



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

BIOMECHANICKÁ STUDIE OBLIČEJOVÉHO SKELETU

BIOMECHANICAL STUDIES OF FACIAL BONE

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. Jiří Valášek

ŠKOLITEL

SUPERVISOR

doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

BRNO 2016

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 napětovou 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.

Klíčová slova

Patient Specific modelování, výpočtové modelování, deformačně napětová 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

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.

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

Bibliografická citace:

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..

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že dizertační práci jsem vypracoval sám pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Jiří Valášek, Brno, srpen 2016

Poděkování

Tímto bych velice rád poděkoval svému školiteli doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., především za jeho ochotu naslouchat a trpělivost při řešení problémů souvisejících nejen s psaním této dizertační práce. Můj dík patří též mým kolegům ze školních i pracovních řad za rady a jejich čas, který mi věnovali během diskusí souvisejících s dílčími problémy této práce. Na tomto místě bych také rád poděkoval našim zahraničním kolegům za zajímavé podněty a návrhy, které iniciovaly zaměření práce a publikaci získaných výsledků. Především bych rád poděkoval doktoru Janu Wolffovi, DDS, který mi poskytl cenná vstupní data pro tuto práci.

Velmi rád bych touto cestou poděkoval svým rodičům a přítelkyni Haně, bez jejichž trpělivosti a podpory by se vytvoření a sepsání této práce neobešlo.

Obsah

Obsah.....	7
1. Úvod	9
2. Popis problémové situace	10
3. Formulace problému a cílů řešení.....	11
4. Rešeršní studie literatury týkající se řešeného problému	12
5. Základní anatomie řešeného problému	18
5.1 Anatomie dolní čelisti - mandibuly.....	18
5.2 Kostní tkáň.....	19
5.3 Pohyby dolní čelisti.....	22
5.4 Struktura a anatomie svalů	24
5.4.1 Struktura svalu.....	24
5.4.2 Anatomie vybraných svalů dolní čelisti	25
6. Patient Specific Product	27
6.1 Zobrazovací metody	28
6.1.1 Zobrazovací metody - artefakty.....	30
6.2 Segmentace objektů v CT snímcích	32
6.3 Tvorba STL modelu	36
6.4 Návrh fixační dlahy	37
6.4.1 Materialise 3-matic.....	37
6.4.2 Geomagic Freeform.....	38
6.4.3 Planmeca ProModel	38
6.5 3D tisk.....	39
6.6 Možnosti a omezení Patient Specific modelů	41
7. Fixační dlahy dolní čelisti.....	42
8. Metoda řešení	44
9. Výpočtový model.....	45
9.1 Model geometrie.....	45
9.1.1 Segmentace a tvorba STL modelu dolní čelisti	45
9.1.2 Model geometrie fyziologické dolní čelisti.....	47
9.1.3 Model geometrie dolní čelisti s dlahou	49
9.2 Model materiálu	51
9.2.1 Model materiálu kostních tkání	51
9.2.2 Model materiálu fixačních dlah a šroubů.....	53
9.2.3 Model materiálu svalů.....	54

9.2.4	Model materiálu TM chrupavek a TM disků	54
9.2.5	Hodnoty materiálových charakteristik	54
9.3	Model uložení a model zatížení u fyziologické dolní čelisti.....	55
9.4	Model uložení a model zatížení u dolní čelisti s fixační dlahou	59
9.5	Konečnoprvkový model.....	60
9.6	Nastavení řešiče a vybavení počítače.....	63
10.	Prezentace a analýza výsledků	64
10.1	Prezentace a analýza výsledků řešených variant FYZ 1 a FYZ 2.....	64
10.1.1	Vyhodnocení varianty FYZ 1	64
10.1.2	Vyhodnocení varianty FYZ 2	66
10.1.3	Porovnání výsledků variant FYZ 1 a FYZ 2	72
10.2	Prezentace a analýza výsledků PAC 1	76
10.2.1	Deformační posuvy dolní čelisti PAC 1	77
10.2.2	Analýza napětí fixační dlahy PAC 1.....	78
10.2.3	Napětí ve šroubech a přetvoření v kostních tkáních PAC 1	81
10.3	Prezentace a analýza výsledků PAC 2.....	83
10.3.1	Deformační posuvy PAC 2	83
10.3.2	Analýza napětí fixační dlahy PAC 2.....	84
10.3.3	Napětí ve šroubech a přetvoření v kostních tkáních PAC 2	87
10.4	Srovnání fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s fixační dlahou.....	89
11.	Závěr.....	92
12.	Literatura	95
12.1	Odborné články	95
12.2	Knihy.....	98
12.3	Dizertační a diplomové závěrečné práce	99
12.4	Internetové odkazy a ostatní.....	99
13.	Tvůrčí činnost	100
13.1	Publikace	100
13.2	Tvůrčí aktivity	101
13.3	Projekty	102

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 pěstní řešení 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 obličeji 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 [104]. 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 [3]. 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 [65] umístěných na osteosyntetických liniích [98]. 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 [107].

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 [5], [15], [79].

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 sítinou 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.

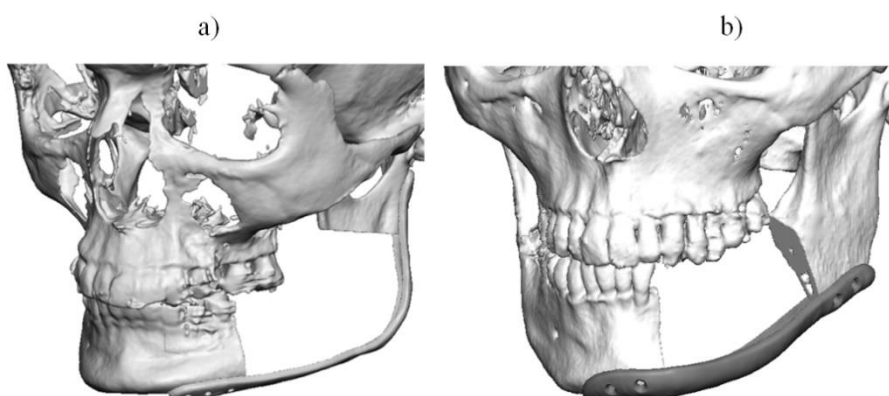
Biochemici zkoumají, vyrábějí, případně zajišťují látky podporující tvorbu kostní tkáně. Úspěch léčby závisí na vhodné tuhosti a pevnosti celé soustavy. Biomechanickou analýzu soustavy je vhodné provádět nejen v přípravné fázi, ale také v průběhu hojení. V důsledku složité geometrie, mechanických vlastností materiálu, obtížnému určení zatížení a uložení prvků soustavy vzniká celá řada dílčích problémů s řešením deformace a napjatosti soustavy a s následnou biomechanickou analýzou. K úspěšnému řešení těchto problémů přispívají znalosti z biomechaniky obličejového skeletu získané na základě provedené biomechanické studie obličejového skeletu.

3. Formulace problému a cílů řešení

Na základě popisu problémové situace je problém formulován následovně:

Provedení biomechanické studie obličejového skeletu a deformačně napěťové 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 napěťovou 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 navrženy a vyrobeny pro konkrétního pacienta. Geometrie dolní čelisti, uvedených dvou pacientů, po odstranění poškozené kostní tkáně a zafixování mandibulární dlahou jsou na obrázku 3.1.



Obr. 3.1 Řešené případy fixačních dlah dolní čelisti a) pacient 1 =PAC 1, b) pacient 2 = PAC 2

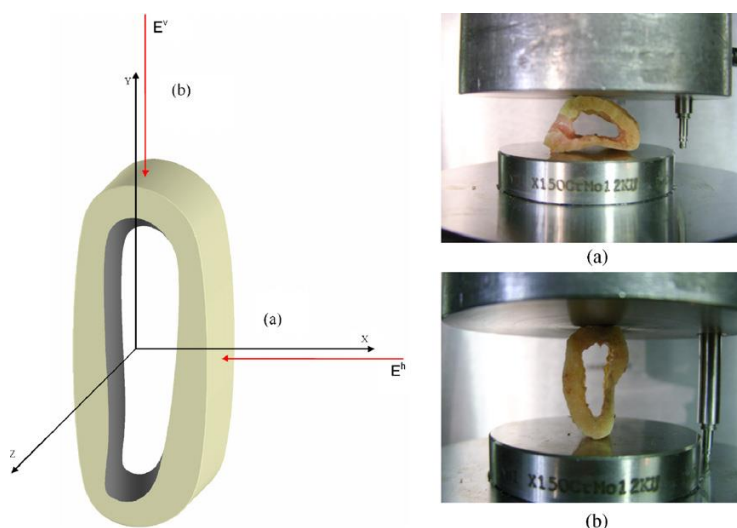
4. Rešeršní studie literatury týkající se řešeného problému

Obličej člověka je jedna z prvních částí lidského těla, která je aktivně využívána při komunikaci a k navázání kontaktu. V hlavě jsou umístěna centra většiny smyslů a v obličeji je pak umístěn velký počet receptorů, které tyto smysly využívají. Vrozené vady, úrazy nebo nemoci poškozující obličejovou část člověka mají velmi negativní vliv na život člověka, proto na rekonstrukci obličejové části člověka je celosvětově zaměřena pozornost. Rekonstrukce obličeje se neobejde bez dokonalých nástrojů, náhrad a fixačních aparátů. Jejich výzkumem, vývojem a výrobou se zabývá řada pracovišť a vývojových center. Úspěchy v této oblasti se týkají nejen pracovníků lékařských institucí, ale pracovníků ve všech podílejících se oborech, včetně státních institucí a samotných pacientů. Těchto úspěchů nelze dosáhnout bez fungujícího vědecko-technického výzkumu a vývoje v uvedených oblastech.

Při řešení problémů souvisejících s fixací zlomenin případně s náhradou poškozených kostních tkání, ať už úrazem nebo onemocněním, je nutné znát základní principy rekonstrukce a fixace fraktur v řešené oblasti. Významné publikace, které se komplexně věnují problematice přípravy operace a následné fixaci zlomenin jsou od autorů Prein a kol. (1997) [107] a Härle a Champy. (1999) [98]. Härle a Champy zaměřili svou publikaci na popis fixace zlomenin, které se mohou vyskytnout v kostech obličeje, především pak zlomenin v dolní čelisti. Autoři se také věnují základním mechanismům obnovy kostní tkáně, hojení zlomeniny, biomechanice obličeje. Autoři ve své publikaci prezentují základní linie tahového napětí na obličeji a výstužné pilíře a trajektorie v dolní a horní čelisti. Champy je autorem tzv. Champyho osteosyntetických linií, což jsou místa, kam je vhodné umístit při fixaci zlomenin fixátory. Tato publikace je ve své podstatě „manuál“, jak provádět fixaci zlomenin obličejových kostí.

Ve své práci Cox a kol. (2003) [16] řeší porovnání aplikovaných fixátorů vyrobených z komerčně čistého titanu (CP titan) a ze vstřebatelného materiálu (polylactide - PLA). Materiálové charakteristiky použité v této práci pro CP titan byly $E = 110 \text{ GPa}$ a $\mu = 0,34$ a pro vstřebatelné PLA fixátor $E = 3.15 \text{ GPa}$ a $\mu = 0,46$. Model materiálu předepsaný v této práci pro titanový a vstřebatelný fixátor byl modelován jako homogenní izotropní lineárně pružný. Výsledky této práce ukazují, že napětí na titanovém fixátoru jsou menší oproti vstřebatelnému fixátoru a že vzájemný posuv obou konců fraktury je také menší. Autoři v závěru své práce konstatují, že i při alokaci vstřebatelného implantátu je vzájemný posuv kostních tkání ve fraktuře pod hranicí $150 \text{ }\mu\text{m}$, což je hranice vzájemného posuvu kostních tkání, kdy dochází k hojení kostních tkání. Při modelování vstřebatelného fixátoru byly použity jeho materiálové charakteristiky ve výchozím stavu. Pro následující práci si autoři kladou za cíl ve svých výpočtech zohlednit degradaci vstřebatelného materiálu. Ve své práci Götzburg a kol. (2009) [24] řeší fixaci kostního štěpu v dolní čelisti, který byl využit jako implantát při léčbě dolní čelisti po odstranění kostních tkání zasažených nádorovým onemocněním. V práci jsou řešeny dvě kostní náhrady, a to v oblasti brady a v oblasti těla s částí úhlu dolní čelisti. Porovnávají jsou různé způsoby provedení fixace. Jedná se o umístění fixátorů na bukalní stranu (směrem k tváři) a na spodní hranu dolní čelisti. V práci je provedeno posouzení, jak jsou deformačně napěťové stavy dolní čelisti ovlivněny aplikací jednoho nebo dvou fixátorů. Výsledkem výpočtového modelování je, že je vhodnější využít více fixátorů pro fixaci kostního štěpu a také, že je vhodnější spodní fixátor aplikovat na spodní hranu dolní čelisti. Tato práce je také doplněna o snímky z radiologického vyšetření, kde je prezentováno spojení aplikovaných šroubů a kostních tkání a také srůst původní kostní tkáně s tkání kostního štěpu dvanáct týdnů po zákroku. Práce od autorů Odin a kol. (2010) [53] je zaměřena na zjištění Youngova modulu pružnosti kortikální kostní tkáně dolní čelisti. Modul pružnosti v tahu byl

zjišťován u šesti vzorků pocházejících z oblasti těla dolní čelisti a další dva vzorky byly z oblasti ramen dolní čelisti. Autoři použili ke stanovení modulu pružnosti v tahu experimentální a výpočtové modelování. Připravené vzorky namáhali tlakem v ose X a ose Y, viz obr 4.1. Výsledkem experimentu byla závislost velikosti deformačního posuvu v ose X a Y na zatížení.



