékařského zákroku při aplikaci dlahy

Obr. 2 Znázornění základních kroků při vytváření patient specific produktů

Při vytváření patient specific produktů se mohou vyskytnout nepřesnosti, jejichž znalost, případně sofistikovaný odhad je při řešení konkrétních problémů klinické praxe velmi významný. Jednotlivé nepřesnosti, případně jejich kumulace, mohou způsobit značné problémy při aplikaci uvedených aloplastik a mohou také zhoršit hojení. V nejhorším případě, v důsledku nepřesností, k hojení vůbec nedojde a je nutné hledat jiný, zpravidla komplikovanější a pro pacienta náročnější způsob léčby.

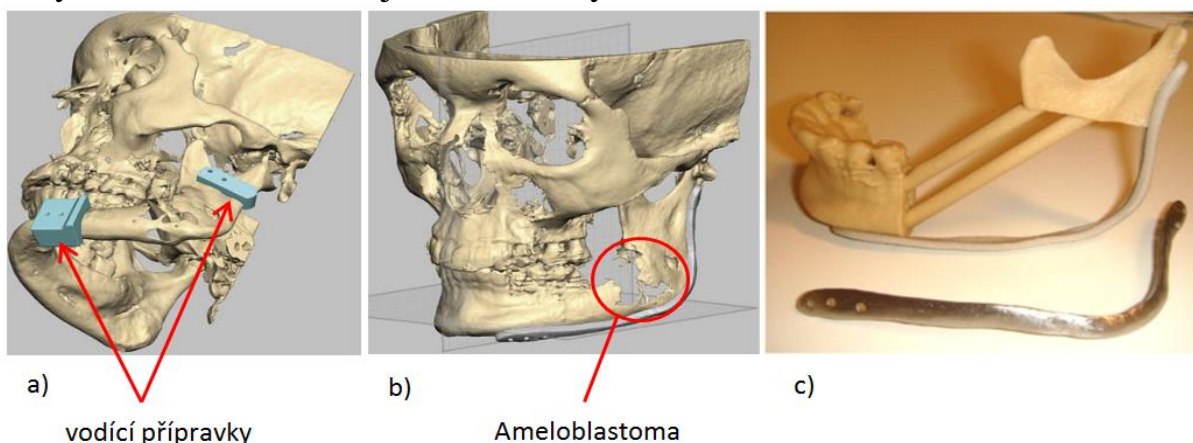
Určení nepřesností v jednotlivých fázích výroby patient specific produktů je velmi obtížné, téměř nemožné, přesto je nutné se tímto problémem zabývat. Uvážíme-li tvarovou složitost částí lidského těla, je zřejmé, že využití zobrazovacích metod,

metod zpracování obrazu a metod 3D tisku má nezastupitelné místo v medicíně, a zvláště chirurgických oborech, v diagnostice onemocnění a při plánování léčby. Pro medicínu je také charakteristické, že vedle onemocnění a úrazů, které jsou časté, se vyskytují případy ojedinělé, jedinečné, které vyžadují specifickou léčbu, případně výrobu specifických fixátorů, implantátů a dlah. Tyto fixátory a dlahy je dnes možné vyrobit podle potřeb konkrétního pacienta. Při návrhu, všech fází zpracování dat, výroby a plánování aplikace dlahy je nutné vzít v úvahu určitou nepřesnost těchto jednotlivých kroků. Samozřejmostí je snaha o co nejpřesnější dlahu, proto segmentaci, která patří mezi úkony, které nejvíce ovlivňují přesnost fixátoru, děláme velmi pečlivě. Nelze však počítat s větší přesností než 3 pixely, což u standardního CT snímku lebky odpovídá výsledné odchylce rozměru modelu geometrie dolní čelisti 1 – 1,5 mm.

5 FIXAČNÍ DLAHA DOLNÍ ČELISTI

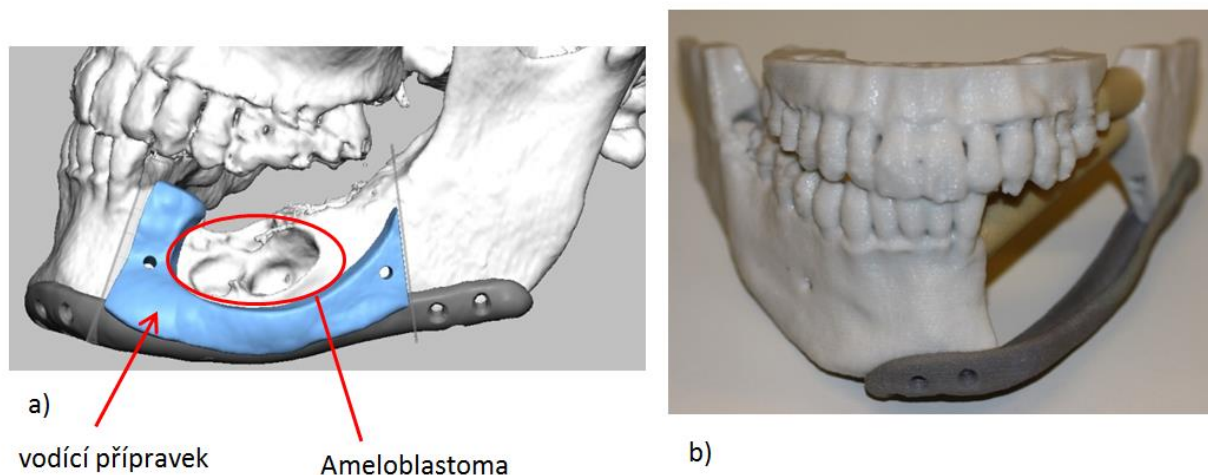
V této práci jsou řešeny deformačně napěťové analýzy dvou fixačních dlah, které byly vytvořeny přímo pro konkrétní pacienty. V obou případech byla dolní čelist pacienta postižena nádorovým onemocněním zvaným Ameloblastoma. Jedná se o nezhoubné nádorové onemocnění, při kterém dochází k nestandardnímu růstu buněk, které tvoří zubní sklovinu. Při svém růstu, nádor poškozují přilehlé kostní tkáně a výrazně mění jejich tvar. Nádorové onemocnění je léčeno odstraněním poškozených kostních tkání. Samotný návrh fixační dlahy byl proveden v programu ProModel (Planmeca, Helsinky, Finland). Spolu s návrhem fixačních dlah byl ve stejném programu modelován postup zákroku a byly zde vytvořeny vodící přípravky, podle kterých byla postižená kostní tkáň odříznuta.

U prvního pacienta bylo nádorové onemocnění lokalizováno v levém úhlu dolní čelisti. Při zákroku byla odstraněna část těla dolní čelisti a celý úhel dolní čelisti. Navržená fixační dlaha spojovala bradu s levým kondylem. Navržené vodící přípravky, podle kterých byly prováděny řezy v dolní čelisti, návrh fixační dlahy a již vytištěná fixační dlahy jsou zobrazeny na obrázku 3.



Obr. 3 Fixační dlahy v případě prvního pacienta a) vodící přípravky, b) návrh fixační dlahy, c) vytištěná fixační dlahy – plastový model a titanová dlahy

V případě druhého pacienta bylo nádorové onemocnění lokalizováno v levé části těla dolní čelisti a navržená fixační dlahy spojovala bradu a levý úhel dolní čelisti. Na obrázku 4 jsou ukázány vodící přípravky a fixační dlahy vytvořené pro druhého pacienta. Pro účely této dizertační práce byly STL modely fixačních dlah poskytnuty doktorem Janem Wolffem z Univerzitní nemocnice v Tampere.



Obr. 4 Fixační dlahy pro druhého pacienta a) vodící přípravek, b) plastový model fixační dlahy

Pozn.: Podklady pro vytvoření obrázků 3 a 4 byly použity s laskavým svolením Jana Wolffa, DDS, Ph.D.

6 METODA ŘEŠENÍ

Součástí předložené práce je deformačně napěťová analýza dvou mandibulárních dlah, které byly navrženy a vytvořeny pro konkrétní pacienty při léčbě nádorového onemocnění mandibuly. Primárně se jedná o klinický problém, jehož řešení vyžaduje komplexní přístup, související s medicínskou, biomechanickou a v neposlední řadě výrobní problematikou řešení. Vzhledem k průběhu choroby je nutné určit způsob léčby a zajistit všechny činnosti související s výrobou dlahy tak, aby zákrok a následná aplikace dlahy mohly být provedeny co nejdříve. Součástí této analýzy je posouzení mechanické interakce prvků řešené soustavy, které tvoří živá tkáň a neživý technický materiál. Řešení těchto problémů poskytne nezbytné informace při dalším výskytu obdobných problémů.

Řešení daného problému je možné provést experimentálně nebo pomocí výpočtového modelování. Experimentální řešení daného problému by bylo vzhledem k jeho povaze a složitosti velmi komplikované a řešení by přesáhlo rámec této práce. Vzhledem k charakteru řešeného problému je nutné provést deformačně napěťovou analýzu řešeného problému výpočtovým způsobem, a to analyticky nebo numericky. Výpočtové modelování pomocí analytických metod je vzhledem k velmi složitému modelu geometrie, materiálu, zatížení a uložení nepoužitelné. Řešení uvedeného problému je možné pomocí numerického výpočtového modelování, které je v dnešní době téměř výhradně provedeno pomocí metody konečných prvků. Řešení biomechanických problémů metodou konečných prvků vyžaduje určitou úroveň

hardwarového a softwarového vybavení a praktické zkušenosti s řešením obdobných problémů. Výše uvedené požadavky jsou na ÚMTMB splněny. K řešení daného problému byl použit software ANSYS, jehož licence je k dispozici na ÚMTMB.

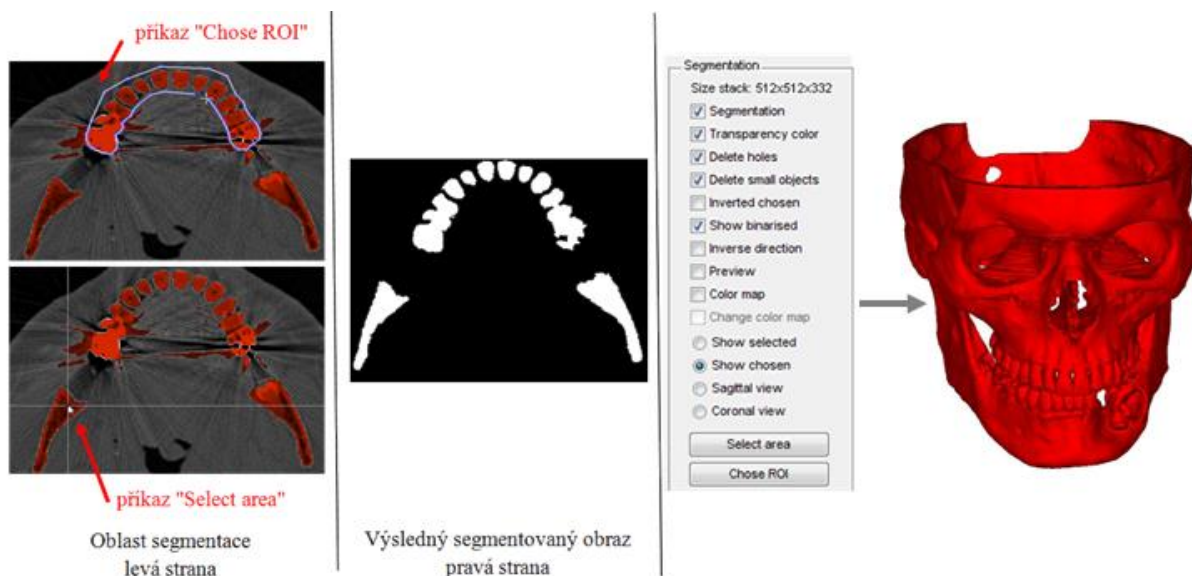
7 VÝPOČTOVÝ MODEL

Výpočtový model se skládá ze čtyř, relativně samostatných částí, a to modelu geometrie, modelu materiálu, modelu uložení a modelu zatížení. Úroveň jednotlivých částí by z hlediska výsledků řešení měla být vyvážená. Při snaze dosáhnout vyváženého výpočtového modelu je úroveň jednotlivých modelů různá. Jednotlivé dílčí modely různým způsobem ovlivňují výsledky řešení, což je nutné zohlednit při analýze výsledků. Proto je třeba tvorbě jednotlivých částí výpočtového modelu věnovat značnou pozornost.

V předložené práci jsou vytvořeny dva výpočtové modely pro dolní čelist po klinickém zákroku. Klinický zákrok spočívá v odstranění části kostní tkáně zasažené nádorovým onemocněním. Po odstranění kostní tkáně je nutná fixace dolní čelisti a zajištění podmínek pro tvorbu nové kostní tkáně.

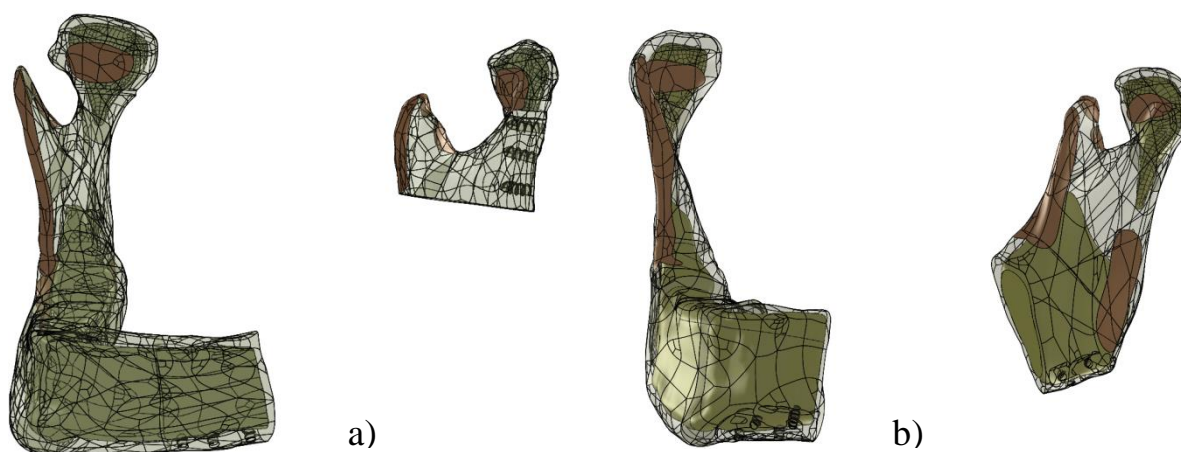
7.1 MODEL GEOMETRIE

Řešeny byly dva případy dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání po léčbě nádorového onemocnění. Postup tvorby modelů geometrie dolních čelistí byl u obou řešených případů stejný. Dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání byly vytvořeny na základě dat získaných ze segmentace CT snímků poskytnutých finskými kolegy z Univerzitní nemocnice v Tampere. Poskytnuté CT snímky pacientů s nádorovým onemocněním bylo nutné zpracovat pomocí segmentace a vytvořit vhodná vstupní data pro vytvoření modelů geometrie dolních čelistí. U obou modelovaných dolních čelistí s nádorem byla při řešení uvažována kortikální a spongiózní kostní tkáň. Segmentace proto byla provedena ve dvou etapách. V první etapě byla segmentace provedena pro dolní čelist tak, jako by dolní čelist byla jen z jedné tkáně (plná dolní čelist). Ve druhé etapě byla segmentace provedena pro spongiózní kostní tkáň dolní čelisti. V řešených případech dolních čelistí s nádorovým onemocněním byla spongiózní kostní tkáň segmentována v obou kondylech, v obou úhlech a v těle dolní čelisti v místech, kde nebylo nádorové onemocnění. Rozdíly při segmentaci spongiózní kostní tkáně, které byly mezi variantou pro pacienta 1 a pacienta 2, byly způsobeny velikostí a lokalizací nádorového onemocnění. Na obrázku 5 je zobrazen příklad segmentace dolní čelisti s nádorovým onemocněním pro pacienta 2.



Obr. 5 Ukázka segmentace CT snímků dolní čelisti s nádorovým onemocněním – pacient 2

Model geometrie dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání byl vytvořen v programu SolidWorks. V tomto programu byl model dolní čelisti vytvořen automaticky přímo z modelu, který byl vytvořen při segmentaci CT snímků. Model dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání se skládá z modelu kortikální a spongiózní kostní tkáně. Modely geometrie dolních čelisti pro obě dvě dolní čelisti s odebranou kostní tkání jsou na obr. 6.



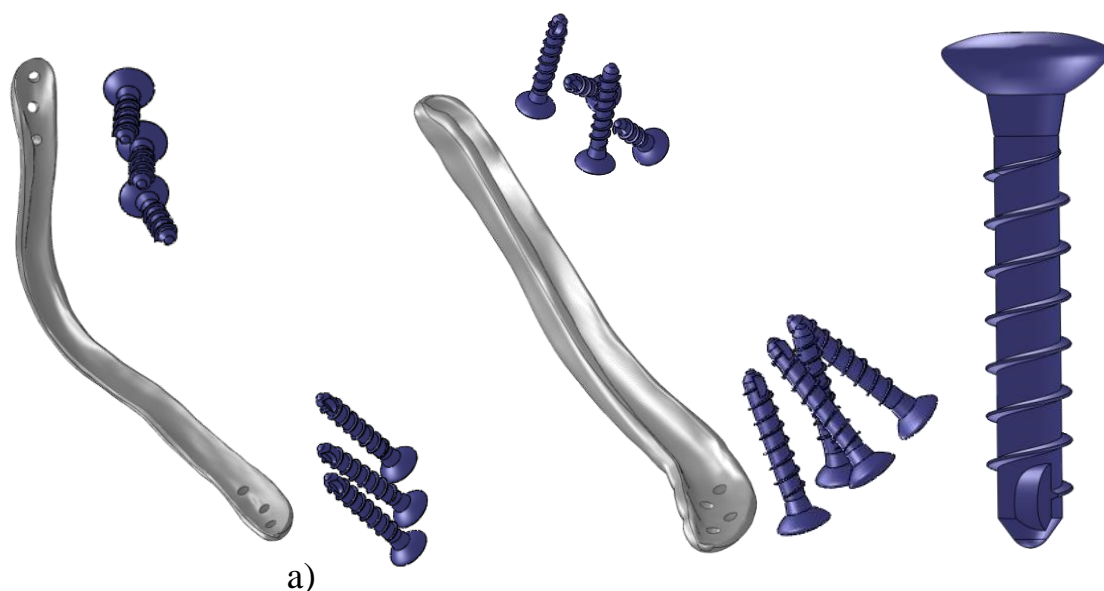
Obr. 6 Model geometrie dolní čelisti s kortikální a spongiózní kostní tkání. a) pacient 1, b) pacient 2. Hnědě jsou znázorněny plochy pro upnutí svalů.

Modely fixačních dlah byly poskytnuty ve formátu STL pracovištěm v Tampere. Model geometrie dlahy určené pro pacienta 1 byl vytvořen manuálně, jelikož automatické vytvoření objemového modelu selhalo. STL model dlahy 1 byl nahrán do programu CATIA. Zde byly vytvořeny rovinné křivky, popisující vnější tvar dlahy. Tyto křivky byly importovány do programu SolidWorks, kde byly proloženy splajny. Následně byl pomocí funkce „spojení profilů“ vytvořen objemový model dlahy 1. Finálním krokem bylo vytvoření otvorů pro šrouby.

Model geometrie fixační dlahy pro pacienta 2 byl vytvořen automaticky z poskytnutého STL modelu dlahy přímo v programu SolidWorks.

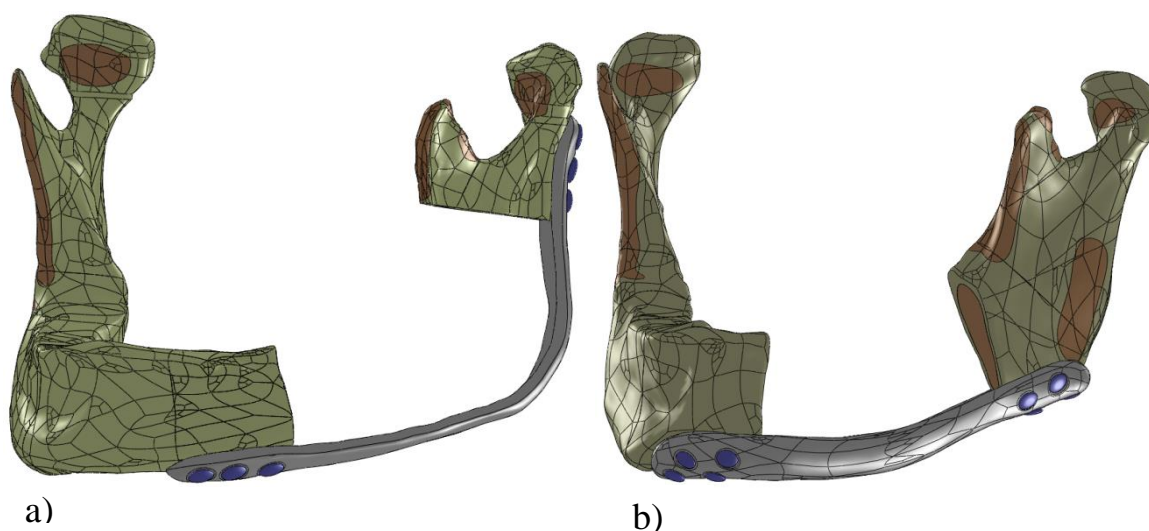
Ukotvení fixačních dlah k dolní čelisti bylo provedeno pomocí běžně dostupných šroubů. Základní rozměry šroubů byly získány z rentgenového snímku šroubu poskytnutého pracovištěm v Tampere a upřesněny podle katalogu výrobce [26].

Délka jednotlivých šroubů použitých k připevnění dlah v případě pacienta 1 a 2 se měnila vzhledem k místu v dolní čelisti, kam byly šrouby zavedeny. Modely geometrie obou dlah šroubů jsou na obr. 7.



Obr. 7 Model geometrie dlah a šroubů a) pacient 1, b) pacient 2, c) detail šroubu

Výsledný model geometrie dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání po léčbě nádorového onemocnění se skládá, v obou případech, z modelu geometrie dolní čelisti, modelu fixační dlahy a modelu šroubů. Dolní čelist je modelována po odstranění postižené kostní tkáně a bez zubů. Na obrázku 8 jsou zobrazeny výsledné modely geometrie pro oba řešené případy dolní čelisti fixační dlahou.



Obr. 8 Výsledný model geometrie řešené soustavy pro a) pacient 1, b) pacient 2

7.2 MODEL MATERIÁLU

Pro provedení deformačně napětového řešení, je nutné rozhodnout, jaký model materiálu bude použit pro jednotlivé prvky řešené soustavy. Při řešení byl u obou čelistí u většiny prvků řešené soustavy uvažován homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Zmíněný model materiálu je popsán dvěma materiálovými charakteristikami, a to Youngovým modulem pružnosti E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. V případě kortikální kostní tkáně byl použit homogenní, ortotropní, lineárně pružný model materiálu. Jeho jednotlivé materiálové charakteristiky jsou uvedeny v následujícím textu.

7.2.1 Model materiálu kostních tkání

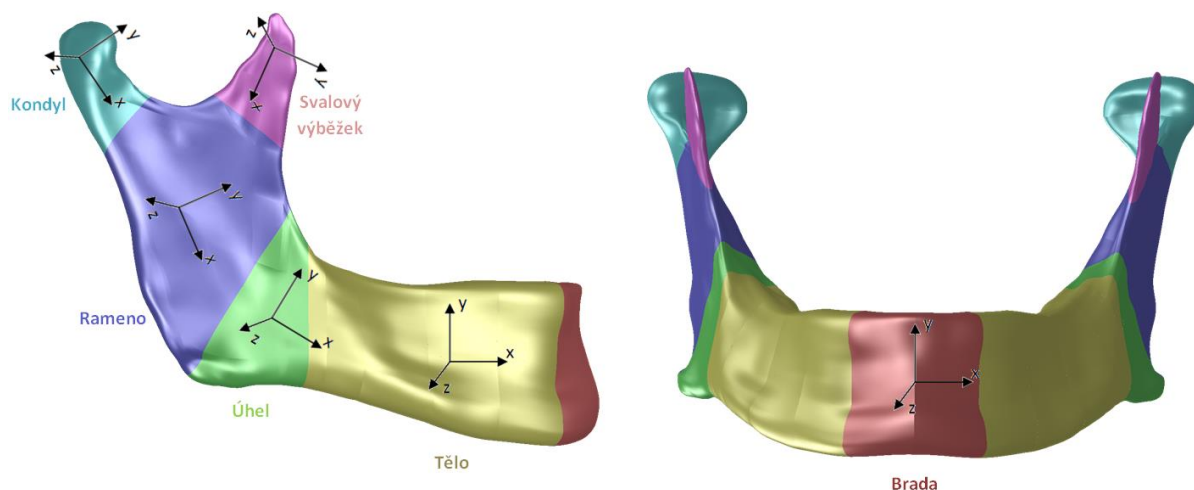
Určení materiálových charakteristik modelů materiálu kostních tkání je značně problematické. Řada překážek je spojena se získáním vhodných experimentálních vzorků, u kterých je potřeba vzít v úvahu, že mají rozdílné materiálové charakteristiky ve stavu *in vivo* a *in vitro*. Při provádění experimentů je vhodné kostní tkáně udržovat ve vlhkém stavu, například namočené ve fyziologickém roztoku, v opačném případě kost rychle vysychá a mění své vlastnosti [9]. Mechanické vlastnosti kostních tkání nejsou během života konstantní. Jedná se o živé tkáně, které se neustále obnovují. Významné faktory, které ovlivňují kvalitu kostních tkání, jsou různá onemocnění, životospráva a stáří dané tkáně. S přibývajícím věkem u většiny lidí ztrácí kostní tkáň schopnost rychlého obnovení, začíná řídnout a je náchylnější ke zlomeninám. Je tedy zřejmé, že s přibývajícím věkem se podstatně mění mechanické vlastnosti kostní tkáně [11].