Obr. 4.1 Směry zatížení vzorku [53]

Každý vzorek kortikální kostní tkáně byl nasnímán pomocí CT zařízení a na základě CT snímků byly vytvořeny výpočtové modely jednotlivých vzorků kortikální kostní tkáně. Model materiálu modelované kortikální kostní tkáně byl homogenní, izotropní, lineárně pružný. Výchozí hodnota Youngova modulu kortikální kostní tkáně byla $E = 5000 \text{ MPa}$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,3$. Výstupem výpočtového modelování byla křivka zaznamenávající zatížení vzhledem k deformačnímu posuvu vzorku. Následně autoři práce měnili hodnotu Youngova modulu pružnosti ve výpočtu, dokud odchylka mezi měřenou a vypočtenou křivkou nebyla menší než 0,5%. Tímto způsobem autoři zjistili příslušný Youngův modul pružnosti pro kortikální kost dolní čelisti. U vzorků kortikální kostní tkáně odebraných z ramen dolní čelisti byl tímto způsobem stanoven modul pružnosti $E = 15\,000 \text{ MPa}$ a $E = 10\,000 \text{ MPa}$. Tyto hodnoty odpovídají hodnotám běžně prezentovaným v literatuře. Pro vzorky kortikální kostní tkáně odebraných z těla dolní čelisti byla autory stanovena střední hodnota $E = 2980 \pm 794 \text{ MPa}$. Tato hodnota modulu pružnosti v tahu kortikální kostní tkáně je podstatně menší než hodnoty běžně prezentované v literatuře (přibližně $13\,500 \text{ MPa}$). Autoři si tento rozdíl hodnot modelu pružnosti v tahu v oblasti těla dolní čelisti vysvětlují především velikostí a tvarem použitého vzorku a zvoleným způsobem mechanického testování. Vliv okolní teploty při testování a způsob skladování vzorků před samotným testováním vyhodnotili jako nevýznamný.

Nedílnou částí výpočtového modelu je model uložení a model zatížení. V případě dolní čelisti se jedná o žvýkání, respektive o skus a o vymezení dolní čelisti v prostoru. V literatuře jsou nejčastěji zastoupeny dvě kombinace modelu zatížení a modelu uložení. Jedna používaná varianta modelu uložení a zatížení je předepsání žvýkací síly na patřičný zub nebo segment zubů, kde je modelován skus. Model uložení dolní čelisti je řešen předepsáním nulových posunutí a natočení v místech dolní čelisti, které reprezentují uchycení svalů aktivních při žvýkání. Jedná se především o svaly žvýkací, vnitřní sval křídlový a svaly spánkové. Dále jsou předepsány nulové posuvy a natočení v oblasti

temporomandibulárních kloubů. Tuto kombinaci modelu zatížení a modelu uložení je možné nalézt v pracích autorů Tie a kol. (2006) [80], Kimura a kol. (2006) [37], Liao a kol. (2008) [42]. Někteří autoři Kober a kol. (2004) [39], Boccaccio a kol. (2006) [8], Bonnet a kol. (2009) [9] Schuller-Götzburga kol. (2009) [68], Borák (2010) [112] ve svých pracích svaly přímo modelují. Nejčastěji jsou svaly modelovány přímo jako konečnoprvkové elementy propojující dolní čelist s lebku. V případě, že lebka není v řešené úloze uvažována, jsou do koncových uzlových bodů elementů reprezentující svaly, předepsány nulové posuvy a natočení. Velikost žvýkací síly, která je uvažována jako model zatížení, se může lišit vzhledem k několika faktorům. Hlavním faktorem je místo, kde dochází ke žvýkání. Potom také věk, pohlaví a zdravotní kondice jedince. V odborné literatuře je velikost žvýkací síly udávána v poměrně velkém rozpětí, přibližně od 100 N pro žvýkací sílu na špičáku až po 800 N na molárových zubech. Článek autorů Varga a kol. (2011) [84] je přímo zaměřen na měření maximální skusové síly. Do výzkumu byli zapojeni dobrovolníci ve věku 15 až 18 let s normální schopností žvýkat. Velikost žvýkací síly byla posuzována vzhledem k pohlaví dobrovolníků a jejich kondici (reprezentována pomocí BMI – Body Mass Index). Celkově se měření zúčastnilo 60 dobrovolníků. Skusová síla byla měřena na levé i pravé straně dolní čelisti v oblasti prvních molárů. Přístroj použitý k měření žvýkací síly (GM10; Nagano Keiki, Tokyo, Japan) je zobrazen na obr. 4.2. Z této práce vyplývá, že nebyly pozorovány významné rozdíly mezi velikostí žvýkací síly na pravé a levé straně dolní čelisti. Žvýkací síla byla naměřena $522,3 \pm 181,7$ N u mužů a $465,1 \pm 234,6$ N u žen ve věku 15 let. U starších mužů byly naměřeny hodnoty $777,7 \pm 78,7$ N a u žen pak $481,6 \pm 190,4$ N. Největší vliv na velikost žvýkací síly má pohlaví a věk. Z článku vyplývá, že BMI významný není.



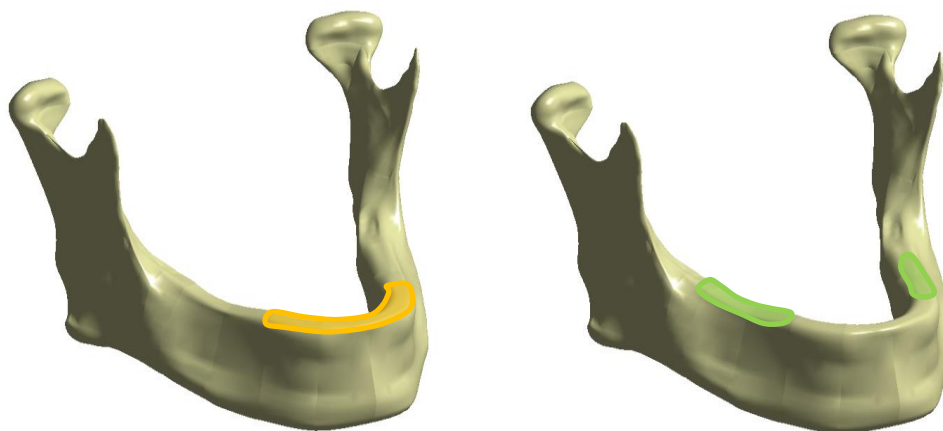
Obr. 4.2 Přístroj pro měření skusové síly [84]

Měřením žvýkací síly se ve své práci zabýval také Curtis a kol. (1999) [17]. Ten však pro své měření vybral 6 dobrovolníků s provedenou rekonstrukcí kondylu dolní čelisti. V rámci srovnání výsledků bylo totéž měření podniknuto i s dalšími šesti dobrovolníky se zdravou dolní čelistí. Na základě provedených měření vyplynulo, že maximální žvýkací síla je na zubech v molárovém úseku u všech měřených dobrovolníků. Věkové rozmezí bylo 28 – 71 let. Maximální žvýkací síla u dobrovolníků s provedenou rekonstrukcí dolní čelisti byla 363 N a 438 N u dobrovolníků se zdravou dolní čelistí. Stanovením velikosti žvýkací síly se také zabýval tým autorů Hattori a kol. (2009) [27], který se zaměřil na získání rozložení jednotlivých kontaktů mezi zuby, u kterých dochází ke skusu. Jednotlivé body kontaktu a velikost tlaku, který při skusu vznikne, byly pořízeny díky filmu pokrytého vrstvou citlivou na tlak (Dental Prescale 50 H, type R; Fuji Photo Film Co., Japan). Při zpracování údajů zaznamenaných na filmu vyplynulo, že z celkových 784 kontaktů bylo 541 naměřeno v oblasti molárů (69%) a že medián tzv. „jednotkové“ žvýkací síly je 26,2 N. Výzkumu se zúčastnilo celkem 30 lidí ve věku 18 – 23 let, u kterých byly naměřeny velikosti žvýkací síly v rozmezí od 246 N do 2091 N s mediánem 776 N v molárovém úseku.

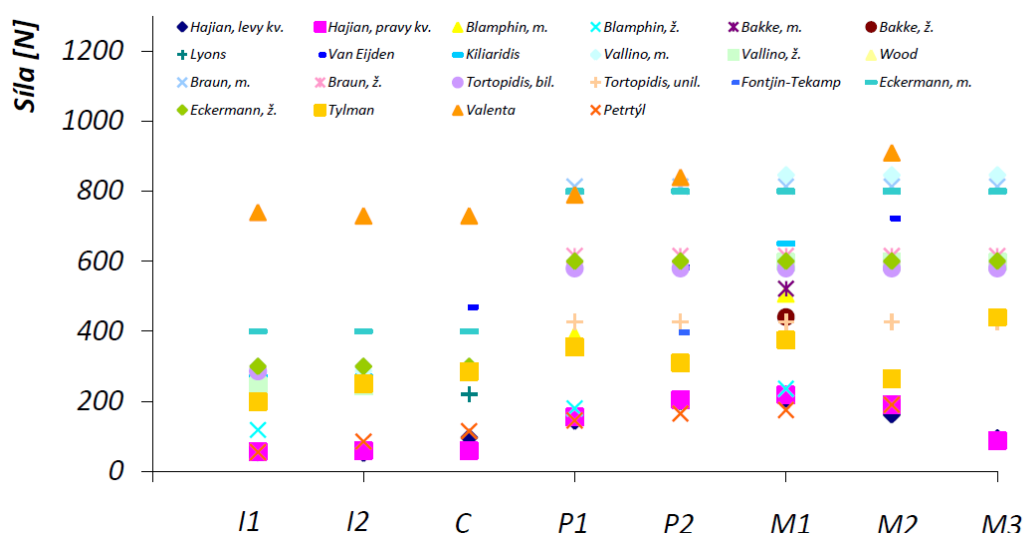
Při skusu, respektive žvýkání, je potřeba popsat, v jakých místech v zubním oblouku ke žvýkání dochází. Normální žvýkání probíhá ve fyziologickém případě dvěma základními způsoby – na předních zubech – anteriorně – (v tomto případě se jedná spíše o ukusování než o žvýkání) a na zadních zubech – posteriorně, kde dochází k drcení a rozměšování potravy, tedy ke žvýkání. U posteriorního žvýkání

je možné rozlišit žvýkání unilaterální, tedy pouze na jedné straně, nebo bilaterální - žvýkání na obou stranách současně. Přehled rozložení žvýkacích sil je zobrazen na obrázku 4.3.

Silové působení na jednotlivé zuby od různých autorů je uvedeno v následujícím grafu (Obr. 4.4) – graf je převzat z práce Borák [112] s laskavým svolením autora.



Obr. 4.3 Rozložení skusu v dolní čelisti



Obr. 4.4 Přehled skusových sil působících na jednotlivé zuby [112]

m- muži, ž - ženy

I1, I2 – řezáky, C – špičák, P1, P2 – zuby třenové (premoláry), M1, M2, M3 – stoličky (moláry)

Další v odborné literatuře používaná varianta modelu zatížení a modelu uložení je reprezentována předepsáním jednotlivých sil, které při žvýkání vyvinou svaly dolní čelisti a zamezení vertikálního posuvu v patřičné oblasti zubů, kde je žvýkání modelováno. Zamezení všech posuvů a natočení je předepsáno v oblasti temporomandibulárních kloubů. Velikosti sil ve svalech se liší podle toho, jestli je modelováno jednostranné nebo oboustranné žvýkání a také podle místa, kde dochází ke skusu (špičáky, řezáky a stoličky). Významným dílem je v tomto směru práce autora G. J. Nelsona a A. G. Hannama (1986) [116]. Nelson na základě dostupné literatury vybral svaly dolní čelisti, které se významně podílejí na žvýkání. Každému vybranému svalu přiřadil žvýkací sílu, která může být tímto svaem dosažena a tuto hodnotu pak pomocí váhových koeficientů přerozdělil na sílu svalu pracující a balanční strany. Další významné práce týkající se sil ve svalech dolní čelisti jsou od autora T. W. P.

Koriotha, především práce: „Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of the Dentate Human Mandible“ [40], kde autor uvádí směrové kosiny sil ve svalech tak, aby tyto síly bylo možné definovat ve směrech X, Y a Z podle daného souřadného systému. Na práci Koriiotha navázali ve svých dílech autoři N. L. van Essen (2005) [20], Ichim (2007) [33], P. B. Bujtár (2010) [11], Reina-Romo (2010) [62], F. Gröning (2011) [26] a A. Vajgel (2013) [82].