Na základě rešeršní studie byly kortikální kostní tkáni předepsány materiálové charakteristiky odpovídající homogennímu, ortotropnímu, lineárně pružnému modelu materiálu, který je obecně popsán devíti materiálovými parametry. Jedná se o tři moduly pružnosti v tahu (E_i), tři Poissonova čísla (μ_{ij}) a tři moduly pružnosti ve

smyku (G_{ij}). Při použití ortotropního modelu materiálu je nutné jasně definovat tři navzájem kolmé materiálové směry. V literatuře jsou také uvedeny rozdílné hodnoty materiálových charakteristik pro jednotlivé úseky dolní čelisti. Rozsáhlou studii ortotropních vlastností kortikální kosti provedl Schwartz-Dabney a Dechov [22] ovšem využití této práce je vzhledem k její rozsáhlosti komplikované. Z práce Schwartz-Dabney a Dechov vychází mnoho autorů, kteří uspořádali potřebné materiálové charakteristiky do uživatelsky přístupnější formy. Takovou prací je například práce od autorů Vajgel a kol. [24]. Ortotropní materiálové charakteristiky jsou shrnuty v tabulce 1. Uvažované směry ortotropie jsou zobrazeny na obr. 9.

Tabulka 1 Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně.

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



Obr. 9 Směry ortotropie v jednotlivých částech dolní čelisti

7.2.2 Model materiálu fixačních dlah a šroubů

Materiál pro výrobu dlah a šroubů musí mít vhodné chemické složení, mechanické vlastnosti a strukturu. Vhodným materiálem je titan, respektive slitiny titanu. Titan se mimořádnou chemickou stálostí a je zcela netečný k působení vody a atmosférických plynů. Titan také splňuje podmínku netoxicity. Využití chemicky

čistého titanu je omezeno především na laboratorní testy, kvůli vysokým nákladům při jeho výrobě. Pro potřeby průmyslové výroby jsou využívány technicky čisté titany, tedy sloučeniny titanu s dalšími prvky jako například s uhlíkem, železem, vodíkem, kyslíkem a dusíkem a slitiny titanu. Titanové sloučeniny a slitiny se ve zkratce označují svou třídou, tedy Grade. V medicínském prostředí jsou nejrozšířenější titanové slitiny Ti-6Al-4V (Grade 5) a Ti-6Al-7Nb. Obě titanové slitiny jsou biokompatibilní a jsou z nich vyráběny fixátory, dentální implantáty, šrouby a fixační dlahy. Fixační dlahy uvažované v této práci jsou vytištěny na 3D tiskárnách metodou DLMS (Direct Metal Laser Sintering) z práškové titanové slitiny Ti-6Al-4V ELI. Šrouby jsou průmyslově vyráběny z titanové slitiny Ti-6Al-7Nb. Materiálové charakteristiky a mechanické vlastnosti pro slitiny titanu, ze kterých jsou vyrobeny fixační dlahy a šrouby jsou v tabulce 2.

Tabulka 2 Materiálové charakteristiky a mechanické vlastnosti slitin titanu.

Slitina titanu	E [MPa]	μ [-]	Mez kluzu [MPa]	Mez pevnosti [MPa]	Mez únavy* [MPa]
Ti-6Al-7Nb [17]	114 000	0,3	880	900	580
Ti-6Al-4V ELI [17]	110 000	0,3	795	860	598

* Mez únavy byla stanovena pro symetrický cyklus pro 10^7 cyklů

7.2.3 Použité hodnoty materiálových charakteristik

V tabulce 3 jsou shrnuty materiálové charakteristiky použité při výpočtovém modelování. Pro všechny prvky řešené soustavy (kromě kortikální kostní tkáně) byl uvažován homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Kortikální kostní tkáň byla modelována ortotropním modelem materiálu.

Tabulka 3 Materiálové charakteristiky použité při výpočtu.

Model	E [MPa]	μ [-]
Kortikální kostní tkáň	údaje v tabulce 2	
Spongiózní kostní tkáň [4]	1 370	0,3
Fixační dlaha - Ti-6Al-4V ELI [17]	110 000	0,3
Šrouby - Ti-6Al-7Nb [17]	114 000	0,3

7.3 MODEL ZATÍENÍ

Žvýkání je možné, na základě informací z literatury, modelovat pomocí sil, které zastupují jednotlivé svaly aktivní při žvýkání. Významnou prací, která se této problematice věnuje, je práce G. J Nelsona „Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics“ [16] následovaná prací od T. W. Koriolth a kol. „Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible“ [12]. Ve zmíněných pracích jsou uvažovány síly v jednotlivých svalech

aktivních při žvýkání, které jsou pro danou svalovou skupinu a způsob žvýkání vypočteny podle vztahu (1).

$$(X_{Mi} \cdot K) \cdot EMG_{Mi} = M_{ir} \quad (1)$$

Jednotlivé veličiny ve vztahu (1) je možné popsat následovně. M_{ir} [N] je síla v konkrétním svalu (například žvýkáci sval) při konkrétním způsobu žvýkání, X_{Mi} [cm²] je příčný průřez konkrétního svalu a K [N/cm²] je síla působící na jednotku průřezu kosterního svalu. Jednotkové napětí ve svalu K nabývá, podle literatury [8], [15], [19], [20] poměrně širokého rozpětí od 13 N/cm² až po 100 N/cm² pro různý věk, pohlaví, fyzickou kondici jedince a typ kosterního svalu. V práci Nelsona [16] je pro výpočet sil ve svalech dolní čelisti uvedena hodnota jednotkového napětí ve svalu K 40 N/cm². Tuto hodnotu je možné použít pro všechny svaly dolní čelisti, které jsou aktivní při žvýkání a je možné ji považovat za nezávislou na pohlaví a věku pacienta. EMG_{Mi} je zde brán jako poměr svalové kontrakce při dané úloze vzhledem k celkové možné kontrakci svalu. Vztah (1) je možné rozdělit na dvě části, a to na část silovou ($X_{Mi} \cdot K$), kde jsou na základě příčných průřezů svalů a jednotkového napětí ve svalu K vypočítány maximální hodnoty sil ve svalech, viz tabulka 4. Příčné průřezy svalů uvedené v této tabulce jsou brány podle Nelsona [16]. Druhá část vztahu (1) je EMG_{Mi} , která udává míru zapojení jednotlivých svalů při konkrétní svalové aktivitě. V tomto řešeném případě se jedná o jednostranné žvýkání, přičemž v úvahu jsou brány váhové koeficienty pro aktivní = pracující stranu (kde probíhá žvýkání) a pasivní = balanční stranu (bez sousta).

Tabulka 4 Přehled maximálních sil v jednotlivých svalech vypočítaných na základě ($X_{Mi} \cdot K$). Zkratky jednotlivých svalů jsou uvedeny v originálním znění a v českém překladu v závorce [16].

Svaly	SM	DM	MP	AT	MT	PT	LP
Příčný průřez X_{Mi} [cm ²]	4,76	2,04	4,37	3,95	2,39	1,89	1,67
Napětí ve svalu K [N/cm ²]	40						
Síla ve svalu [N]	190,4	81,6	174,8	158	95,6	75,6	66,8

SM - Superficial Masseter (povrchový sval žvýkáci), DM - Deep Masseter (hluboký sval žvýkáci),

MP - Medial Pterygoid (vnitřní sval křídlový), AT - Anterior Temporal (přední sval spánkový),

MT - Middle Temporal (střední sval spánkový), PT - Posterior Temporal (zadní sval spánkový),

LP - Lateral Pterygoid (zevní sval křídlový)

Poté co byly vypočítány maximální síly v jednotlivých svalech je potřeba tyto síly vynásobit váhovým koeficientem EMG_{Mi} , který se liší podle způsobu a místa žvýkání sousta. V tabulce 5 jsou vypsány koeficienty EMG_{Mi} na základě literatury [16]. Použité zkratky pro jednotlivé svaly jsou zde stejné jako v předchozí tabulce. Výrazem interkuspální pozice se rozumí pozice, při které dochází mezi protilehlými zuby na horní a dolní čelisti k maximálnímu počtu kontaktů. Pod zkratkami WS - working side (pracující strana) a BS - balancing side (balanční strana) jsou uvedeny jednotlivé poměry EMG_{Mi} .

Tabulka 5 Přehled váhových poměrů EMG_{Mi} v jednotlivých svalech pro pracující a balanční stranu dolní čelisti [16].

Svaly	Interkuspální pozice		Oboustranný molárový skus		Řezákový skus		Jednostranný špičákový skus		Jednostranný molárový skus	
	WS	BS	WS	BS	WS	BS	WS	BS	WS	BS
SM	1,00	1,00	0,81	0,81	0,40	0,40	0,46	0,58	0,72	0,60
DM	1,00	1,00	0,81	0,81	0,26	0,26	0,46	0,58	0,72	0,62
MP	0,76	0,76	0,82	0,82	0,78	0,78	0,55	0,47	0,84	0,60
AT	0,98	0,98	0,83	0,83	0,08	0,08	0,54	0,47	0,73	0,58
MT	0,96	0,96	0,83	0,83	0,06	0,06	0,48	0,20	0,66	0,67
PT	0,94	0,94	0,84	0,84	0,04	0,04	0,42	0,26	0,59	0,39
LP	0,27	0,27	0,36	0,36	0,71	0,71	0,30	0,65	0,30	0,65

Vypočtené výsledné síly v jednotlivých svalech je z hlediska předepsání těchto sil do výpočtového modelu vhodné rozložit do jednotlivých navzájem kolmých složek. Toho je docíleno tak, že výsledné síly ve svalech jsou vynásobeny patřičnými směrovými kosiny pro směry X, Y, Z. Při zadávání jednotlivých složek sil ve svalech do výpočtového modelu je nutné jednoznačně definovat souřadný systém řešené soustavy. V této práci je souřadný systém definován stejně jako v práci [12]: XZ je rovina rovnoběžná s okluzní rovinou a pozitivní směr osy Y je směrem vzhůru (kraniálně), YZ je rovina rovnoběžná se sagitální rovinou s pozitivním X směrem k levé části dolní čelisti, XY je rovina rovnoběžná s frontální rovinou a pozitivní směr osy Z je vpřed (anterior). Směrové kosiny použité v této práci jsou v tabulce 6.

Tabulka 6 Přehled směrových kosinů pro jednotlivé složky sil ve svalech podle souřadného systému [12].

Svaly	SM	DM	MP	AT	MT	PT	LP
Směrový kosinus v X*	-0,207	-0,546	0,486	-0,149	-0,221	-0,208	0,630
Směrový kosinus v Y	0,885	0,758	0,791	0,988	0,837	0,474	-0,174
Směrový kosinus v Z	0,419	-0,358	0,372	0,044	-0,500	-0,855	0,757

*znaménko směrových kosinů v ose X se mění podle anatomického uložení svalu

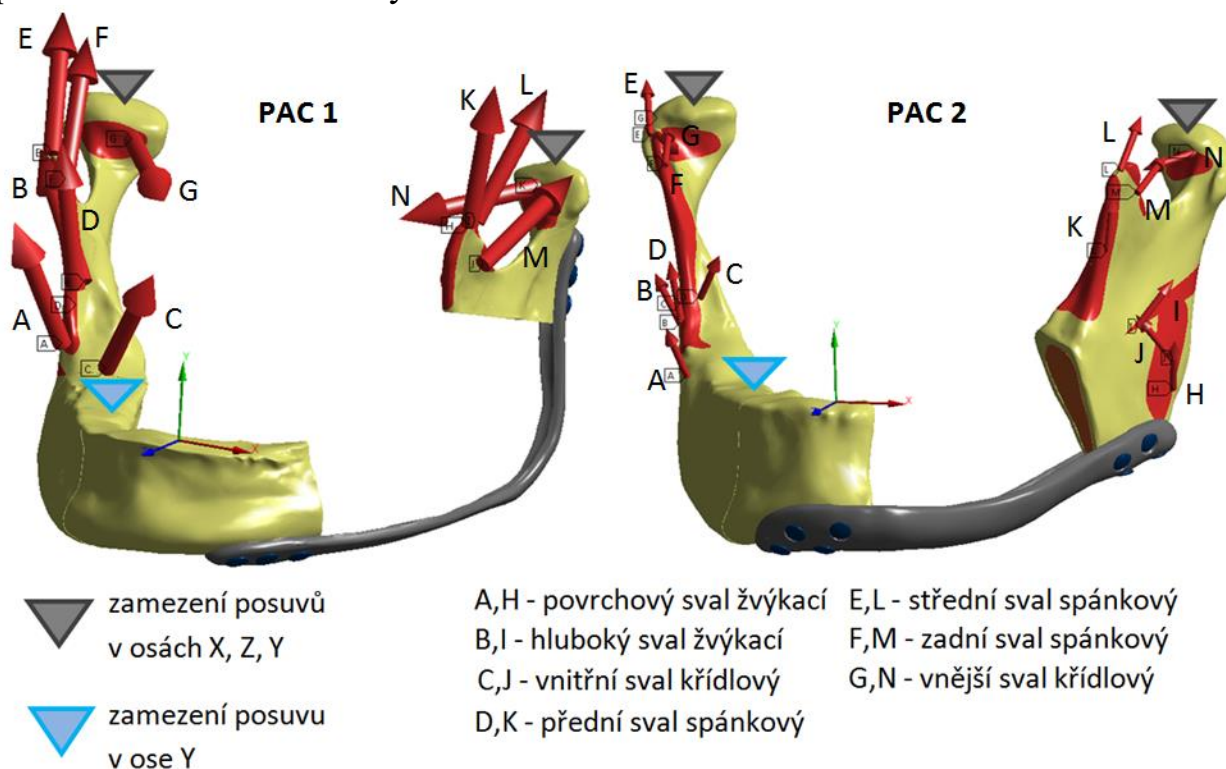
Při chirurgickém zákroku byly z dolní čelisti odstraněny kostní tkáň zasažené nádorovým onemocněním a oba konce dolní čelisti byly propojeny fixační dlahou. I když je místo kostního defektu opatřeno chirurgickou sítkou vyplněnou látkami podporujícími tvorbu nové kostní tkáň včetně kmenových buněk, tak v průběhu tvorby nové kostní tkáň, pacient používá k rozměňování potravy dominantně neoperovanou stranu dolní čelisti (pracující strana), proto operovaná strana dolní čelisti je, v tomto období, balanční stranou. Největší síly jsou při žvýkání vyvinuty na zuby v molárovém úseku dolní čelisti, proto je v této práci modelován jednostranný molárový skus. Vzhledem k provedenému lékařskému zákroku u pacienta 1 (PAC 1) nejsou svaly povrchový a hluboký sval žvýkáci a vnitřní sval křídlový na operované straně dolní čelisti funkční, a proto tyto svaly nebyly u varianty PAC 1 uvažovány.

Tabulka 7 Složky sil ve svalech pro pracující a balanční stranu dolní čelisti.

Svaly	Síly ve svalech na pracující straně dolní čelisti - WS [N]				Síly ve svalech na balanční straně dolní čelisti - BS [N]			
	X	Y	Z	SUM	X	Y	Z	SUM
SM	-28,4	121,2	57,4	137,08	22,8	100,9	47,8	114,0
DM	-32,0	44,4	-21,0	58,6	26,7	37,0	-17,5	48,8
MP	71,4	116,1	54,6	146,8	-51,0	83,0	39,0	104,9
AT	-17,2	114,0	5,1	115,3	13,7	90,5	4,0	91,6
MT	-13,9	52,8	-31,5	63,1	14,2	53,6	-32,0	64,1
PT	-9,3	21,1	-38,1	44,6	6,1	14,0	-25,2	29,5
LP	12,6	-3,5	15,2	20,1	-27,4	-7,6	32,9	43,5

7.4 MODEL VAZEB

V dolní čelisti byla předepsána nulová posunutí ve všech směrech na horních plochách obou kondylů. V molárovém úseku bylo předepsáno nulové posunutí ve vertikálním směru. Spojení mezi kostními tkáněmi bylo modelováno jako pevné spojení (sloučení uzlových bodů), tedy konečnoprvkové sítě jsou na přechodu mezi těmito tkáněmi spojeny. Mezi dlahou a kortikální kostní tkání byl nastaven typ kontaktu Standard (Friction) s koeficientem tření $f = 0,4$ [-] [25]. Stejné nastavení kontaktních prvků bylo použito i pro kontakt mezi dlahou a šrouby [3]. Kontakt mezi šrouby a kostními tkáněmi je u obou variant nastaven jako bonded. Tím je modelováno „pevné spojení“ šroubů a kostních tkání, kterého je dosaženo po zhojení kostních tkání po provedeném lékařském zákroku. Model uložení a model zatížení je pro obě dvě řešené varianty zobrazen na otázku 10.



Obr. 10 Model uložení a model zatížení pro dolní čelist PAC 1 a PAC 2

7.5 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Konečnoprvkové sítě byly na modelech dolních čelistí PAC 1 a PAC 2 vytvořeny automaticky s předepsanou velikostí elementu pro jednotlivé prvky soustavy. Volná síť dolní čelisti, fixační dlahy a šroubů byla vytvořena z kvadratických 10 uzlových elementů SOLID 187. Kontakty byly vytvořeny pomocí prvků kontaktní dvojice CONTA 174 a TARGE 170. Globální velikost elementu byla nastavena 2 mm a byla použita pro celou řešenou soustavu. U jednotlivých prvků soustavy se měnila velikost elementu na vybraných plochách. Velikost elementu 0,4 mm byla nastavena pro plochy, kde dochází ke kontaktu mezi dlahou a kostní tkání a dále na vnější plochy fixační dlahy, všech šroubů a v kostních tkáních v místech kde jsou šrouby zavedeny.

7.6 MODEL FYZIOLOGICKÉ DOLNÍ ČELISTI

Pro možnosti srovnání toho, jak odstranění kostní tkáně a zavedení fixační dlahy změni tuhost dolní čelisti, byl vytvořen také model fyziologické dolní čelisti. Tento model je v práci označen zkratkou FYZ. Model geometrie fyziologické dolní čelisti byl vytvořen na základě CT snímků pacienta se zdravou dolní čelistí, které poskytl MUDr. Maxim Jurčenko, CSc. Model materiálu, model zatížení a model uložení byly stejné jako tyto modely u dolní čelisti s dlahou. U konečnoprvkové sítě fyziologické dolní čelisti byl nastaven požadavek mapované sítě pro celou dolní čelist. Velikost elementů byla nastavena 1mm pro kortikální a spongiózní kostní tkáň. Diskretizace u varianty FYZ 1 byla provedena pomocí kvadratických 20 uzlových prvků SOLID 186.

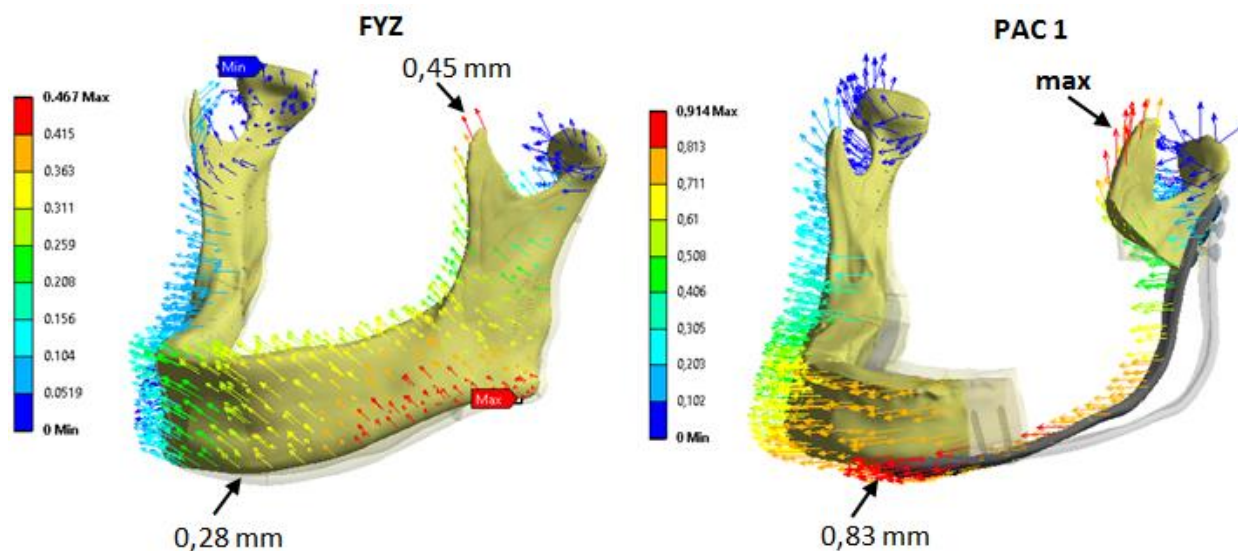
8 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

V předkládané práci je provedeno řešení deformace a napětí dolní čelisti dvou pacientů, kterým kvůli nádorovému onemocnění byla odebrána poměrně velká část dolní čelisti. Z důvodu léčby, hojení a vizáže bylo nutné po lékařském zákroku provést fixaci částí dolní čelisti pomocí fixačních dlah. Tyto čelisti jsou označeny jako PAC 1 a PAC 2. Presentace a analýza výsledků je zaměřena především na deformace a napětí ve fixační dlaze, šroubech a kostních tkáních v okolí šroubů. Analyzovány jsou deformační posuvy ve všech bodech řešené soustavy. U kostních tkání pak ekvivalentní přetvoření HMM. Ekvivalentní přetvoření v kostních tkáních bylo posuzováno vzhledem k referenčním hodnotám ekvivalentního přetvoření stanoveným dle prof. Frosta, tzv. Frostova Mechanostat hypotéza [6], [10], [13]. U fixační dlahy a šroubů jsou analyzována ekvivalentní napětí HMM a hlavní napětí σ_1 a σ_3 . U fixační dlahy a šroubů byla určena bezpečnost vůči meznímu stavu únavy. Žvýkání má cyklický charakter, který lze popsat jako míjivé cyklické zatížení s amplitudou napětí σ_a a středním napětím σ_m . Žvýkání je možné hodnotit jako vysokocyklovou únavu. V této práci je hodnocení vysokocyklové únavy provedeno pomocí Haighova diagramu, ve kterém byly, jako jeho mezní hodnoty použity mez únavy σ_c (stanovena pro 10^7 cyklů) a mez kluzu σ_k . Mezní přímka v Haighově

diagramu, který je modelován na nejnižší modelové úrovni, je spojnicí mezi hodnotou meze únavy a meze kluzu. Mezní hodnoty $\sigma_{a\text{ mezní}} = \sigma_{m\text{ mezní}}$ byly vypočteny z průřezu zatěžovací dráhy a mezní přímky, pro konkrétní titanovou slitinu fixačních dlah Ti-6Al-4V ELI a šroubů - Ti-6Al-7Nb. Zatěžovací dráha je popsána rovnicí přímky $y = x$ a mezní přímka je popsána rovnicí přímky $y = \sigma_c - (\sigma_c/\sigma_k) * x$. Průřez zatěžovací dráhy a mezní přímky je v bodě $x = (\sigma_c * \sigma_k) / (\sigma_c + \sigma_k)$. Pro titanovou slitinu Ti-6Al-4V ELI, která má mechanické charakteristiky $\sigma_c = 598$ MPa a $\sigma_k = 795$ MPa (tab. 9.3 str. 56) je vypočtená hodnota $\sigma_{a\text{ mezní}} = \sigma_{m\text{ mezní}} = 341,3$ MPa. Pro titanovou slitinu Ti-6Al-7Nb, která má mechanické charakteristiky $\sigma_c = 580$ MPa a $\sigma_k = 880$ MPa (tab. 9.3 str. 56) je vypočtená hodnota $\sigma_{a\text{ mezní}} = \sigma_{m\text{ mezní}} = 349,6$ MPa.

8.1 ANALÝZA DEFORMAČNÍCH POSUVŮ

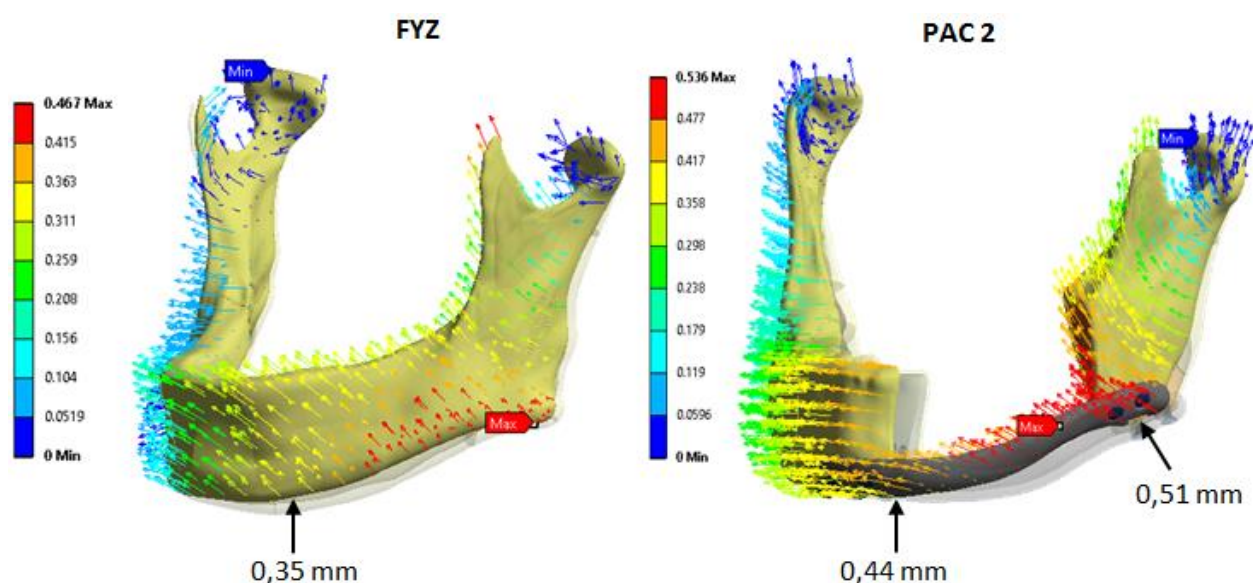
Na obr. 11 jsou zobrazeny celkové deformační posuvy fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s dlahou PAC 1 U fyziologické dolní čelisti je maximum celkového deformačního posuvu na vnější straně v úhlu dolní čelisti a jeho hodnota je $U_{\text{FYZ, max}} = 0,47$ mm. V oblasti svalového výběžku je hodnota celkového deformačního posuvu $U_{\text{FYZ, výběžek}} = 0,45$ mm a v oblasti brady $U_{\text{FYZ, brada}} = 0,28$ mm. U dolní čelisti došlo po odstranění části těla, úhlu a ramene dolní čelisti a fixaci dlahou k výrazné změně tuhosti. Maximálního celkového deformačního posuvu je dosaženo ve svalovém výběžku a má hodnotu $U_{\text{PAC 1, výběžek}} = 0,91$ mm. V oblasti brady je hodnota deformačního posuvu $U_{\text{PAC 1, brada}} = 0,83$ mm. U dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1 je celkový deformační posuv ve svalovém výběžku 2x větší a v oblasti brady 3x větší než u fyziologické dolní čelisti.