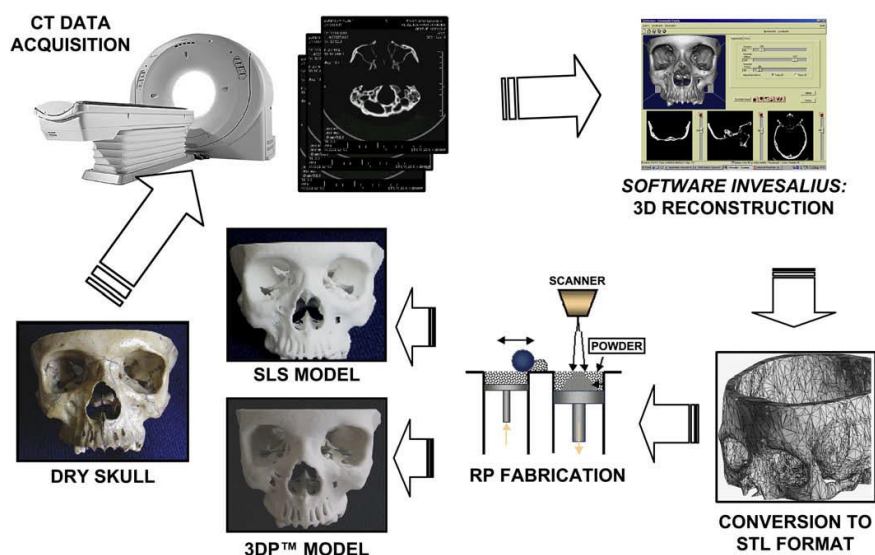
Témata, která se zabývají problematikou vytváření konkrétních modelů geometrie či materiálu pro konkrétního pacienta, jsou v dnešní době velmi aktuální a v rámci výpočtového modelování medicínských problémů mají velký význam. Rozvoj Patient specific modelování je spjat s rozvojem moderních zobrazovacích a navigačních zařízení. Ve své práci autoři Schramm a kol. (2007) [109] popisují předoperační plánování zákroku s využitím vytvořených modelů konkrétních pacientů. Publikace také obsahuje mnoho příkladů zákroků provedených v rámci kranio-maxilo-faciální chirurgie. První oblast, kde se přístup Patient specific modelování začal ve velkém využívat, byla oblast biomechaniky měkkých tkání. Jedná se především o vytváření konkrétních modelů aneurysma Wolters a kol. (2005) [92], srdce Taylor a kol. (2009) [77], mozku Wittek a kol. (2007) [89] a dýchacího ústrojí Backer a kol. (2008) [18]. Další využití Patient specific modelování je při predikci, jak bude obličej pacienta vypadat po provedeném chirurgickém zákroku. Toto téma řeší autoři Chabanas a kol. (2003) [29]. Tematicky podobná práce od autorů Ayoub a kol. (2007) [4] je zaměřena na porovnání Patient specific modelu měkkých tkání v obličeji vytvořeného na základě CT snímání a modelu vytvořeného na základě stereofotogrammetrie. Při srovnání obou modelů, se model vytvořený pomocí stereofotogrammetrie v okolí obočí, víček a tváří lišil od modelu získaného pomocí CT o $\pm 1,5$ mm. Autoři Orentlicher a kol. (2010) [56] se zaměřili na využití Patient specific modelování při plánování zákroků v horní a dolní čelisti. Jedná se především o zavádění dentálních implantátů tak, aby nedošlo ke kolizi implantátu a alveolárního nervu. Práce [13] od autorů Cevitanes a kol. (2010) je zaměřena na propojení Patient specific modelování, plánování a simulaci operace v kranio-maxilo-faciální chirurgii a následné navigace při samotné operaci.

Další možnosti využití Patient specific modelování jsou významně propojeny s technologiemi 3D tisku. Vytvořené Patient specific modely, např. kostních tkání, je možné vytisknout na 3D tiskárnách a na těchto vytištěných modelech připravit fixátory, které budou při následné operaci využity k fixování poškozených kostních tkání. Tento postup popisují autoři Lethaus a kol. (2012) [41]. Autoři ve své práci shrnují poznatky z dvaceti provedených operací dolní čelisti. Jednotlivé zákroky se liší jen místem postižení dolní čelisti. U všech případů se jednalo o nádorové onemocnění, kdy bylo potřeba odstranit postižené kostní tkáně a vzniklé místo vyplnit pomocí kostního štěpu. Kostní štěp byl poté upevněn pomocí fixátorů. Výhody Patient specific modelování autoři využili tak, že si jednotlivé fixátory připravili přesně podle konkrétní potřeby každého pacienta. Autoři konstatují, že všechny připravené fixátory již nebylo v průběhu operace potřeba modifikovat a že se celková doba operace zkrátila v průměru o 30 minut. Komplexní přehled o využití Patient specific modelování k řešení konkrétních zákroků podle potřeb pacienta je proveden v práci Gefen (2012) [97]. Jedná se o sborník příspěvků zaměřených na téma Patient Specific Modeling (PSM). Články zařazené do tohoto sborníku jsou zaměřeny jak na téma PSM měkkých tkání (mozek, srdce, tepna), tak na modelování objektů z oblasti biomechaniky tvrdých tkání (femur, páteř, hrudník).

Spojením Patient specific modelování s technologiemi 3D tisku dostalo lidstvo do rukou silný nástroj pro navrhování nových fixátorů, implantátů a dlah a také pro plánování komplikovaných operací. Je ovšem velmi důležité brát v úvahu odchylky, které se mohou vyskytnout v procesu vytváření fixátorů a dlah určených pro léčbu konkrétních pacientů. Ve svých pracích se autoři Silva a kol. (2008) [70] a Ibrahim a kol. (2009) [32] zaměřili na změření odchylek mezi skutečnou a uměle

vytvořenou částí lebky a dolní čelisti. Srovnání přesnosti bylo provedeno pro různé technologie 3D tisku. Postup srovnání přesnosti jednotlivých technologií 3D tisku je obdobný u obou prací. Nejdříve je skutečná část lebky a dolní čelist naskenována na CT zařízení. Získaná digitální data jsou zpracována a je možné je využít jako vstup pro 3D tisk. Postup přípravy vzorků pro měření je vyobrazen

na obrázku 4.5. Následně jsou porovnány odchylky mezi skutečnou a vytvořenou částí lebky a skutečnou a vytvořenou dolní čelistí. Z obou prací vychází technologie 3D tisku Selective laser sintering jako přesnější.



Obr. 4.5 Postup přípravy vzorků pro měření odchylek mezi skutečnou a uměle vytvořenou částí lebky [70]

Obdobnou práci provedl také Taft a kol. (2011) [72], který testoval přednost metody 3D tisku SLA – stereolithography. Jde o metodu 3D tisku, kdy dochází k vytvrzování kapalného polymeru pomocí ultrafialového laseru. Taft jako skutečný objekt využil bezzubou lebku a poté provedl měření odchylek mezi skutečnou a vytvořenou lebkou. Respektive, uměle vytvořených lebek bylo 7, aby bylo možné výsledky statisticky zpracovat. Lebka byla naskenována na běžném lékařském MDCT (multi detektor CT) skeneru za použití běžných akvizičních protokolů. Rozestup mezi CT snímky byl nastaven na 0,625 mm. Z provedených měření autoři zjistili, že dochází k větším odchylkám v rozměrech mezi skutečnou a vytvořenými lebkami ve směru osy Z, svislý směr (od čelisti k temeni lebky). Autoři poukazují na to, že tyto odchylky mohou být způsobeny větším rozestupem mezi jednotlivými CT snímky, což je standardně nastaveno, aby pacient neobdržel příliš velkou dávku škodlivého záření. I když je standardní nastavení při skenování plně dostačující pro diagnostiku, tak pokud mají CT snímky sloužit jako vstupní data pro vytváření 3D modelů, je potřeba rozestup mezi CT snímky zmenšit. Obdobnou práci provedli autoři Primo a kol. (2012) [58]. Pro získání vstupních dat využili dva různé druhy počítačové tomografie (CT). Jednalo se MSCT – multi slice CT a CBCT – Cone beam CT. Obě dvě získané databáze CT snímků byly zpracovány ve stejném programu a vytištěny na stejné 3D tiskárně. Po srovnání obou dvou vytvořených lebek autoři dospěli k výsledku, že při využití obou dvou počítačových tomografií MSCT i CBCT měly vytvořené lebky přijatelné rozměrové chyby a tedy, že MSCT i CBCT mohou být použity při skenování pacienta s úmyslem využít tato data k výrobě prototypů v zubním lékařství.

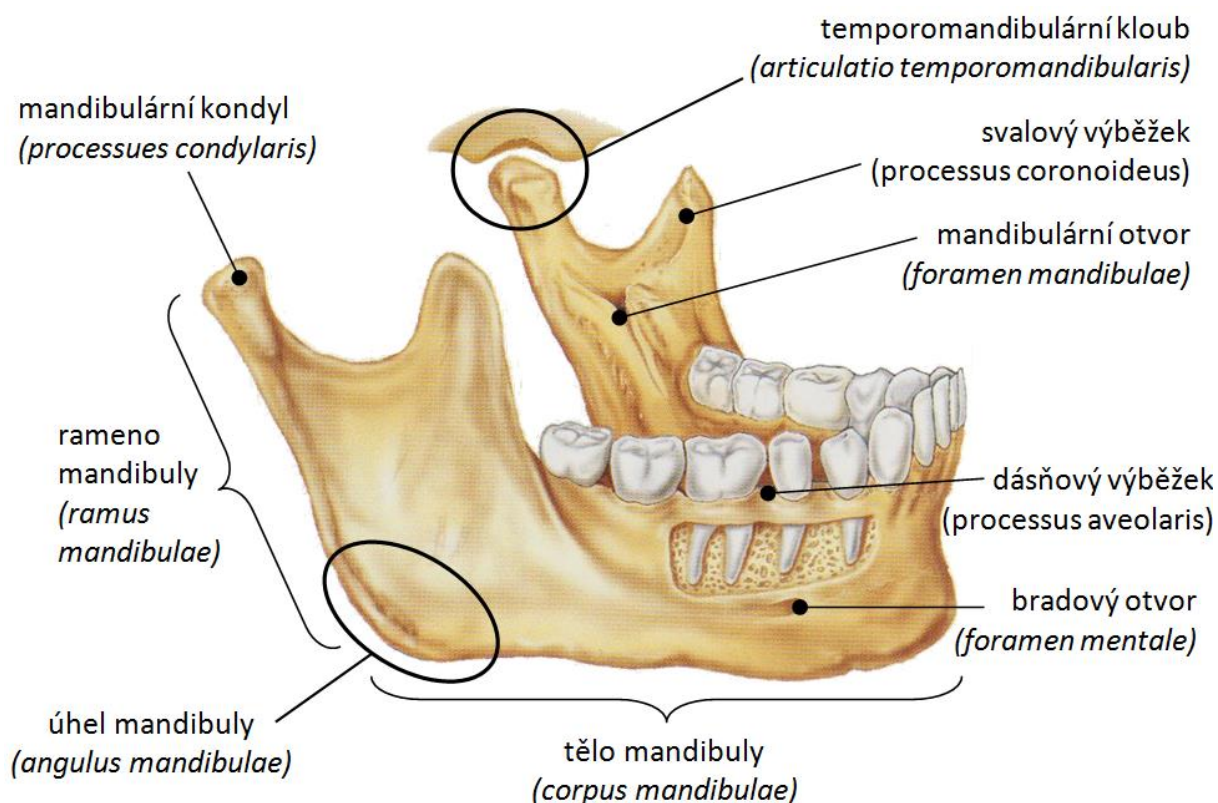
5. Základní anatomie řešeného problému

Při řešení problémů zasahujících do více vědecko-technických oborů je nutné mít základní znalosti ze všech oblastí souvisejících s řešeným problémem. V případě problémů souvisejících s biomechanikou člověka jsou nezbytné základní znalosti z oblasti anatomie člověka vzhledem k řešenému problému. Předložená práce se zabývá obličejovým skeletem a orgány souvisejícími s rozměňováním potravy. Následující kapitoly popisují základní anatomické pojmy uvedené oblasti lidského těla.

Nezbytnou částí člověka, jako jedné z nejsložitějších soustav, je kostra. Kostra je složena z kostí, chrupavek, vazů a vytváří pasivně pohyblivý celek. Na kostru se prostřednictvím vazů upínají inervované svaly. Kostra a soustava inervovaných svalů vytváří aktivně pohyblivý celek. Kostra a kosti nemají pouze funkci opory pro umožnění pohybu lidského těla. Mají řadu dalších funkcí a mezi nejvýznamnější patří ochrana vnitřních orgánů a měkkých tkání před mechanickým poškozením. Především tato funkce je významná u kostí obličejového skeletu. Tyto kosti tvoří mimo jiné ochranou schránku pro mozek a hlavní smyslové orgány. Vedle této funkce se kosti obličejové části podílejí na mimice obličeje, tvorbě řeči a rozměňování a přijímání potravy. Při rozměňování potravy a tvorbě řeči se výrazně zapojuje dolní čelist (mandibula).