Obr. 11 Celkový deformační posuv [mm] fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1.

U druhého pacienta došlo k odstranění těla dolní čelisti. Dlahu v tomto případě fixuje dolní čelist s mnohem menším úbytkem kostní tkáni, což se podstatně projevilo na menších rozdílech celkové deformace u fyziologické dolní čelisti

a čelisti s fixační dlahou u druhého pacienta Celkové posuvy fyziologické dolní čelisti s dlahou jsou na obr. 12. U fyziologické dolní čelisti je maximální hodnota deformačního posuvu $U_{FYZ, \max} = 0,47 \text{ mm}$ v úhlu dolní čelisti. V témže místě je u dolní čelisti PAC 2 hodnota celkového deformačního posuvu $U_{PAC 2, \text{úhel}} = 0,51 \text{ mm}$. V oblasti brady, v místech kde byl proveden řez v kostních tkáních, je hodnota deformačního posuvu $U_{PAC 2, \text{brada}} = 0,44 \text{ mm}$. U fyziologické dolní čelisti je ve stejném místě hodnota deformačního posuvu $U_{FYZ, \text{brada}} = 0,35 \text{ mm}$. Hodnoty celkového deformačního posuvu jsou u dolní čelisti PAC 2 v oblasti úhlu větší o 10% a v oblasti brady o 25% než u fyziologické dolní čelisti.



12 Celkový deformační posuv [mm] fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s fixační dlahou PAC 2.

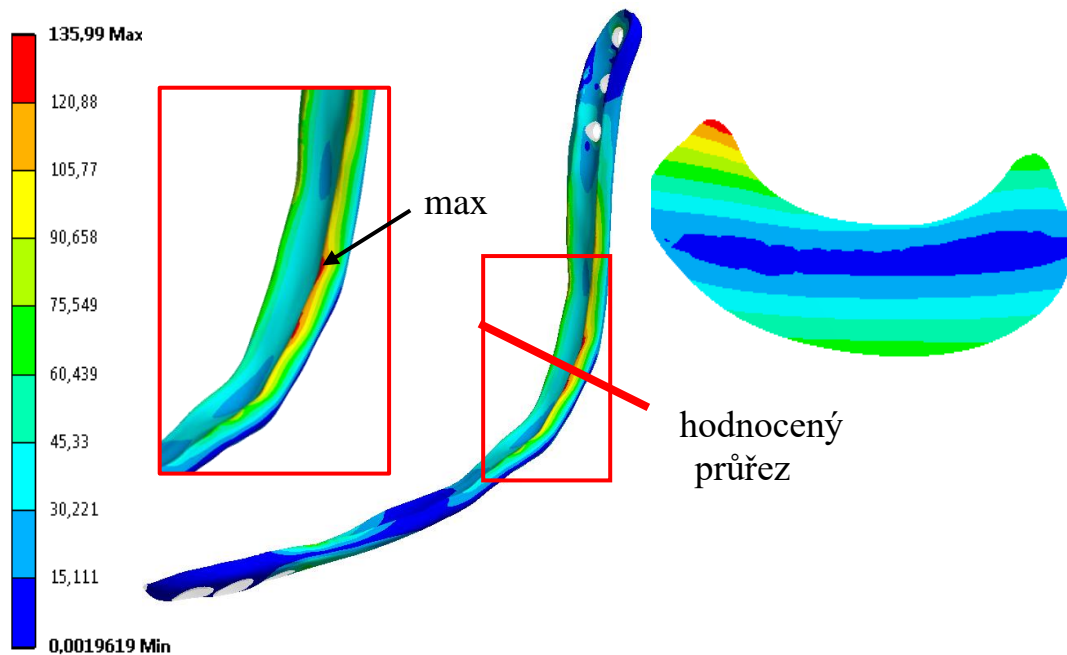
Celkový deformační posuv dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1 v oblasti brady a svalového výběžku je výrazně vyšší, než celkový deformační posuv v oblasti brady a svalového výběžku u fyziologické dolní čelisti. Z provedené analýzy celkového deformačního posuvu je patrné, že fixační dlahu určená pro pacienta 1 není dostatečně deformačně dimenzována. V případě fixační dlahy určené pro pacienta 2 se celkový deformační posuv v oblasti brady a úhlu dolní čelisti s dlahou blíží celkovému deformačnímu posuvu fyziologické dolní čelisti. Fixační dlahu je možné v tomto případě považovat za dobře deformačně dimenzovanou.

8.2 ANALÝZA NAPĚTÍ FIXAČNÍ DLAHY PAC 1

U fixační dlahy byla analyzována hlavní napětí σ_1 a σ_3 a ekvivalentní napětí HMH. Jelikož žvýkání je opakující se proces, je potřeba zhodnotit, jestli vlivem cyklického namáhání nedojde k poškození fixační dlahy. V případě dlahy určené pro

pacienta 1 je maximální hodnota ekvivalentního napětí $\sigma_{\text{HMH}} = 136,0$ MPa. Na obrázku 13 je vykresleno rozložení HMH napětí fixační dlahy spolu s detailem místa, kde je HMH napětí maximální. Toto místo je lokalizováno na vnější - levé hraně dlahy v oblasti, kde dlaha nahrazuje oblouk dolní čelisti. Dále byla na fixační dlaze analyzována hlavní napětí σ_1 a σ_3 . Velikosti hlavních napětí byly odečteny v místě maxima napětí HMH. V tomto místě jsou hodnoty $\sigma_1 = 136,4$ MPa a $\sigma_3 = 0,2$ MPa, a tedy namáhání v této části fixační dlahy má tahový charakter. Tlakové napětí v dlaze je na její zadní straně v oblouku dlahy a má velikost 80,6 MPa. Na obr. 13 je také proveden průřez dlahou, ve kterém je vykresleno ekvivalentní napětí podle podmínky HMH. Na základě rozložení ekvivalentního napětí HMH v průřezu a z hlavních napětí v dlaze je zřejmé, že dlaha je v tomto místě ohýbána.

Žvýkání je proces, při němž má deformace a napětí cyklický charakter. Při žvýkání se mění hodnoty deformace a napětí z nulové hodnoty v nezátíženém stavu do maximální hodnoty. Žvýkání způsobuje míjivé namáhání dolní čelisti s fixační dlahou. Zatěžování je prosté. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 68,0$ MPa. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí v dlaze jsou podstatně menší, než mez kluzu titanové slitiny Ti-6Al-4V ELI $\sigma_k = 795$ MPa provedeme hodnocení únavového namáhání z hlediska vysoko cyklové únavy. Amplituda napětí je hodnocena vzhledem k vypočtené mezní hodnotě amplitudy napětí, což je u titanové slitiny Ti-6Al-4V ELI použité k výrobě fixační dlahy $\sigma_{a \text{ mezní}} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy je $k = \sigma_{a \text{ mezní}} / \sigma_a = 341,3 / 68,0 = 5,02$. Z provedené analýzy je patrné, že fixační dlahy by měla toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 5,02$.

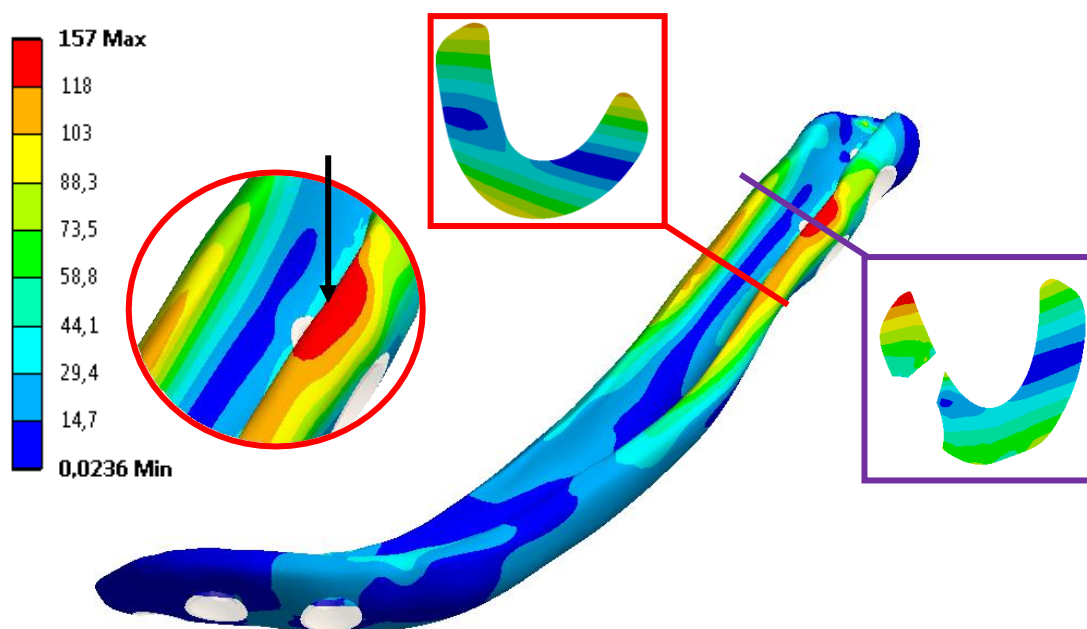


Obr. 13 Ekvivalentní napětí [MPa] fixační dlahy PAC 1

8.3 ANALÝZA NAPĚTÍ FIXAČNÍ DLAHY PAC 2

U fixační dlahy byla analyzována hlavní napětí σ_1 a σ_3 a ekvivalentní napětí HMH. Maximální hodnota ekvivalentního napětí je $\sigma_{HMH} = 157,0$ MPa a je lokalizována na vnější/levé hraně dlahy v oblasti nad otvorem pro šroub (dále označen jako šroub 5). Hlavní napětí mají v místě maximální hodnoty ekvivalentního hodnoty $\sigma_1 = 146,6$ MPa a σ_3 blízké nule, tedy namáhání v této části fixační dlahy má tahový charakter a velikost 146,6 MPa. Tlakového charakteru namáhání je dosaženo na spodní straně dlahy pod otvorem pro pátý šroub. Tlakové namáhání má velikost 112 MPa. Ekvivalentní napětí a průřezy vedené dlahou jsou na obr. 14. Na základě rozložení ekvivalentního napětí HMH a z hlavních napětí v dlahy je zřejmé, že dochází k ohybu dlahy. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí fixační dlahy PAC 2 jsou $\sigma_a = \sigma_m = 78,5$ MPa. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí v dlahy jsou podstatně menší, než mez kluzu titanové slitiny Ti-6Al-4V ELI $\sigma_k = 795$ MPa provedeme hodnocení únavového namáhání z hlediska vysoko cyklové únavy.

Amplituda napětí je hodnocena vzhledem k vypočtené mezní hodnotě amplitudy napětí, což je u titanové slitiny Ti-6Al-4V ELI použité k výrobě fixační dlahy $\sigma_{a\text{ mezní}} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vzhledem k neomezené životnosti je $k = \sigma_{a\text{ mezní}} / \sigma_a = 341,3 / 78,5 = 4,35$. Z provedené analýzy je patrné, že fixační dlahy by měla toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 4,35$.