5.1 Anatomie dolní čelisti - mandibuly

Dolní čelist, neboli mandibula (Obr. 5.1), je největší a nejsilnější kostí obličejového skeletu. Mandibula má charakteristický tvar písmene U, kde horizontálně umístěné tělo mandibuly (corpus mandibulae) tvoří základ dolní čelisti, ze kterého pod mandibulárním úhlem vycházejí dvě ramena (rami mandibulae). Ramena mandibuly svírají s tělem mandibuly mandibulární úhel (angulus mandibulae). Horní okraj obou ramen je zakončen dvěma plochými výběžky. Přední svalový výběžek (processus coronoideus) má trojúhelníkovitý tvar a slouží k upnutí spánkového svalu (musculus temporalis), který se především podílí na pohybu dolní čelisti během žvýkání. Zadní kloubní výběžek (processus condylaris) je zakončen hlavou mandibuly (caput mandibulae), která s jamkou ve spánkové kosti tvoří temporomandibulární kloub (articulatio temporomandibularis). V horní části dolní čelisti (pars alveolaris, processus alveolaris) jsou uloženy, prostřednictvím zubních lůžek (alveoly) zuby. Jednotlivá lůžka jsou od sebe oddělena septy zubů (alveoli dentales et juga alveolaria). Přední část dolní čelisti tvoří bradu (mentum). Pravá a levá polovina dolní čelisti je spojena mandibulární symfýzou (symphysis menti). Na těle i v ramenech dolní čelisti jsou otvory, kterými vstupují a vystupují nervy a cévy krevního zásobení. Otvorem v bradovém úseku (foramen mentale) prochází nerv a cévky, které zajišťují inervaci a krevní zásobení dolního rtu a kůže brady. Na vnitřní straně každého ramene mandibuly je otvor (foramen mandibulae), kterým vstupuje do mandibulárního kanálu nerv (nervus alveolaris inferio). Tento nerv inervuje kořeny zubů. Oblast mandibulárního otvoru je místem aplikace anesteziologických látek ve stomatologii [100].



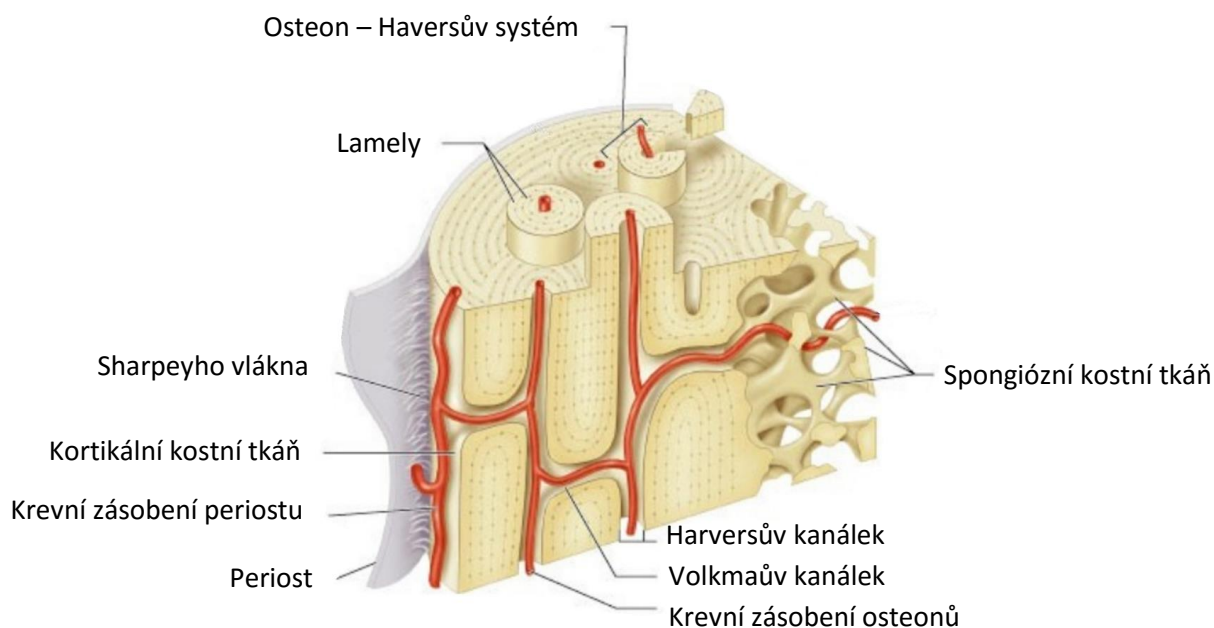
Obr. 5.1 Zobrazení a pojmenování základních prvků dolní čelisti [104]

5.2 Kostní tkáň

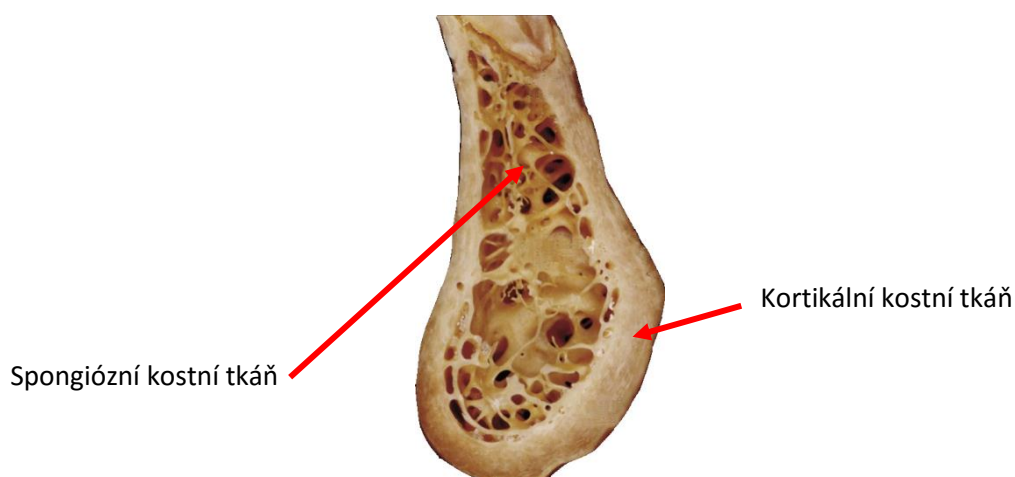
Kostní tkáň je mineralizovanou pojivovou tkání, která se skládá ze dvou základních složek. Ústrojná, organická složka, která se také nazývá ossein. Tato složka je tvořena kolagenními fibrilami a amorfní látkou. Organická složka ovlivňuje elasticitu kostní tkáně. Neústrojnou složku tvoří krystaly fosforečnanu vápenatého a hydroxyapatitu. Krystaly těchto solí jsou rozptýlené v ústrojné složce. Neústrojná složka způsobuje, že kostní tkáň je nejtvrdší a nejpevnější pojivovou tkání v lidském těle. Vlastnosti kostní tkáně jsou závislé na jejím uspořádání. Z tohoto hlediska rozlišujeme dva základní typy kostní tkáně, hutnou kostní tkáň (*substantia compacta*) a trámčitou kostní tkáň (*substantia spongióza*).

Kompakta, neboli kortikální kostní tkáň, je na povrchu kostí. Má lamelární strukturu, přičemž lamely jsou uspořádány do válcových útvarů, osteonů neboli Harversových systémů. Osteon je tvořen 4-20 koncentrickými lamelami. Rozměr vnějšího průměru je přibližně 200 μm . Kolem každého osteonu je amorfní látka s mineralizovanou maticí s malým množstvím kolagenních vláken. Středem osteonu prochází Harversův kanálek, na jehož vnitřní ploše je endost. Endost je vrstva kolagenního vaziva na vnitřním povrchu kosti, jehož hlavní funkcí je výživa kostní tkáně. Harversovým kanálkem procházejí cévky, nervová vlákna a řídké kolagenní vazivo. Kanálek je spojen s povrchovou vazivovou tkání kosti, periostem i s kostní dření. Periost je tenká vazivová tkáň, která je protkána krevními cévkami, které dodávají kostní tkáni živiny. Periost je ke kosti přichycen Sharpeyho vlákny [110]. Harversovy kanálky propojují s periostem Volkmanovy kanálky, které pronikají lamelami osteonu. Počet lamel osteonu se mění s jeho vývojem. Lamely přibývají z vnitřní strany osteonu. Při vzniku první lamely je Haversův kanálek široký, s přibývajícemi lamelami se zužuje.

Spongiózní kostní tkáň je složena z trámců a plotének, které vytváří složitou prostorovou strukturu. Modelace a remodelace spongiózní kostní tkáně souvisí s mechanickým namáháním, kterému je tato kostní tkáň vystavena. Stavba trámců i plotének spongiózní kostní tkáně je obdobná jako u lamel osteonů. Silnější trámce dokonce vytvářejí Haversovy osteony obdobně jako kortikální kostní tkáň. Struktura spongiózní kostní tkáně odpovídá izoliniím hlavních napětí [91]. Struktura kostní tkáně je vykreslena na obrázku 5.2. Na obr. 5.3 je zobrazeno charakteristické rozložení kostních tkání v dolní čelisti v oblasti brady. V dolní čelisti se spongiózní kostní tkáň nachází v oblasti těla, úhlu a v kondylech. Ramena dolní čelisti a svalové výběžky jsou z většiny tvořeny jen kortikální kostní tkání.



Obr. 5.2 Struktura kostní tkáně

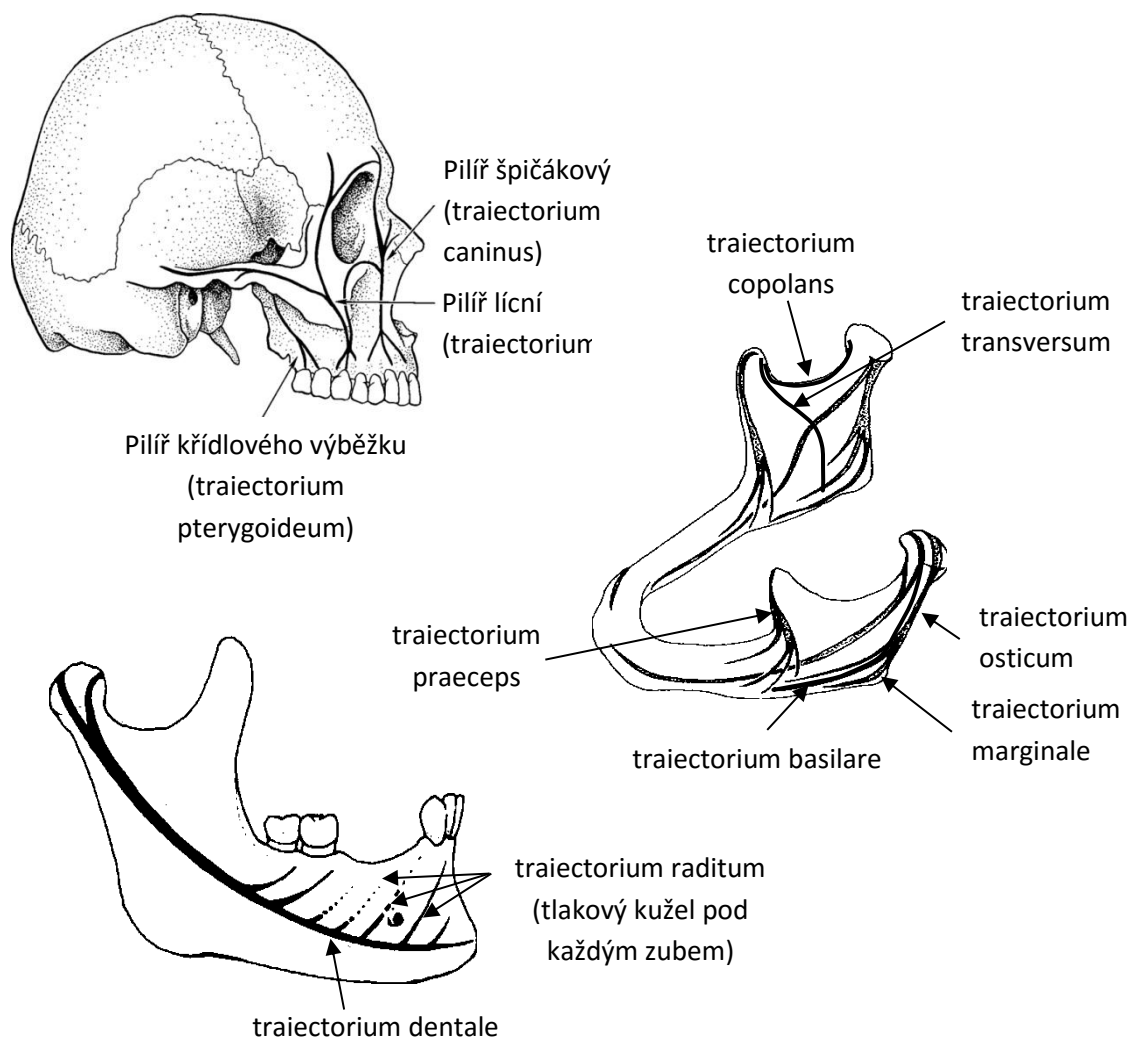


Obr. 5.3 Rozložení kostních tkání v dolní čelisti v oblasti brady [124]

Horní i dolní čelist jsou částí lebky člověka. Při rozmělnění potravy jsou obě čelisti značně namáhané a z tohoto důvodu je kostní tkáň, jak horní, tak dolní čelisti zesílena systémem kostních pilířů (traiectoria cranii), v literatuře také označované jako trajektorie. Na horní čelisti jsou tři pilíře, a to pilíř špičákový (traiectorium caninus), pilíř lící (traiectorium zygomaticum) a pilíř křídlového výběžku (traiectorium pterygoideum). Úkolem pilířů je snížení namáhání mezi horním zubním obloukem a bází lebeční, případně klenbou lebeční.

Tuhost dolní čelisti je také zvětšena kostními pilíři, respektive trajektoriemi (traiectorium dentale, traiectorium basilare, traiectorium osticum, traiectorium marginale, traiectorium praeceps, traiectorium copolans, traiectorium transversum, traiectorium raditum) [71]. Trajektorie se velmi často překrývají a tvoří hlavní a vnitřní výztužné pásmo mandibuly. Zesílení dolní čelisti tvoří ještě síťovité struktury spongiózy.

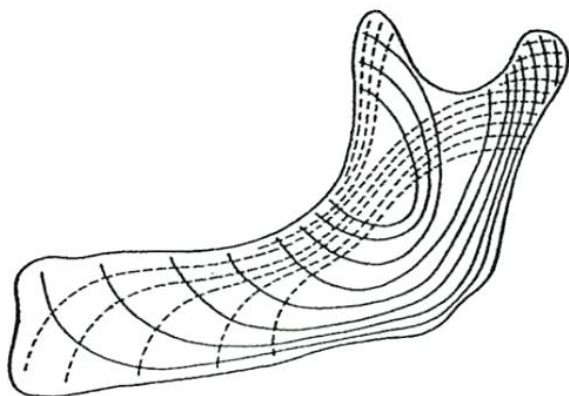
Znalost kostních pilířů a trajektorií má praktický význam pro umístění dentálních implantátů a osteosyntetických dlah v dentální traumatologii. Pilíře horní a dolní čelisti jsou zobrazeny na obrázku 5.4.



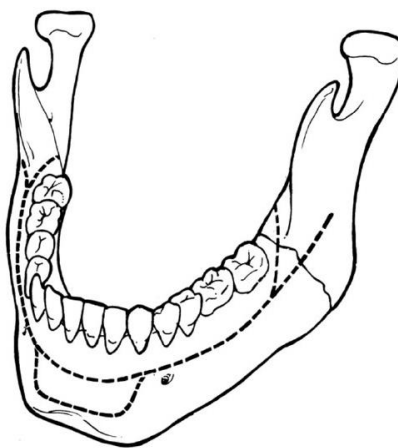
Obr. 5.4 Pilíře a trajektorie horní a dolní čelisti [103]

Pro vhodné umístění osteosyntetických dlah a fixátorů je potřeba mít také znalosti o napjatosti v dolní čelisti, která vznikne při skusu. Napjatost je prezentována pomocí tahových a tlakových linií

v dolní čelisti (obr. 5.5). Na základě znalostí výztužných pilířů a trajektorií a znalosti tahových a tlakových linií v dolní čelisti, navrhl francouzský doktor Maxime Champy léčebný postup pro léčbu fraktur dolní čelisti [98]. Jedná se aplikaci malých osteosyntetických dlah na konkrétní místa v dolní čelisti tak, aby silové působení vyvolané svaly dolní čelisti pomáhalo ke stabilizaci zlomeniny a usnadnilo hojení zlomené kosti. Doktor Maxime Champy je autorem Champyho osteosyntetických linií (obr. 5.6).



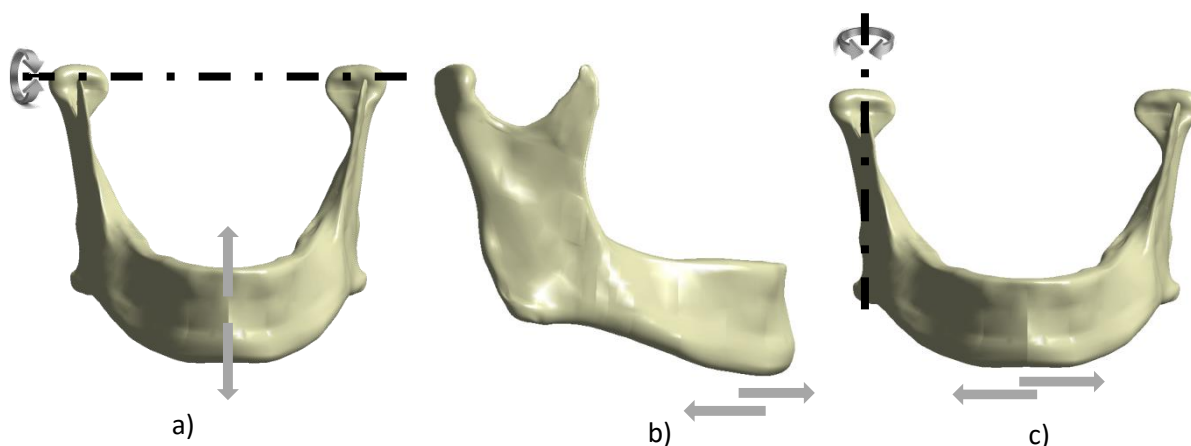
Obr. 5.5 Tahové (čárkovaně) a tlakové (plnými čarami) [101]



Obr. 5.6 Champyho osteosyntetické linie [98]

5.3 Pohyby dolní čelisti

Dolní čelist je částí lidského těla s možností vykonávat rozsáhlé množství dílčích pohybů, které dolní čelist provádí během artikulace a žvýkání. V této práci se zaměříme především na pohyby vykonávané dolní čelistí při žvýkání. Pohyby dolní čelisti při žvýkání jsou složeny ze základních pohybů. Prvním základním pohybem je rotace dolní čelisti kolem šarnýrové osy. Šarnýrová osa je pomyslná transversální osa, kolem které se oba kondyly během rotace natáčí (obr. 5.7 a). Druhým základním pohybem je translace dolní čelisti dopředu a dozadu (obr. 5.4 b) a třetím je natáčení dolní čelisti na levou a pravou stranu, přičemž osa rotace je v levém nebo pravém kondylu podle toho, na které straně dolní čelisti zrovna probíhá žvýkání (obr. 5.4 c). Kombinací těchto pohybů je možné dosáhnout libovolné pozice dolní čelisti. Signál k pohybu dolní čelisti je vydán mozkem a pohyb dolní čelisti je způsoben svalovou činností [51].



Obr. 5.7 Základní pohyby dolní čelisti a) rotace kolem šarnýrové osy, b) translace vpřed a vzad, c) natáčení dolní čelisti na pravou a levou stranu

Mezi pohyby, které dolní čelist při žvýkání vykonává, patří zejména:

1) Deprese a Elevace mandibuly

Deprese je pohyb, při kterém dochází k oddalování dolní čelisti od horní čelisti a tím dochází k otevírání úst. Při depresi jsou aktivní svaly: sval dvojbršíškový (m. digastricus) a m. mylohoideus. Při malém pootevření dochází pouze k natáčení kondylů kolem tzv. šarnýrové osy a nedochází k translaci. Při dalším otevírání úst se k rotačnímu pohybu přidává pohyb translační a kondyl se posouvá vpřed. Tím se mění i poloha šarnýrové osy. Elevace je pohyb opačný depresi, tj. přibližování dolní čelisti k horní a tedy zavírání úst. Tento pohyb je umožněn zejména působením svalů: sval žvýkácí (m. masseter), vnitřní sval křídlový (m. pterygoideus medialis), zevní sval křídlový (m. pterygoideus lateralis) a sval spánkový (m. temporalis). Pohyb končí v základní okluzní poloze (ať už habituální či centrální – viz dále).

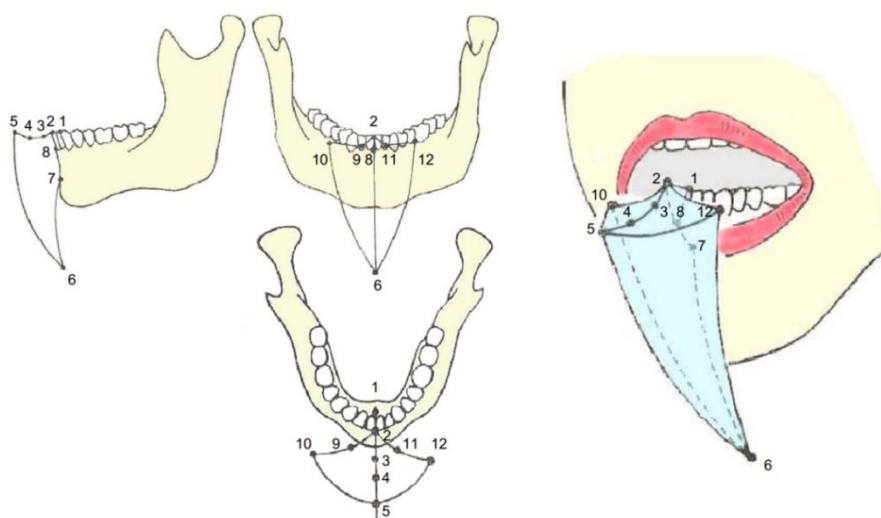
2) Protruzní a Retruzní exkurze mandibuly

Tímto pohybem se dolní čelist posouvá z okluzní polohy dopředu - do tzv. protruze. Umožňuje ho účinek vnitřního a zevního svalu křídlového a částečně i svalu žvýkácího. Kondyly při tomto pohybu provádí posuv vpřed a dolů. Při zpětném pohybu do okluzní polohy není nutné vynakládat nějakou zvláštní námahu, jde o pasivní pohyb. Protruzní exkurze má význam např. při utrhování sousta.

3) Laterální exkurze mandibuly

V tomto případě jde o pohyb čelisti do stran. Rozlišuje se laterální exkurze na pravou a levou stranu. Tento pohyb je umožněn zejména působením zevního křídlového svalu, který stahuje kondyl na tzv. balancující straně čelisti ventrálně a kaudálně. Pomyslný střed tohoto složeného pohybu je za kloubem pracovní strany čelisti (tzv. klidovým kondylem). Klidový kondyl při laterální exkurzi vykonává mírný pohyb do strany, který byl popsán Benettem (tzv. Benettův pohyb). Podobně jako retruzní exkurze ani tento pohyb, vykonávaný samostatně, nemá zvláštní funkční význam a uplatňuje se v kombinaci s jinými pohyby při žvýkání.

Kombinací uvedených pohybů se dolní čelist dostane do různých poloh, které při žvýkání mohou nastat. Budeme-li sledovat jeden bod na korunce dolního řezáku, lze popsat mezní polohy těchto pohybů. Výzkumem a popisem mezních poloh dolní čelisti se zabýval Posselt, který vytvořil diagram těchto poloh, tzv. Posseltův prostor (Obr. 5.8). Ze statického hlediska jsou důležité habituální, centrální a klidová poloha. Habituální polohy je možné dosáhnout vědomě při maximálním skusu (okluzi), případně samovolně na konci žvýkání. Centrální polohy je dosaženo samovolně při polknutí, nebo vědomě po ustálení rotačního pohybu mandibuly v rozmezí cca 12 mm na jeho kraniální hranici. Klidové polohy je dosaženo samovolně po skončení žvýkacího procesu nebo mluvení. Jedná se v podstatě o zavěšení čelisti v rovnovážném stavu při minimálně tonizovaných svalech. V Posseltově prostoru se v klidové poloze nachází sledovaný řezákový bod přibližně 2-7 mm kaudálně pod habituální polohou.