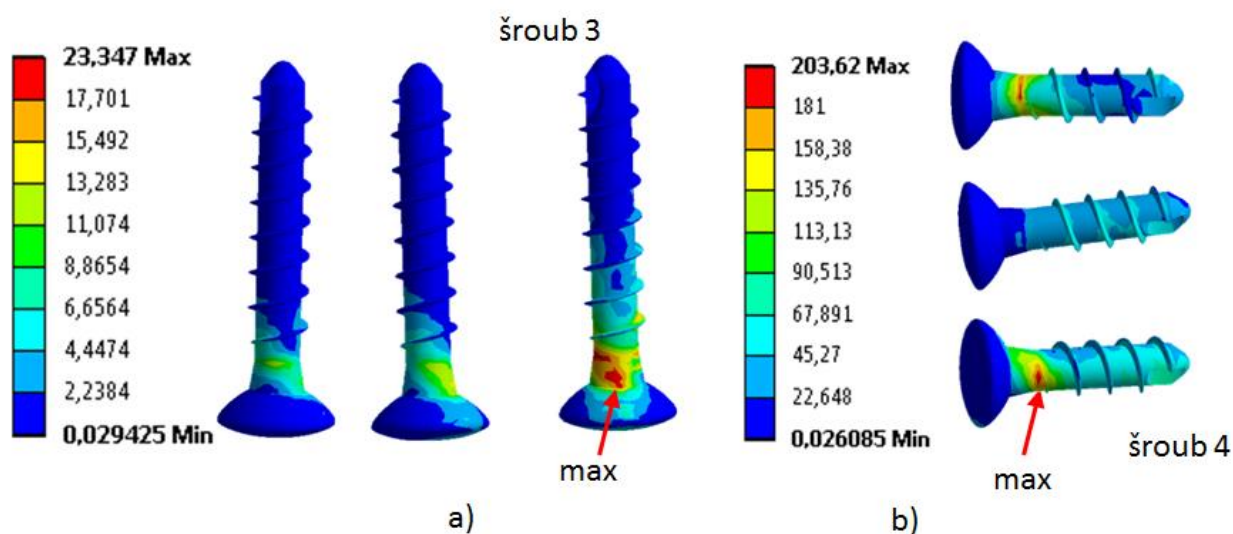


Obr. 14 Ekvivalentní napětí [MPa] fixační dlahy PAC 2

8.4 ANALÝZA NAPĚTÍ VE ŠROUBECH PAC 1

Spojení dlahy s dolní čelistí je provedeno pomocí 6 šroubů, které připevňují oba konce dlahy ke kostním tkáním. Jednotlivé šrouby jsou umístěny po třech v oblasti brady a v oblasti levého kondylu, kde jsou vzhledem k anatomii kondylu zavedeny jen do kortikální kostní tkáně. V oblasti brady jsou šrouby zavedeny jak do kortikální, tak do spongiózní kostní tkáně. Z obrázku 15 je patrné, že šrouby na straně kondylu jsou mnohem více namáhány než šrouby v okolí brady. Pro obě skupiny šroubů platí, že nejvíce je namáhán vždy šroub nejbližší k místu, kde byl proveden řez kostní tkání, tedy šroub 3 a 4. Maximální hodnota HMH napětí $\sigma_{\text{HMH}} = 23,3$ MPa je u třetího šroubu v místě začátku jeho prvního závitu na přechodu mezi dlahou a kortikální kostní tkání. Ve zbylé části šroubu, která je kotvena do spongiózní tkáně, jsou již hodnoty HMH napětí menší. Obdobné rozložení napětí lze pozorovat také na 1. a 2. šroubu. Mnohem vyšších hodnot HMH napětí je dosaženo u čtvrtého šroubu v místě přechodu mezi dlahou a kortikální kostní tkání. Maximální hodnota ekvivalentního napětí je u čtvrtého šroubu $\sigma_{\text{HMH}} \text{ šroub 4} = 203,6$ MPa. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí u šroubu 4 jsou $\sigma_a = \sigma_m = 101,8$ MPa. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve šroubech jsou podstatně menší, než mez kluzu titanové slitiny Ti-6Al-7Nb $\sigma_k = 880$ MPa provedeme hodnocení únavového namáhání z hlediska vysoko cyklové únavy.

Amplituda napětí je hodnocena vzhledem k vypočtené mezní hodnotě amplitudy napětí, což je u titanové slitiny Ti-6Al-7Nb použité k výrobě šroubů $\sigma_{a \text{ mezní}} = 349,6$ MPa. Bezpečnosti vzhledem k neomezené životnosti je $k = \sigma_{a \text{ mezní}} / \sigma_a = 349,6 / 101,8 = 3,43$. Z provedené analýzy je patrné, že šrouby by měly toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 3,43$.

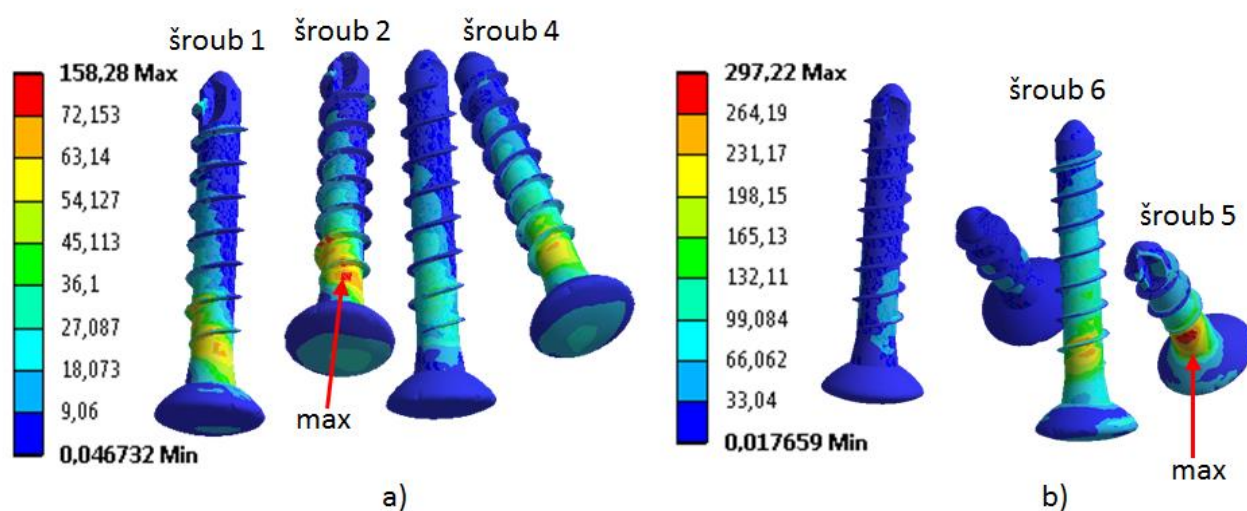


Obr. 15 Ekvivalentní napětí HMH [MPa] šroubů v oblasti
a) brady, b) levého kondylu

8.5 ANALÝZA NAPĚTÍ VE ŠROUBECH PAC 2

Spojení dlahy s kostními tkáněmi bylo provedeno osmi šrouby, které připevňují oba konce dlahy ke kostním tkáním. Jednotlivé šrouby jsou umístěny po čtyřech v oblasti brady a v oblasti levého úhlu dolní čelisti. Na obou koncích dlahy jsou šrouby zavedeny jak do kortikální, tak do spongiózní kostní tkáně. Na obrázku 16 je vykresleno rozložení ekvivalentního napětí v jednotlivých šroubech na obou koncích dlahy. Šrouby v levém úhlu dolní čelisti, jedná se především o pátý šroub, jsou mnohem více namáhány než šrouby v okolí brady. V oblasti, kde je dlahu uchycena k bradě, je nejvíce namáhán druhý šroub. Maximální hodnota HMH napětí $\sigma_{\text{HMH}}^{\text{šroub2}} = 158,3 \text{ MPa}$ je lokalizována poblíž prvního závitu šroubu v místě, kde je přechod mezi dlahou a kortikální kostní tkání. U prvního a čtvrtého šroubu jsou vyšší hodnoty ekvivalentního napětí $\sigma_{\text{HMH}}^{\text{šroub1}} = 72,8 \text{ MPa}$ a $\sigma_{\text{HMH}}^{\text{šroub2}} = 72,3 \text{ MPa}$ v místech přechodu mezi dlahou a kostní tkání. V částech šroubů, které jsou zavedeny do spongiózní kostní tkáně, jsou hodnoty HMH napětí menší než v částech šroubu, které jsou zavedeny v kortikální kostní tkáni. V oblasti levého úhlu dolní čelisti jsou první dva šrouby (5 a 6) mnohem více namáhány, než zbylé dva. Maximální hodnoty HMH napětí $\sigma_{\text{HMH}}^{\text{šroub5}} = 297,2 \text{ MPa}$ jsou v krčku pátého šroubu. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 148,6 \text{ MPa}$. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve šroubech jsou podstatně menší, než mez kluzu titanové slitiny Ti-6Al-7Nb $\sigma_k = 880 \text{ MPa}$ provedeme hodnocení únavového namáhání z hlediska vysoko cyklové únavy.

Amplituda napětí je hodnocena vzhledem k vypočtené mezní hodnotě amplitudy napětí, což je u titanové slitiny Ti-6Al-7Nb použité k výrobě šroubů $\sigma_{a \text{ mezní}} = 349,6 \text{ MPa}$. Bezpečnosti vzhledem k neomezené životnosti je $k = \sigma_{a \text{ mezní}} / \sigma_a = 349,6 / 148,6 = 2,35$. Z provedené analýzy je patrné, že šrouby by měly toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 2,35$.

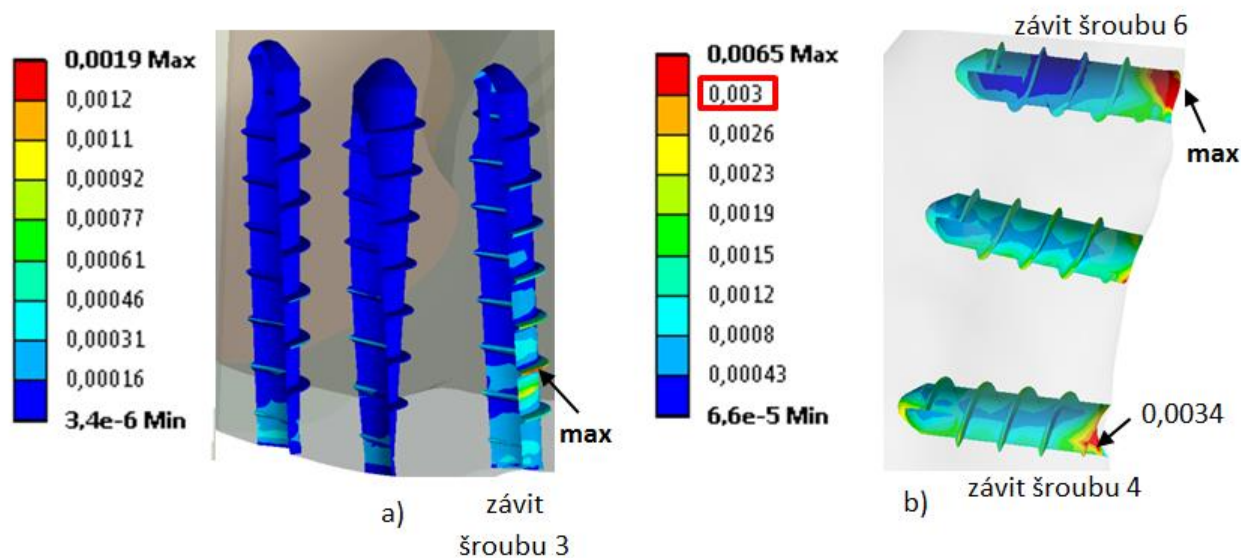


Obr. 16 Ekvivalentní napětí HMH [MPa] šroubů v oblasti
a) brady, b) levého úhlu dolní čelisti

8.6 ANALÝZA PŘETVOŘENÍ V KOSTNÍCH TKÁNÍCH PAC 1

Ekvivalentní přetvoření HMH bylo analyzováno v kostních tkáních v závitech šroubů. Číslování závitů v kostních tkáních je totožné s číslováním jednotlivých šroubů a vyhodnoceny jsou ve stejných skupinách. První skupina se skládá ze závitů v kortikální a spongiózní kostní tkáni, které jsou v oblasti brady. Druhá skupina závitů je jen v kortikální kostní tkáni v oblasti levého kondylu, viz obr. 17.

Ekvivalentnímu přetvoření byla na straně levého kondylu v barevné škále nastavena hranice $\varepsilon_{\text{HMH}} = 0,003$ [-], což je dle Frostovy Mechanostat hypotézy hranice, kdy začíná docházet k přetěžování kostní tkáně a může nastat postupný úbytek kostní tkáně. Na obr. 17 a je vidět, že kostní tkáň v okolí brady není přetěžována. Maximální hodnota ekvivalentního přetvoření $\varepsilon_{\text{HMH}} = 0,0019$ [-] je v závitě třetího šroubu ve spongiózní kostní tkáni. Vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření jsou v závitech šroubů v kortikální kostní tkáni v kondylu, viz obr. 17 b. V závitech čtvrtého a šestého šroubu v jejich horních částech překračuje hodnota ekvivalentního přetvoření Frostem stanovenou hranici $0,003$ [-]. Hodnoty ekvivalentního přetvoření jsou $\varepsilon_{\text{HMH, závit 6}} = 0,0065$ [-] a $\varepsilon_{\text{HMH, závit 4}} = 0,0034$ [-]. Toto přetížení je způsobeno tím, jak se tělo šroubu opírá o hranu kortikální kostní tkáň. V samotných závitech již k přetěžování kostní tkáně nedochází.