Obr. 5.8 Posseltův prostor - polohy dolní čelisti [111]

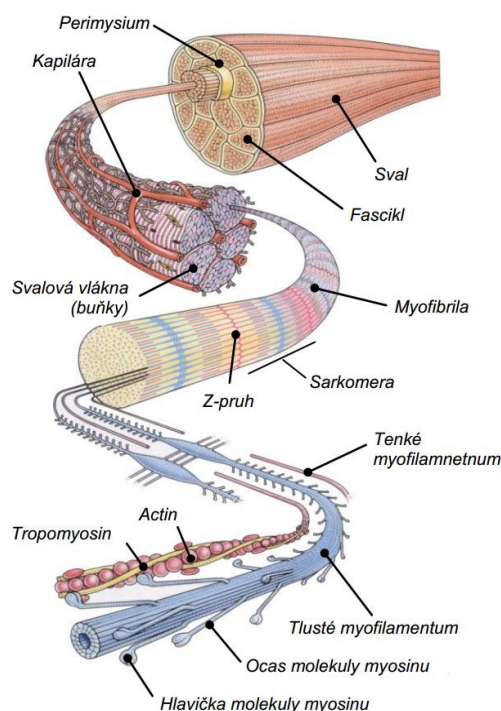
- 1 – centrální poloha, 2 – habituální poloha, 3 – protruze mandibuly na začátku překonávání překusu frontálních zubů, 4 – protruze mandibuly na konci překonávání překusu frontálních zubů,
- 5 – maximální protruze, 6 – maximální deprese, 7 – kaudální hranice čistě rotačního pohybu mandibuly,
- 8 – klidová poloha, 9 – laterotruze vpravo při překonávání špičákového vedení,
- 10 – maximální laterotruze vpravo, 11 – laterotruze vlevo při překonávání špičákového vedení,
- 12 – maximální laterotruze vlevo

5.4 Struktura a anatomie svalů

5.4.1 Struktura svalu

Svalová tkáň tvoří téměř polovinu hmotnosti člověka a hraje nezastupitelnou roli v lidském těle. Svaly zajišťují pohyb, držení těla, zpevnění kloubů a produkci tepla. Podle umístění a využití svalové tkáně ji dělíme na tři typy. Jedná se o kosterní, srdeční a hladkou svalovinu. Kosterní svalovina zajišťuje pohyb, v našem případě žvýkání. Kosterní příčně pruhovaná svalovina je složena především ze svalových vláken, dále z pojivové tkáně, krevních cév a nervů. Svalová vlákna jsou uspořádána do fasciкул, přičemž vlastní vlákno má průměr 10 – 60 μm a jeho délka se pohybuje v rozmezí od několika milimetrů až do několika desítek centimetrů (u dlouhých svalů) [102]. Svalová vlákna se dále skládají z mnoha tenčích vláken – myofibril, jejichž průměr je cca 1 μm . Tyto jsou dále tvořeny myofilamenty (tenkými a tlustými), oddělenými po 2,5 mm, tzv. Z-pruhy. Takto rozdělené úseky se

nazývají sarkomery. Jejich stimulací nervovými impulsy dochází ke kontrakci a tím k svalové činnosti. Každá sarkomera obsahuje dva typy myofilamentů – aktin o průměru 5 nm a myosino průměru 12 nm (Obr. 5.9). Mechanismus svalové aktivity je často vysvětlován teorií klouzajících filament (Huxleyho teorie), podle které se myosinové hlavičky uchycují na tenká myofilamenta a zatáhnou je směrem do středu sarkomery. Jednotlivá myofilamenta se nezkracují, pouze se po sobě posouvají, přičemž zdrojem energie pro tuto činnost je adenosin trifosfát (ATP) [104], [110].

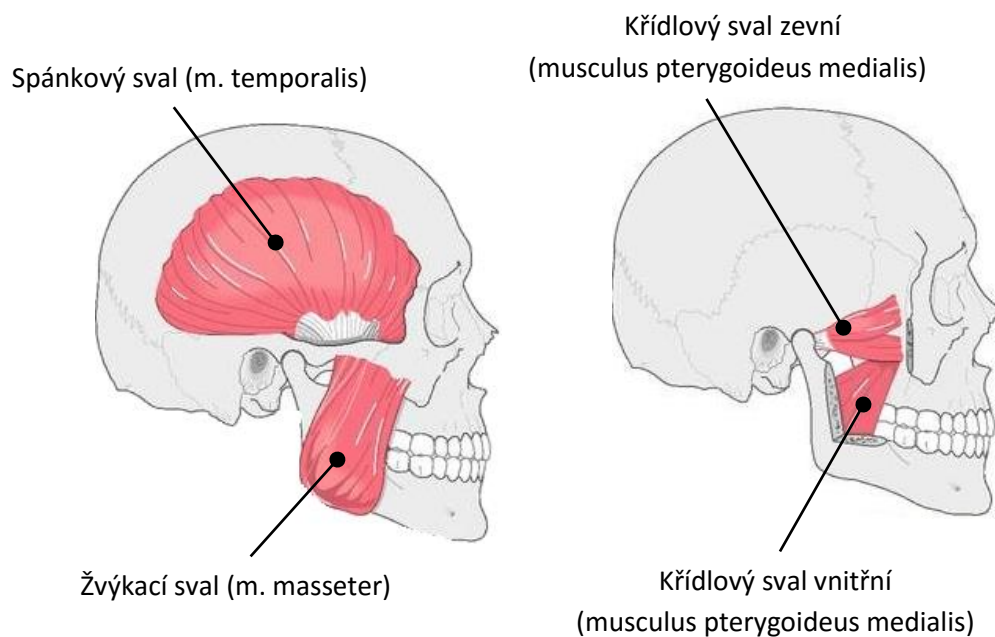


Obr. 5.9 Struktura svalu [110]

5.4.2 Anatomie vybraných svalů dolní čelisti

V této práci jsou modelovány svaly, které se aktivně zapojují při žvýkání. Tyto svaly je možné rozdělit do jednotlivých svalových skupin. Jedná se především o svaly žvýkácké (musculus masseter), svaly spánkové (musculus temporalis) a svaly křídlové vnitřní a zevní (musculus pterygoideus medialis a musculus pterygoideus lateralis).

Žvýkácký sval je dále možné rozdělit na povrchový a hluboký sval žvýkácký. Oba tyto svaly se k dolní čelisti upínají na vnější straně v jejím oblouku a rameni a začínají na lebce v jařmovém oblouku a spodní straně lícní kosti. Žvýkácké svaly se především podílejí na elevaci dolní čelisti. Spánkový sval je možné rozdělit na přední, střední a zadní sval spánkový. Tyto spánkové svaly jsou upnuty ke svalovému výběžku dolní čelisti a začínají na lebce v jámě spánkové. Spánkové svaly se podílejí na elevaci dolní čelisti a také udržují dolní čelist v klidové pozici. Křídlový sval vnitřní je upnut na vnitřní straně úhlu dolní čelisti a začíná na vnitřní ploténce křídlového výběžku klínové kosti. Vnitřní sval křídlový se podílí na zvedání dolní čelisti, její protruzi a zvýraznění rozmělnovacího pohybu. Křídlový sval zevní je upnut na vnitřní straně kondylu a pouzdra TM kloubu. Začátek zevního křídlového svalu je na zevní ploténce křídlového výběžku klínové kosti. Křídlový sval zevní se zapojuje při protruzi a účastní se rozmělnovacího pohybu dolní čelisti. Hlavní svalové skupiny jsou zobrazeny na obrázku 5.10 a jejich příčné průřezy jsou shrnuty v tabulce 5.1.



Obr. 5.10 Svaly aktivní při žvýkání

	Žvýkácí sval	Spánkový sval	Křídlový sval vnitřní	Křídlový sval zevní
	[mm ²]			
May [46]*	478/436	283/340	237/214	291/258
Goto [23] **	520/460	-	300/250	380/470
Choi [31] ***	530	420	-	210
Nelson [116]****	680	823	437	239

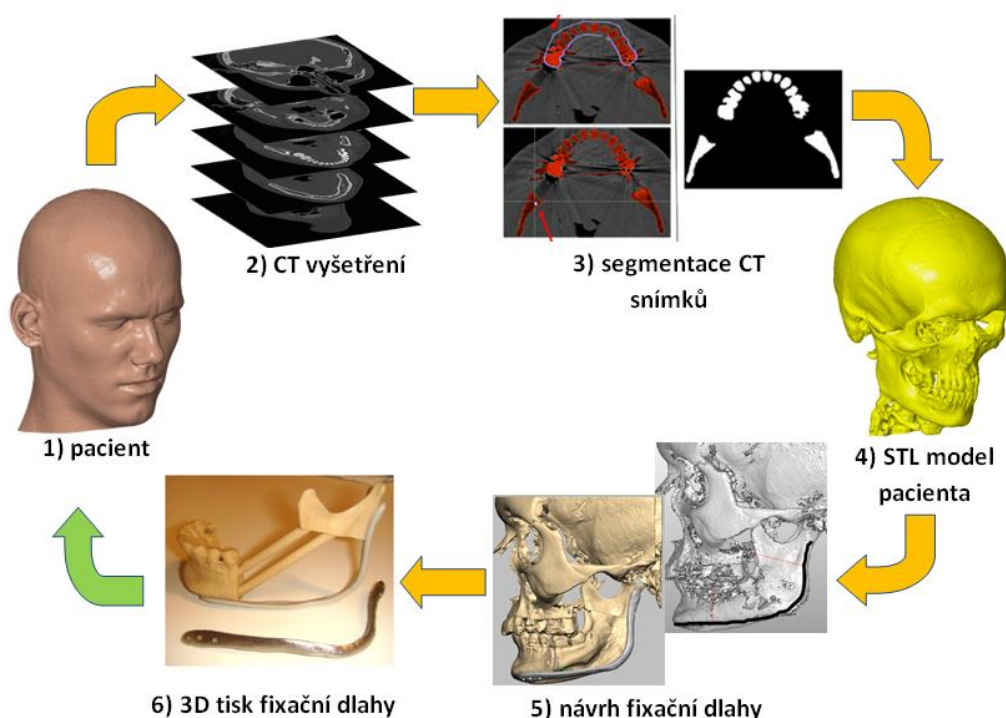
Tabulka 5.1 Průměrná hodnota příčného průřezu žvýkacích svalů * levá strana/ pravá strana;

** zavřená/otevřená dolní čelist; *** m. masseter + m. pterygoid medialis, **** hlavní svalové skupiny.

Při řešení daného problému je nejdůležitějším okamžikem při žvýkání okluze, tedy okamžik, kdy jsou k sobě přitlačeny zuby obou čelistí. Svaly v takovém případě vyvíjejí aktivitu, která ovlivňuje velikost stykových sil jak v protichůdných zubech, tak na stykových plochách čelistních kloubů. Dolní čelist při okluzi je ve statické rovnováze, přičemž silové působení na dolní čelist od svalů, stykových sil v kloubech a na zubech dolní čelisti při okluzi tvoří rovnovážnou silovou soustavu.

6. 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 čelist 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 6.1.



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

Obr. 6.1 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 je velmi obtížné, téměř nemožné, přesto je nutné se tímto problémem zabývat, proto jim bude v následujícím textu věnována pozornost.

6.1 Zobrazovací metody

Rozvoj výpočetní techniky umožnil rozvoj všech vědních oborů včetně zobrazovacích metod v lékařství. Základním požadavkem na zobrazovací techniky v lékařství je neinvazní zobrazení vnitřní struktury lidského těla.

Počátky zobrazovacích metod položil již v roce 1895 německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen, který objevil záření, které je do dnešních dob známo jako paprsky X. Za svůj objev dostal v roce 1901 Nobelovu cenu a na jeho počest se tato zobrazovací metoda nazývá rentgen. Díky tomuto objevu učinila řada vědeckých disciplín velký pokrok, především lékařská diagnostika a invazivní metody medicíny.

Na klasické využití rtg. navázala rentgenová tomografie. Jedná se o starou metodu, která má i dnes své opodstatnění. Princip spočívá v tom, že při vyšetření se kolem pacienta, v transversální rovině, pohybuje rentgenka i záznamové médium. Tím dojde v tenké vrstvě k prozáření lidského těla. Pouze, tato vrstva je na záznamovém médiu ostrá. Před vynálezem počítačové tomografie tato metoda byla jedinou metodou, jak získat zobrazení pouze jedné vrstvy a tím i představu o hloubce „podezřelého“ útvaru na klasickém rtg. snímku.

O kvalitativní i kvantitativní rozšíření této metody se postarali sir Godfrey Newbold Hounsfield a Allan McLeod Cormack, viz obr 6.2. a 6.3.

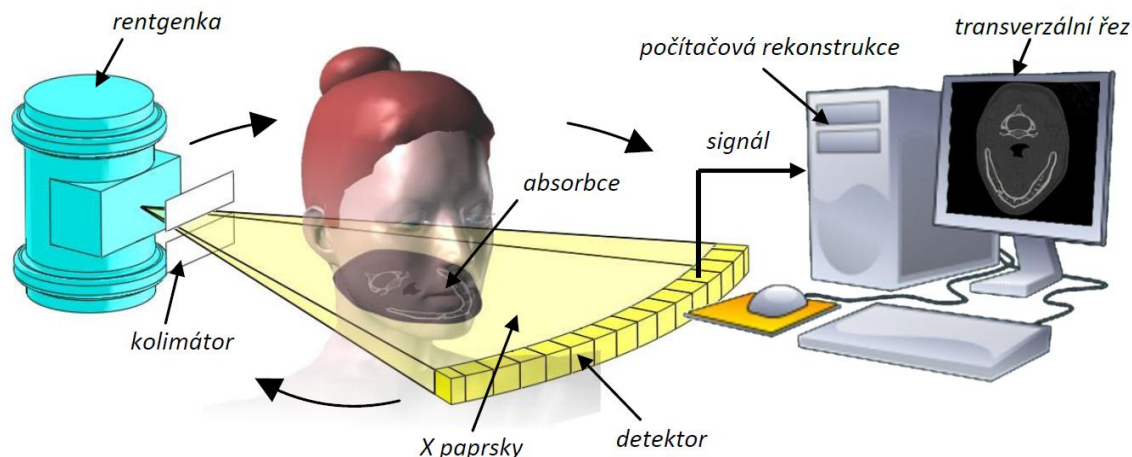


Obr. 6.2 Godfrey N. Hounsfield



Obr. 6.3 Allan McLeod Cormack

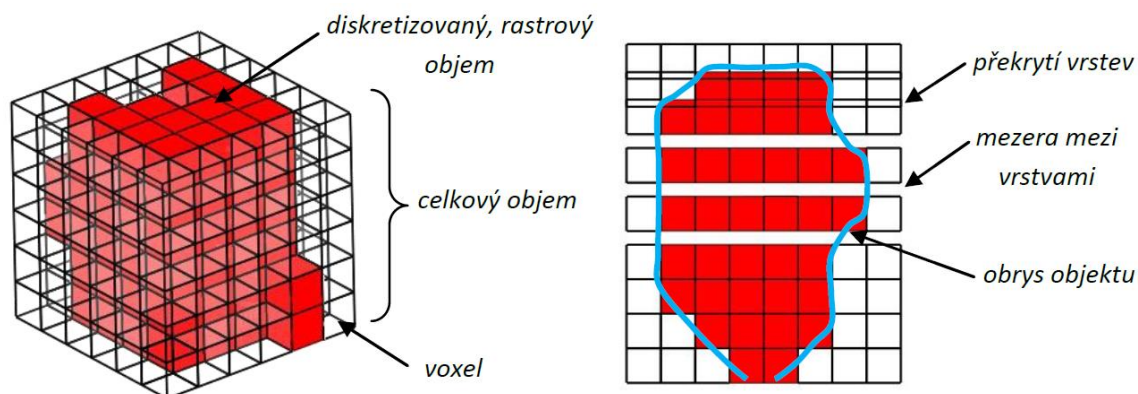
Oba, přibližně ve stejné době a nezávisle na sobě, přišli s myšlenkou výpočtové tomografie. Sir Godfrey Newbold Hounsfield se v roce 1958 podílel na konstrukci prvního tranzistorového počítače ve Velké Británii. Kapacita polovodičových pamětí dosahovala násobků kapacity feritových pamětí s podstatně větší operační rychlostí. To zřejmě vedlo k myšlence uchovávat všechna data z tomografu a následně je pomocí zpětné transformace převést na zobrazení části nebo celého lidského orgánu. Již z Röntgenova objevu bylo zřejmé, že paprsky X procházející tkání jsou absorbovány v závislosti na hustotě a rozměru tkáně ve směru šířícího se paprsku. V případě CT, rentgenové záření vycházející z rentgenky projde kolimátorem, který vymezí vějířovitý paprsek malé tloušťky. Protože lidská tkáň rentgenové záření absorbuje, dochází při průchodu lidskou tkání k zeslabení intenzity rentgenového záření v závislosti na hustotě a rozměru tkáně, viz obr. 6.4.



Obr. 6.4 Základní princip počítačové tomografie – CT [115]

V průběhu skenování části lidského těla se rentgenka natáčí a vysílá rentgenové záření pod různými úhly. Intenzita rentgenového záření po projití tkání je snímána detektorem. Detekovaná intenzita rentgenového záření se převádí na elektrický signál a dále pomocí digitálního převodníku na digitální data. Při zpracování dat se nejdříve určí rozměry skenované oblasti. V závislosti na rozměrech skenované oblasti se vytvoří obdélníková oblast s rastroem 512x512 pixelů. Na základě zpětné projekce detekovaných dat jsou jednotlivým pixelům přiřazena CT čísla v Hounsfieldových jednotkách. CT čísla jsou určena referenčním způsobem z lineárních hodnot útlumu rtg. záření pro danou tkáň a vodu. Hounsfieldovým jednotkám (HU), případně intervalu (HU), jsou přiřazeny stupně šedi. Tímto způsobem je vytvořen obraz orgánů v příčném řezu.

Po posunutí těla člověka v kranio-kaudálním směru může být vytvořen obraz orgánů v dalším příčném řezu. Hodnota CT čísla na pixelu je konstantní. Přiřadíme-li pixelu tloušťku, obdržíme prostorový útvar, který je nazýván voxel. Obdobně jako u pixelu je hodnota CT čísla na voxelu konstantní. Z voxelů přiřazených jednotlivým pixelům v různých řezech může být rekonstruován tvar, velikost a topologie jednotlivých orgánů lidského těla. Při rekonstrukci jednotlivých orgánů mohou voxely na sebe navazovat, mohou se překrývat, případně může být mezi nimi mezera, viz obr. 6.5.



Obr. 6.5 Příklad skládání voxelů [115]

Jednotlivé orgány lidského těla absorbují rentgenové záření rozdílně v závislosti na rozměru a hustotě lidské tkáně, ve směru šířícího se paprsku. Nejvíce tlumí zuby a kosti, méně pak měkké tkáně (játra, svaly atd.) a nejméně je záření absorbováno v tukových vrstvách a v plicích [96]. Především u měkkých tkání je malý kontrast zobrazení a tím je rozlišení jednotlivých orgánů značně problematické, proto se k zobrazení uvedených orgánů, pokud je to možné, používají kontrastní látky. Nevýhodou využití zobrazovacích metod, především pak využití počítačové tomografie je, že je tělo pacienta vystaveno škodlivému radioaktivnímu záření. Z tohoto důvodu je nutné délku a četnost CT vyšetření snížit na minimum.

6.1.1 Zobrazovací metody - artefakty

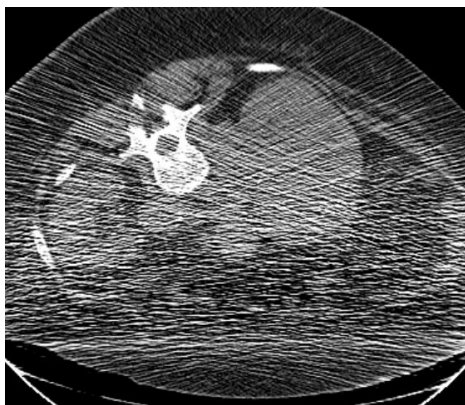
Při vyšetření pacienta pomocí zobrazovacích metod mohou být vytvořené snímky zatíženy chybou obrazu, tzv. artefakty. Jedná se o nenáhodný šum v daném obraze (CT snímku), tedy o systematické neshody v intenzitě jednotlivých pixelů v CT snímku oproti skutečné hodnotě útlumu rtg. záření. Přítomnost artefaktů v CT snímcích může zkomplikovat další práci s těmito snímky, proto je vhodné se jim již při pořizování záznamu vyhnout. Obrazové artefakty je možné rozdělit podle důvodu jejich vzniku na artefakty fyzikální, artefakty způsobené pacientem a artefakty způsobené přístrojem. Mezi nejčastěji vyskytující se artefakty patří:

- **Artefakty vzniklé vlivem kvantového šumu - pruhové artefakty**

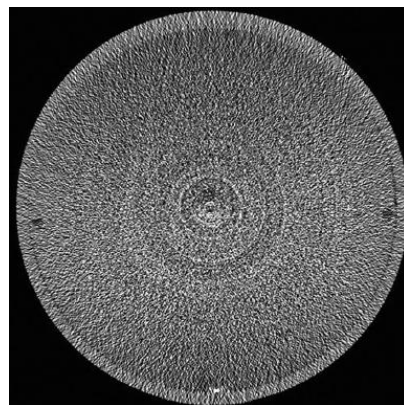
Tyto artefakty vznikají vlivem malého počtu detekovaných fotonů rtg. záření – kvantový šum. Pruhový artefakt se projeví, když rtg. záření prochází velkou vrstvou snímané tkáně nebo při špatném nastavení expozičních parametrů (Obr. 6.6). Většinou tento efekt nastává při snímání v oblasti pánve nebo ramene a také se ve velké míře vyskytuje při snímání pacientů s obezitou. Korekce artefaktu se při skenování provádí pomocí adaptivní filtrace nebo modulace anodového proudu rentgenky v závislosti na úhlu snímané projekce [95].

- **Artefakty vzniklé vlivem odchylek od konstantní citlivosti detekčních kanálů - kruhové artefakty**

Kruhové artefakty jsou charakteristické pro 3. generaci CT zařízení (rotující rentgenka i rotující snímač - obr. 6.7). V případě, že dojde ke změně citlivosti detekčních kanálů, popřípadě se změní detekční účinnost, vzniknou ve snímaném obrazi kruhové artefakty. Pro odstranění těchto artefaktů je nutné provést recalibraci chybného nastavení snímačů [95].



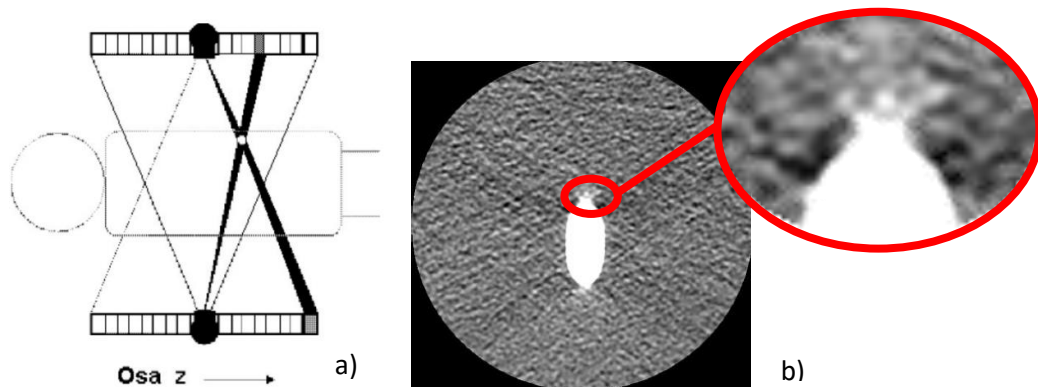
Obr. 6.6 Pruhové artefakty při skenování pacienta [7]



Obr. 6.7 Kruhové artefakty při skenování kalibračního vzorku s vodou [6]

- **Artefakty vzniklé vlivem Cone Beam akvizice -CBCT artefakty**

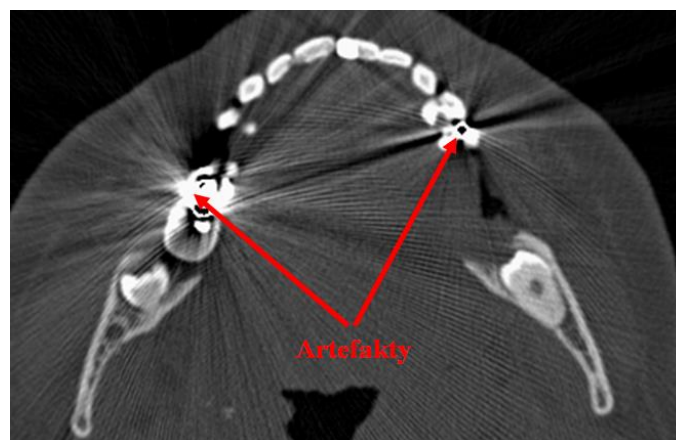
V rámci obličejové chirurgie je využívána technologie CT s kuželovým paprskem tzv. Cone Beam CT. Při využívání CBCT mohou vzniknout artefakty na okrajích obrazů (Obr. 6.8). K těmto artefaktům dochází především vlivem proměnné šířky svazku rtg. paprsků, kdy objekty, které jsou lokalizované mimo centrální řadu detekční mozaiky, jsou viděny různými řadami detektorů v závislosti na úhlu snímání projekce. Tyto artefakty je možné odstranit využitím vhodných rekonstrukčních algoritmů [95].



Obr. 6.8 a) Ukázka principu vzniku artefaktů u CBCT [95], b) ukázka artefaktu na okrajích snímaného objektu [6]

- **Artefakty vzniklé vlivem přítomnosti kovových částic - "metal" artefakt**

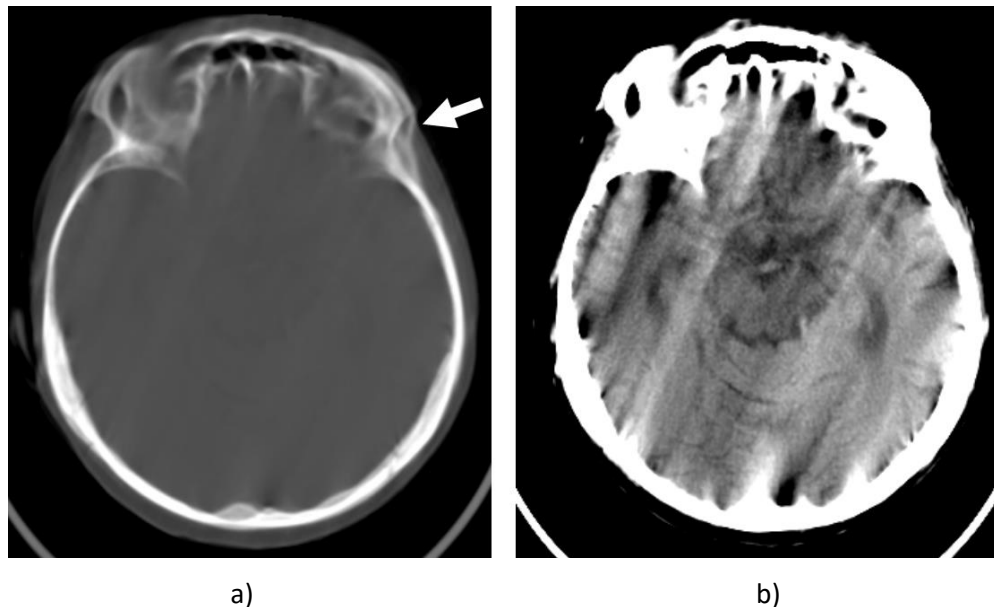
Především v oblasti obličejové chirurgie a stomatologie dochází při využití počítačové tomografie ke vzniku artefaktů, způsobených přítomností kovových částic ve skenovaném objektu. Nejčastěji se jedná o zubní výplňové materiály (amalgámy), fixátory a implantáty. Jelikož kovové materiály mají mnohonásobně větší hustotu, než okolní živé tkáň, dochází zde k velkému útlumu (absorpci) rtg. záření. Ve výsledném CT snímku je tento artefakt znázorněn hvězdovitým tvarem (Obr. 6.9). Vznik metal-artefaktů je možné potlačit využitím interpolačních algoritmů při rekonstrukci daného CT snímku.