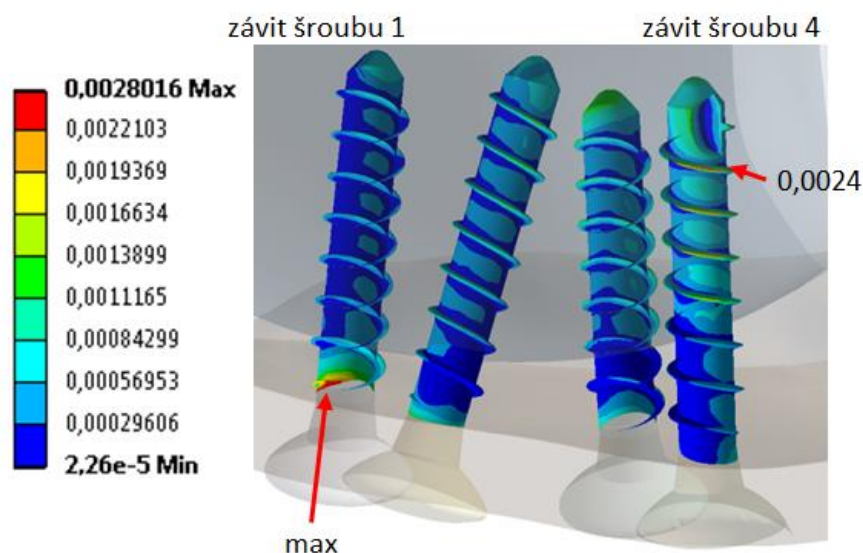


Obr. 17 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v oblasti a) brady, b) levého kondylu

8.7 ANALÝZA PŘETVOŘENÍ V KOSTNÍCH TKÁNÍCH PAC 2

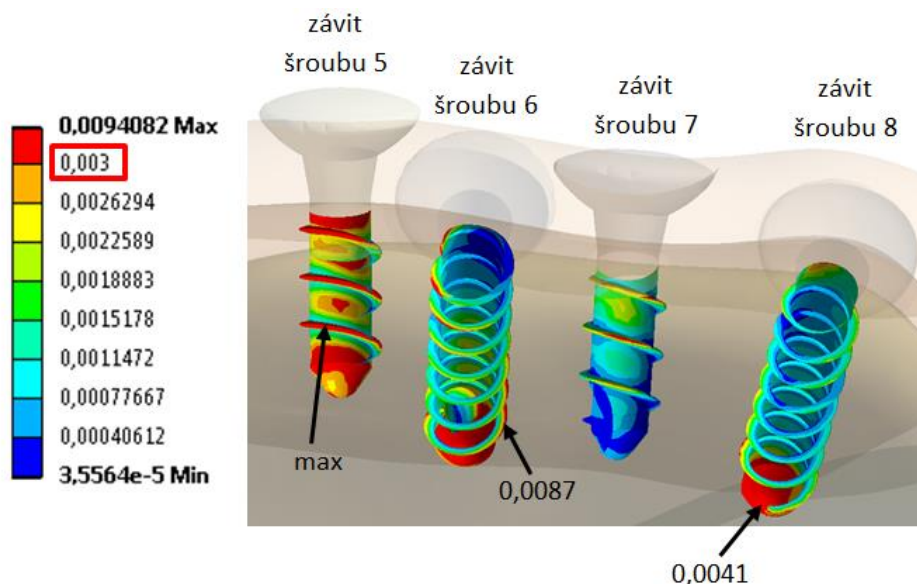
U kostních tkání bylo analyzováno ekvivalentní přetvoření HMH a jeho rozložení v jednotlivých závitech v kostních tkáních. Číslování těchto závitů v kostních tkáních je totožné s číslováním jednotlivých šroubů. Rozložení a hodnoty ekvivalentního přetvoření v kostních tkáních v okolí brady jsou znázorněny na obr. 18. Maximální hodnota ekvivalentního přetvoření $\varepsilon_{\text{HMH}} = 0,0028$ [-] je na hraně, kde se tělo šroubu opírá o kortikální kostní tkáň. Zvýšená hodnota ekvivalentního přetvoření je také

vidět u čtvrtého závitu v kostní tkáni. Místo zvýšené hodnoty ekvivalentního přetvoření je ve spongiózní kostní tkáni a hodnota přetvoření je $\varepsilon_{\text{HMH}} = 0,0024$ [-]. Vzhledem k tomu, že ekvivalentní přetvoření v kostních tkáních v oblasti brady (obr. 10.31) nepřekročuje hodnotu přetvoření 0,003 [-], je možné se domnívat, že kostní tkáně nejsou přetěžovány.



Obr. 18 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v bradě

Na obr. 19 je znázorněno ekvivalentní přetvoření v okolí levého úhlu dolní čelisti. Při analýze ekvivalentního přetvoření byla na straně levého úhlu dolní čelisti v barevné škále nastavena hranice 0,003 [-]. V kostních tkáních v levém úhlu dolní čelisti dochází k překročení stanovené hranice ekvivalentního přetvoření 0,003 [-], a to především v závitech pátého, šestého a osmého šroubu. K přetížení kostních tkání dochází téměř v celé délce závitu u pátého a šestého šroubu. Kostní tkáně v závitu osmého šroubu jsou přetěžovány především na jeho konci a v okolí špičky šroubu. Maximální hodnota ekvivalentního přetvoření je $\varepsilon_{\text{HMH, závit 5}} = 0,0094$ [-] a je v závitu ve spongiózní kostní tkáni u pátého šroubu. Hodnota ekvivalentního přetvoření u šestého závitu je $\varepsilon_{\text{HMH, závit 6}} = 0,0087$ [-] a u osmého závitu $\varepsilon_{\text{HMH, závit 8}} = 0,0041$ [-]. Z obr. 19 je patrné, kde může docházet k přetížení kostních tkání (červená barva) a vzhledem k tomu může vlivem přetížení kostních tkání dojít k porušení spojení mezi šrouby a kostními tkáněmi.



Obr. 19 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v oblasti levého úhlu dolní čelisti

9 ZÁVĚR

Předložená práce je zaměřena na biomechanickou studii obličejového skeletu, konkrétně na provedení deformačně napěťových analýz dvou dolních čelistí, u kterých byly odstraněny kostní tkáně postižené nádorovým onemocněním, zvaným Ameloblastoma. Fragменты dolní čelisti jsou v souladu s rozměry a tvarem dolní čelisti fixovány mandibulární dlahou, která je navržena a vyrobena individuálně pro konkrétního pacienta. Místo kostního defektu je opatřeno chirurgickou sítkou umožňující aplikaci látek podporujících tvorbu nové kostní tkáně včetně kmenových buněk. Jedná se o nový a moderní způsob jak přistupovat k léčbě nádorových onemocnění u dolních čelistí.

Ve světě je takový způsob léčby spojován s termínem Patient Specific. V této práci je postup vytváření patient specific produktů popsán spolu s jednotlivými kroky, které jsou při tvorbě patient specific produktů, v tomto případě fixačních dlah, potřeba učinit. Aby bylo možné dlahu pro konkrétního pacienta navrhnout, je potřeba vytvořit model geometrie dolní čelisti, do které bude dlaha aplikována. Přesnost, s jakou je vytvořen model geometrie dolní čelisti, ovlivní výsledný tvar stykových ploch mezi dolní čelistí a fixační dlahou. Přesnost patient specific modelů mohou významně ovlivnit obrazové artefakty vyskytující se v CT snímcích, které ovlivňují kvalitu zobrazení a ztěžují následnou segmentaci požadované oblasti. Segmentaci, která patří mezi úkony, které nejvíce ovlivní výslednou přesnost patient specific modelů, je potřeba dělat velmi pečlivě. Nelze však počítat s větší přesností než 3 pixely, což u standardního CT snímku lebky odpovídá výsledné odchylce rozměru modelu geometrie dolní čelisti 1 – 1,5 mm.

Úspěch léčby dolních čelistí, u kterých byla odebrána kostní tkáň a provedena fixace pomocí dlah, závisí na vhodné tuhosti a pevnosti celé soustavy, a proto je vhodné znát její deformace a napětí. V důsledku složité geometrie, mechanických

vlastností materiálu, obtížnému určení zatížení a uložení prvků soustavy je potřena k určení deformací a napětí celé soustavy využít výpočtového modelování.

Model geometrie byl pro konkrétního pacienta vytvořen na základě jeho CT snímků. V každém CT snímku je potřeba provést segmentaci a získat tak potřebná data k vytvoření modelu geometrie konkrétního pacienta. Jelikož bylo potřeba provést segmentaci pro velkou databázi CT snímků a na ÚMTMB nebyl k dispozici vhodný komerční program, který by tuto práci zvládl, byl v rámci doktorského studia kolektivem autorů vytvořen program STL Model Creator, který je možné použít k segmentaci CT snímků a k následné tvorbě 3D modelu konkrétního pacienta na základě provedené segmentace. Tyto 3D modely je potřeba dále zpracovat ve specializovaných programech a vytvořit v nich model geometrie. Materiálové charakteristiky, které byly v této práci použity pro tvorbu modelu materiálu, byly získány z literatury.

Dolní čelisti s aplikovanou fixační dlahou řešené v této práci byly řešeny ve spolupráci s lékaři z Tampere University Hospital, především pak s doktorem Janem Wolffem. Návrh tvaru, umístění a upevnění fixačních dlah byl proveden lékaři z Tampere. Výpočtové modelování bylo provedeno na ÚMTMB. Výpočtová část práce byla zaměřena na provedení deformačně napěťových analýz dvou případů dolní čelisti s aplikovanou dlahou. Analyzovány byly celkové deformační posuvy celé soustavy dolní čelisti s dlahou, dále ekvivalentní napětí HMH u fixační dlahy a šroubů a ekvivalentní přetvoření v kostních tkáních v okolí závitů šroubů. Ekvivalentní přetvoření v kostních tkáních bylo hodnoceno podle prof. Frosta, tzv. Frostovy Mechanostat hypotézy.

Výsledky provedených analýz je možné shrnout do následujících bodů:

- Maximální hodnota celkového deformačního posuvu dolní čelisti s dlahou PAC 1 je $U_{SUM, max, PAC 1} = 0,9$ mm v oblasti svalového výběžku. V oblasti brady v místě připojení fixační dlahy je hodnota celkového deformačního posuvu $U_{SUM, brada, PAC 1} = 0,83$ mm. Celkový deformační posuv je u dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1 výrazně vyšší než u fyziologické dolní čelisti.
- Maximální hodnota celkového deformačního posuvu dolní čelisti s dlahou PAC 2 je $U_{SUM, max, PAC 2} = 0,54$ mm na vnější straně fixační dlahy v místech poblíž provedeného chirurgického řezu kostních tkání u levého úhlu dolní čelisti. Celkový deformační posuv v úhlu dolní čelisti a v oblasti brady v místech, kde je připevněna dlahy, má hodnotu $U_{SUM, úhel, PAC 2} = 0,51$ mm a $U_{SUM, brada, PAC 2} = 0,44$ mm. Celkový deformační posuv dolní čelisti s dlahou PAC 2 se blíží celkovému deformačnímu posuvu fyziologické dolní čelisti.

- U fixační dlahy PAC 1 je maximální hodnota ekvivalentního napětí $\sigma_{\text{HMH, PAC 1}} = 136,0$ MPa. Při žvýkání dochází k míjivému cyklickému zatěžování v tahu. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 68,0$ MPa. Amplituda napětí byla porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, \text{mezní}} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy je $k = 5,02$ a tedy fixační dlaha by měla toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 5,02$.
- U fixační dlahy PAC 2 je maximální hodnota ekvivalentního napětí $\sigma_{\text{HMH, PAC 2}} = 157,0$ MPa. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 78,5$ MPa. Amplituda napětí byla porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, \text{mezní}} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy je $k = 4,35$ a tedy fixační dlaha by měla toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 4,35$.
- Hodnoty ekvivalentního napětí ve šroubech byly u obou dolních čelistí výrazně vyšší na levé straně dolní čelisti. V obou případech byla maximální hodnota napětí HMH ve šroubu, který je nejbližší k provedenému chirurgickému řezu kostních tkání na levé straně dolní čelisti. U varianty PAC 1 byla maximální hodnota napětí HMH, $\sigma_{\text{HMH, max, PAC 1}} = 203,6$ MPa ve čtvrtém šroubu. U varianty PAC 2 byla maximální hodnota napětí HMH, $\sigma_{\text{HMH, max, PAC 2}} = 297,2$ MPa v pátém šroubu. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí $\sigma_a = \sigma_m, \text{ PAC 1} = 101,8$ MPa a $\sigma_a = \sigma_m, \text{ PAC 2} = 148,6$ MPa. U obou variant byla amplituda napětí porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, \text{mezní}} = 349,6$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy u šroubů u PAC 1 je $k = 3,43$ a u PAC 2 $k = 2,35$. Z provedené analýzy je patrné, že šrouby by měly toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 3,43$, respektive $k = 2,35$.
- V kostních tkáních bylo analyzováno ekvivalentní přetvoření HMH. Ekvivalentní přetvoření bylo posuzováno vzhledem k referenčním hodnotám ekvivalentního přetvoření, které stanovil prof. Frost, tzv. Frostovu Mechanostat hypotézu, která udává, že při překročení stanovené prahové hodnoty $\varepsilon_{\text{HMH}} = 0,003$ [-] může docházet k přetěžování kostních tkání. K přetížení kostních tkání došlo u obou variant PAC 1 a PAC 2 v kostních

tkáních na levé straně dolní čelisti. U varianty PAC 1 byla maximální hodnota ekvivalentního přetvoření $\varepsilon_{\text{HMH, závit } 6} = 0,0065$ [-] v šestém závitě v kostní tkáni. Maximální hodnota ekvivalentního přetvoření je v jeho horní části v místech kde, se šroub opírá o hranu kortikální kostní tkáně. Ve zbytku závitu k již k přetěžování kostní tkáně nedochází.

- U varianty PAC 2 je maximální hodnota ekvivalentního napětí $\varepsilon_{\text{HMH, závit } 5} = 0,0094$ [-] v pátém závitě v kostní tkáni. K překročení Frostem stanovené hranice dochází po celé délce pátého závitu. K přetížení kostních tkání po celé délce závitu dochází také u šestého závitu, kde je maximální hodnota ekvivalentního přetvoření $\varepsilon_{\text{HMH, závit } 6} = 0,0087$ [-]. Vzhledem k hodnotám a rozložení ekvivalentních přetvoření v závitech v kostních tkáních na levé straně dolní čelisti u varianty PAC 2, je možné očekávat, že při dlouhodobém přetěžování kostních tkání dojde k jejich atrofii.

Z provedeného řešení, následné analýzy a získaných zkušeností je zřejmé, že v případě provedení biomechanické analýzy řešeného problému, ještě před lékařským zákrokem by bylo možné provést, na určité rozlišovací úrovni, predikci deformace, případně deformace a napětí řešené soustavy.

V případě řešeného problému dolní čelisti s odstraněnou kostní tkáně a aplikovanou fixační dlahou je z provedených analýz patrné, že fixační dlahu určená pro pacienta 1 není dostatečně deformačně dimenzována a tuhost dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1 je výrazně menší, než tuhost fyziologické dolní čelisti. U dolní čelisti PAC 2 je fixační dlahu dobře deformačně dimenzována, ovšem z provedené analýzy ekvivalentního přetvoření je patrné, že v okolí závitů šroubů na levé straně dolní čelisti dochází k přetěžování kostních tkání, přičemž při dlouhodobém přetěžování kostních tkání může dojít k jejich atrofii a následně pak k uvolnění šroubů, které připevňují fixační dlahu k dolní čelisti. Z těchto důvodů by bylo vhodné, u obou dolních čelistí s fixační dlahou, zvážit aplikaci dalšího fixátoru, který by byl umístěn do Champyho osteosyntetických linií [7]. Tento fixátor by zvýšil tuhost dolní čelisti s fixační dlahou PAC 1 a odlehčil přetěžovanou kostní tkáň u dolní čelisti s dlahou PAC 2. Tento přídatný fixátor je možné v rámci předoperačního plánování připravit tak, aby vhodně pasoval ke konkrétní dolní čelisti, což by zkrátilo časovou náročnost při zavedení fixátoru do dolní čelisti.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Atligan S., Erol B., Yaman F., Yilam N., Ucan C. M., Mandibular fractures: a comparative analysis between young and adult patients in the southeast region of Turkey, *J Appl Oral Sci.*, 2010, 18(1), p.: 17-22
- [2] Bak M., Jacobson S. A., Buchbinder D., Urken L. M., Contemporary reconstruction of the mandible, *Oral Oncology*, February 2010, 46(2), p.: :71-76
- [3] Bikramjit Basu, Dharendra S. Katti, Ashok Kumar, *Advanced Biomaterials: Fundamentals, Processing, and Applications*, John Wiley & Sons, New Jersey, Jul 2010, ISBN 978-0-470-89130-8
- [4] Bratu E., Steigmann M., Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen, *Implantologie Journal*, 2003, p.:47-49, ISSN: 1435-6139
- [5] Coletti D., Ord A. R., Treatment rationale for pathological fractures of the mandible: a series of 44 fractures, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, March 2008, 37(3), p.:215-222.
- [6] Frost, H. M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal, *Anatomical Record*, 219 (1987) 1-9.
- [7] Häerle F., Champy M., Terry B., *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws*, Thieme; 1 edition (May 15, 1999), ISBN-10: 0865778418
- [8] Hettinger T., *Physiology of strength*, Max Planc Institute, 1961, edited by Thurlwell, forewords by Steinhaus H. A.
- [9] Ivan Laszlo, 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, Skolitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [10] Jee, W. S. S., Principles in bone physiology, Review Article, *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 1 (2000), p.: 11-13.
- [11] Kim H.S., S.T.S. Al-Hassani, A morphological model of vertebral trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, Issue 8, August 2002, p.: 1101-1114
- [12] Koriath T.W.P., Romilly D.P., Hannam A.G., 1992. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *American Journal of Physical Anthropology*, 69-96.
- [13] Marcián P., *BIOMECHANICKÁ STUDIE ZUBNÍCH IMPLANTÁTŮ PRO SNÍŽENOU DENSITU KOSTNÍ TKÁNE*, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012, 145 str. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [14] Marieb N. Elanie, Mallat Jon, *Anatomie lidského těla*, CP Books, a.s. 2005, ISBN 80-251-0066-9
- [15] Morris C. B., The measurement of the strength of muscle relative to the cross section, *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, Volume 19, Issue 4, 1948, pages 295-303
- [16] Nelson J. G., Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics, The University of British Columbia, Nov. 1986, Supervisor: A.G. Hannam.
- [17] Niinomi M., Mechanical properties of biomedical titanium alloys, *Materials Science and Engineering*, Vol. 243, Issue 1-2, March 1998, p.: 231-236.
- [18] Prein J., *Manual of Internal Fixation in the Cranio - Facial Skeleton*, Springer; 1 edition (December 23, 1997), ISBN - 10: 3540618104
- [19] Pruim G. J., De Jongh H. J., Ten Bosch J. J., Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels, *Journal of Biomechanics*, 1980, 13: 755-763
- [20] Ralston H. J., Polissar M.J., Inman V.T., Close J.R., Feinstein B., Dynamic features of human isolated voluntary muscle, *J. Applied Physiology*, 1949, 1:526-533
- [21] Rudman A. R., Rosenthal C. S., Shen Ch., Ruskin D. J., Ifju G. P., Fla G., Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, Vol. 84, Issue 2, 1997, p.:129-136, ISSN: 2212-4403
- [22] Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C., Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible, *Am. J. Phys. Anthropol.*, Vol. 120 (3), March 2003, p.: 252-277.
- [23] Tideman H., Samman N., Cheung K. L., Functional reconstruction of the mandible: a modified titanium mesh system, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, October 1998, 27(5), p.:339-345.
- [24] Vajgel A., Camargo I.B., Willmersdorf R.B., de Melo T.M., Laureano Filho J.R., Vasconcellos R.J., Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures, *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, Vol. 71, 2013, p.: 335-342.
- [25] VICECONTI, M., et al. Large-sliding contact elements accurately predict levels of boneimplant micromotion relevant to osseointegration, *Journal of Biomechanics*, 2000, Vol. 33, Issue 12, p.:1611-1618
- [26] <http://www.synthes.com>

SEZNAM VYBRANÝCH VLASTNÍCH PUBLIKACÍ

Nathaniel Narra, Jiří Valášek, Markus Hannulaa, Petr Marcián, George K. Sándor, Jari Hyttinen, Jan Wolff; Finite element and mechanical analysis of customized reconstruction plate for mandibular continuity defect therapy, *Journal of Biomechanics*, 2013

Eero Huotilainen, Risto Jaanimets, Jiří Valášek, Petr Marcián, Mika Salmi, Jukka Tuomi, Antti Mäkitie, Jan Wolff; Inaccuracies in Additive Manufactured Medical Skull Models Caused by the DICOM to STL Conversion Process, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2013

Valášek J., Jurčenko M., Florian Z.; Comparative study of two different types of human mandible boundary conditions used in finite element calculations. *Applied Mechanics and Materials*, 2013

Valášek J., Ebringerová V., Řehák K., Krpalek D., Florian Z.; Study of straight and oblique mandible fracture behavior in the chin section. *Applied Mechanics and Materials*, 2013, roč. 245, č. 1, s. 74-79. ISSN: 1660- 9336.

Valášek J., Řehák K., Krpalek D., Ebringerová V., Florian Z.; Finite Element Analysis of Mandible Reconstruction Plate in the case of Symphysis fracture, *Advanced Material Research*, 2012, vol. 472-475, p. 1542-1527, ISSN: 1022-6680

Marcián P., Konečný O., Borák L., Valášek J., Řehák K., Krpalek D., Florian Z.; On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. Mendel Journal series. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011.s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0. ISSN: 1803- 3814.

Marcián P., Valášek J., Krpalek D., Borák L., Konečný O., Vašek M., Florian Z.; Computational Model of Cancellous bone. *Micro - CT User Meeting 2011 Abstract Book*. 1. Belgie: SkyScan, 2011. s. 262-263. ISBN: 978-90-81678- 100.

Valášek J., Marcián P., Krpalek D., Borák L., Florian Z., Konečný O.; Material Properties of Bone Tissue Obtained from CT for Biomechanics Purposes. In *MENDEL 2010*. Mendel Journal series. MENDEL. Brno: BUT FME Brno, 2010. s. 483-490. ISBN: 978-80-214-4120- 0. ISSN: 1803- 3814.

PROJEKTY ŘEŠENÉ DOKTORANDEM

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluřešitel
zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2013

Interaktivní studijní podpory předmětu Biomechanika II zaměřené na tvorbu výpočtových modelů - hlavní řešitel
zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2011

Zvyšování úrovně výpočtových modelů v biomechanice – spoluřešitel
zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2011

Tvorba výpočtových modelů v biomechanice – spoluřešitel
zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: Jiří Valášek

Datum narození: 16.05.1984

Národnost: česká

Trvalé bydliště: Babičkova 32, Brno, 61300

Email: valasek.jiri@gmail.com

VZDĚLÁNÍ:

2009 - dosud probíhající doktorské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně
obor: Inženýrská mechanika
téma dizertační práce: Biomechanická studie obličejového skeletu

2003 - 2008 magisterské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně
obor: Aplikovaná mechanika
téma diplomové práce: Deformačně napěťová analýza sanovaného prvního moláru

1999 – 2003 SPŠS a VOŠT Sokolská, Brno, 602 00

PRACOVNÍ ZKUŠENOSTI:

2013 - současnost Ústav aplikované mechaniky Brno, s.r.o. – Výzkumný pracovník ve strojírenství

2011 – 2012 Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně, Technicko-hospodářský pracovník

ODBORNÁ ČINNOST

- Navrhovatel a spolunavrhovatel juniorských projektů specifického výzkumu na FSI VUT v Brně a jednoho projektu FRVŠ
- Vyzvaná přednáška na Technical University of Tampere a na Tampere University Hospital
- Aktivní účast na mezinárodních konferencích:
 - Applied Mechanics and Materials, 2013 – Bukurešť (příspěvek na konferenci umožněn zdarma na základě vítězství v sekci Biomechanika v předchozím roce)
 - Applied Mechanics and Materials, 2012 – Bukurešť
 - SkyScan User Meeting, 2011 - Belgie

ABSTRAKT

Předložená práce je biomechanickou studií obličejového skeletu se zaměřením na fixaci dolní čelisti po odstranění nádorového onemocnění dolní čelisti. Cílem práce je provedení biomechanické studie obličejového skeletu s následnou detailní deformačně napěťovou analýzou dvou čelistních dlah navržených a vyrobených pro konkrétní pacienty. Geometrie dolní čelisti pro konstrukční návrh dlah a pro vytvoření modelu geometrie výpočtového modelu byla získaná na základě dat získaných z CT vyšetření dvou pacientů. Součástí dizertační práce je dílčí klinicko teoretická studie, která se zabývá srovnáním zpracování informací z CT na data potřebná k tvorbě modelu geometrie. V rámci této práce byly vytvořeny výpočtové modely a provedena řešení deformace a napjatosti dolní čelisti s deficitem kostní tkáně fixované dlahou. Modely dolní čelisti včetně dlah byly vytvořeny pro konkrétní pacienty s nádorovým onemocněním dolní čelisti. V závěrečných kapitolách dizertační práce jsou prezentována řešení deformace a napjatosti řešených čelistí s dlahou a analýza výsledků. Poznatky získané na základě provedené studie byly publikovány a aplikovány v klinické praxi.

ABSTRACT

Presented work deals with Biomechanical study of the facial skeleton. This work is focused on the fixation of the mandible after removal of a tumor from affected bone tissue. The aim of the work is to perform biomechanical study of the facial skeleton with subsequent detailed stress strain analysis of two mandible implants designed and manufactured for specific patients. The geometry model of mandible used for design of mandible implants and used for computational modelling has been obtained on the basis of CT data of two patients. A Theoretical-Clinical sub-study that deals with the comparison the CT data processing which is necessary for creating the model of geometry is a part of the thesis. Two models of mandible with applied mandible implant have been created for two specific patients with tumorous mandible bone tissue. Stress strain analysis has been performed for these two models. Results of the stress strain analysis of two models of mandibles with mandible implants are presented in the final chapters of the thesis. Findings of the biomechanical study have been published and applied in clinical practice.