Obr. 6.9 Artefakty způsobené průchodem rentgenového paprsku amalgámovou výplní

- **Artefakty vzniklé vlivem pohybu snímaného objektu - pohybový artefakt**

Pohyb pacienta, ať chtěný či nechtěný (pohyby pacienta, dýchání, pohyb srdce a střev), způsobuje artefakty na výsledném CT snímku. Jedná se především o rozmazané a dvojité zobrazení objektu nebo dlouhé pruhy zaznamenané v CT snímku (Obr. 6.10). Pohybové artefakty lze potlačit zvýšením rychlosti skenování pacienta [7].



Obr. 6.10 a) Rozmazaný CT snímek, b) ukázka pruhů na CT snímku lebky [7]

V předchozím textu byly nastíněny některé druhy artefaktů, které se mohou při skenování pacienta vyskytnout. Vzniku artefaktů je vhodné zabránit, a to přímo při skenování (kalibrace přístroje, minimalizace pohybu pacienta), nebo při zpětné rekonstrukci obrazu. Druh a četnost artefaktů přítomných v CT snímcích mohou velkou měrou ovlivnit kvalitu další práce s CT snímkem, což je možné říci obecně. Výrazně pak artefakty přítomné v CT snímcích komplikují vytváření pacient specific modelů. Jedná se především o segmentaci CT snímků.

6.2 Segmentace objektů v CT snímcích

Segmentace může být výrazným zdrojem nepřesností v celém průběhu tvorby modelu geometrie řešeného objektu. Segmentace je činnost, při které je nutné určit hranici objektu (orgánu) na řezu CT. Segmentace CT snímku může být provedena buď automaticky, ručně anebo kombinací obou přístupů. V dnešní době existuje řada automatických algoritmů pro segmentaci CT snímků. Mezi základní algoritmy automatické segmentace patří především:

- **Prahování (globální prahování, adaptivní prahování, hysterezní prahování)**

Prahování je nejstarší a nejjednodušší metoda automatické segmentace obrazu. Při prahování je využito toho, že snímané objekty a pozadí mají rozdílnou úroveň intenzity. Při prahování je určen určitý práh a každý pixel, který má menší intenzitu než je stanovená prahová hodnota, je považován za pixel patřící pozadí. Všechny ostatní pixely jsou

považovány za pixely patřící snímanému objektu. Výsledek segmentace pomocí prahování dostáváme po jediné analýze CT snímku.

- **Detekce hran (Cannyho detektor hran, Scale space, Srovnání se vzorem)**

Segmentace obrazu pomocí detekce hran představuje velkou škálu segmentačních algoritmů, které jsou založeny na hledání hran v daném obraze. Hranami rozumíme body obrazu, u kterých se intenzita prudce mění. Hrany můžeme najít na hranici objektů nebo na rozhraní světla a stínu. Segmentaci obrazu pomocí detektorů hran je možné rozdělit na dvě části, a to na nalezení hran v obraze a dále na vytvoření samotné segmentace obrazu na základě nalezených hran. Slabinou této metody je, že se nedokáže dobře vypořádat s případným šumem v CT snímcích. Je-li hrana zašuměná, lze jen obtížně rozhodnout, která ze změn intenzity pixelu je hrana.

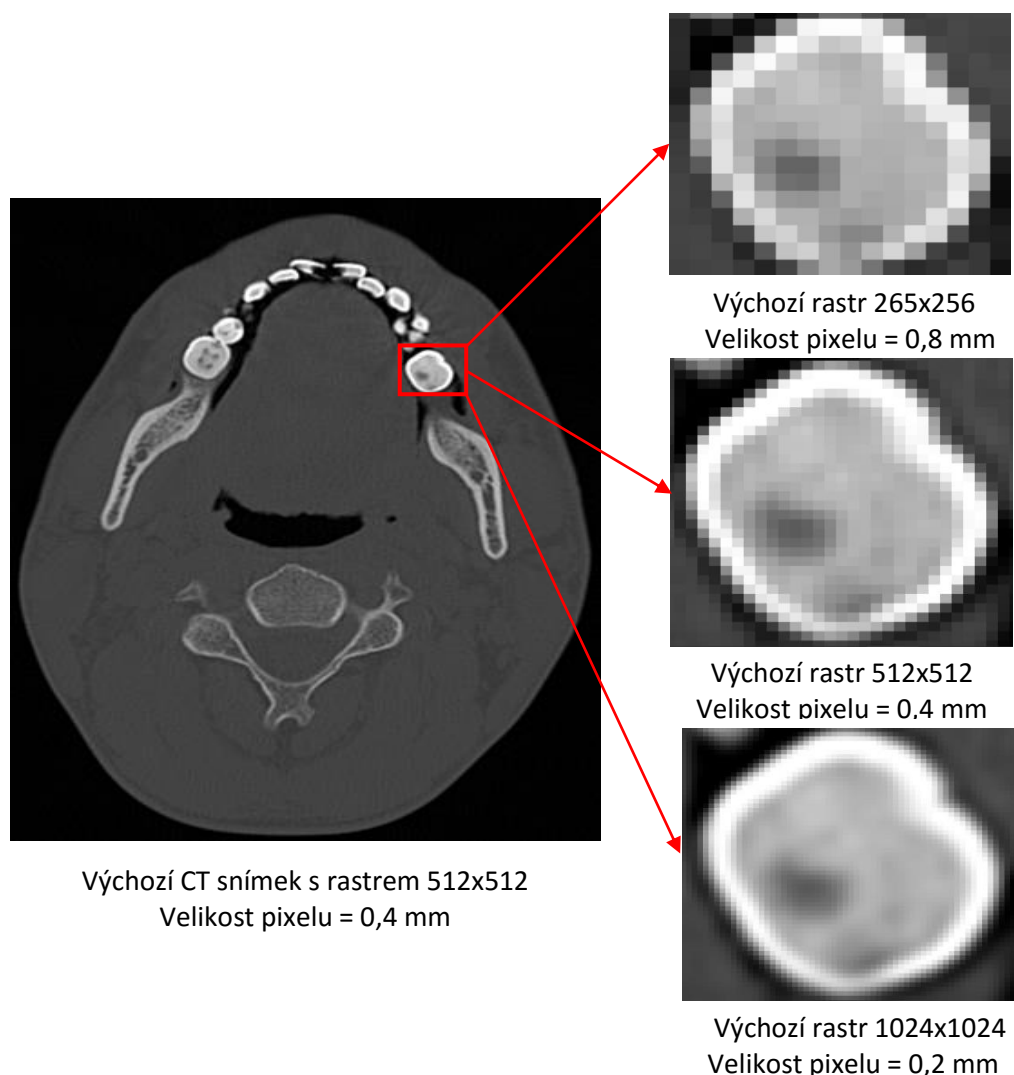
- **Hledání oblastí (Dělení a spojování oblastí, Algoritmus záplava, Označení oblastí)**

Při segmentaci obrazu pomocí hledání oblastí je potřeba definovat kritérium homogenity oblastí. Jednotlivá kritéria mohou být založena na různých vlastnostech, jako je stupeň šedi, barva, textura, atd. Velkou výhodou této metody je mnohem větší odolnost proti případnému šumu přítomného v CT snímcích.

Ruční segmentace CT snímků přichází na řadu v případě složitých anatomických struktur, nebo pokud se v CT snímku ve velké míře vyskytují artefakty. Manuální segmentace klade velké nároky na znalost anatomie a zkušenosti se segmentací CT snímků. Manuální segmentace je velmi pracná a časově náročná, provádí se výběrem hraničních pixelů, případně pomocí polygonů nebo splajnů, které vymezují hranice vybírané oblasti.

U CT snímků se zřetelnou hranicí segmentovaných tkání je nastaven požadovaný práh a segmentace probíhá automaticky. V problémových oblastech u CT snímků, kde jsou například artefakty nebo složitá anatomie, jako v oblasti nosních kostí a očí, je prováděna ruční segmentace, popřípadě je ručně opraven výsledek automatické segmentace. V takovém případě mluvíme o Hybridní segmentaci. Hybridní segmentace urychluje manuální segmentaci a zpřesňuje automatickou segmentaci v případě složité anatomie nebo zhoršené kvality CT snímku.

Nepřesnosti v rámci segmentace, ať už manuální nebo automatické, jsou velkou měrou ovlivněny především dosažitelnou kvalitou CT snímků. Na každý CT snímek je možné pohlížet jako na mřížku o určitém počtu řádků a sloupců, přičemž v medicíně jsou používána rozlišení rastru 256x256, 512x512 a 1024x1024. Nejčastěji je používán rastr 512x512, což znamená, že výsledný CT snímek se skládá z 261 144 pixelů [83]. Ve svém důsledku velikost jednotlivých pixelů je ovlivněna jak velikostí rastru, tak velikostí snímaného okna, respektive vzdáleností snímaného objektu od rentgenky. Srovnání velikostí pixelů v závislosti na velikosti rastru je vyobrazeno na CT snímku lebky na obr. 6.11. V detailu je vykreslena pravá dolní stolička, kde je na zobrazení skloviny poznat rozdíl ve velikosti rastru CT snímku, respektive na velikosti pixelu.



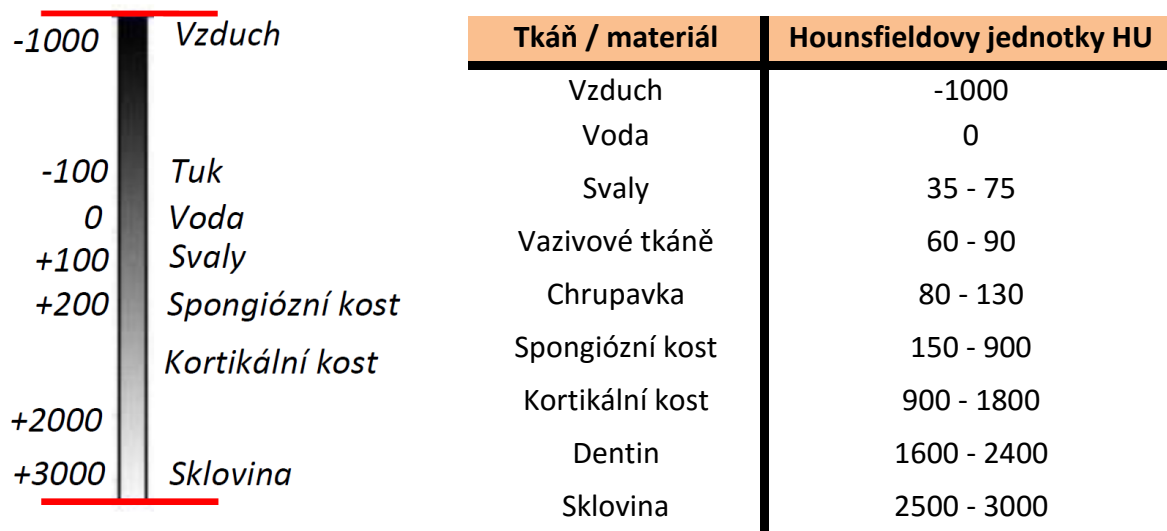
Obr. 6.11 Srovnání velikosti pixelu v závislosti na velikosti rastru

Každému pixelu v CT snímku je podle intenzity útlumu rentgenového záření, které prochází přes snímáný objekt, přiřazen určitý stupeň šedé barvy. Standardně používaná CT zařízení rozlišují maximálně 4096 stupňů šedé barvy.

Stupně šedé barvy ve svých extrémech nabývají hodnot 0 = černá barva, 4096 = bílá barva. Každému stupni šedé barvy je přiřazeno jedno CT číslo, které je možné pomocí referenčního vztahu (1) přepočítat na Hounsfieldovy jednotky (HU). Určitému rozpětí HU je možné přiřadit určitou tkáň, respektive určitý typ materiálu (Obr. 6.12). Při převodu na HU jednotky se vychází z kalibrace CT, přičemž referenčními hodnotami jsou CT číslo vody $CT_w = 1000$ a CT číslo vzduchu $CT_a = 0$. Tyto referenční hodnoty CT čísel vyjádřené pomocí Hounsfieldových jednotek nabývají referenčních hodnot $HU = 0$ pro vodu a $HU = -1000$ pro vzduch.

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (1)$$

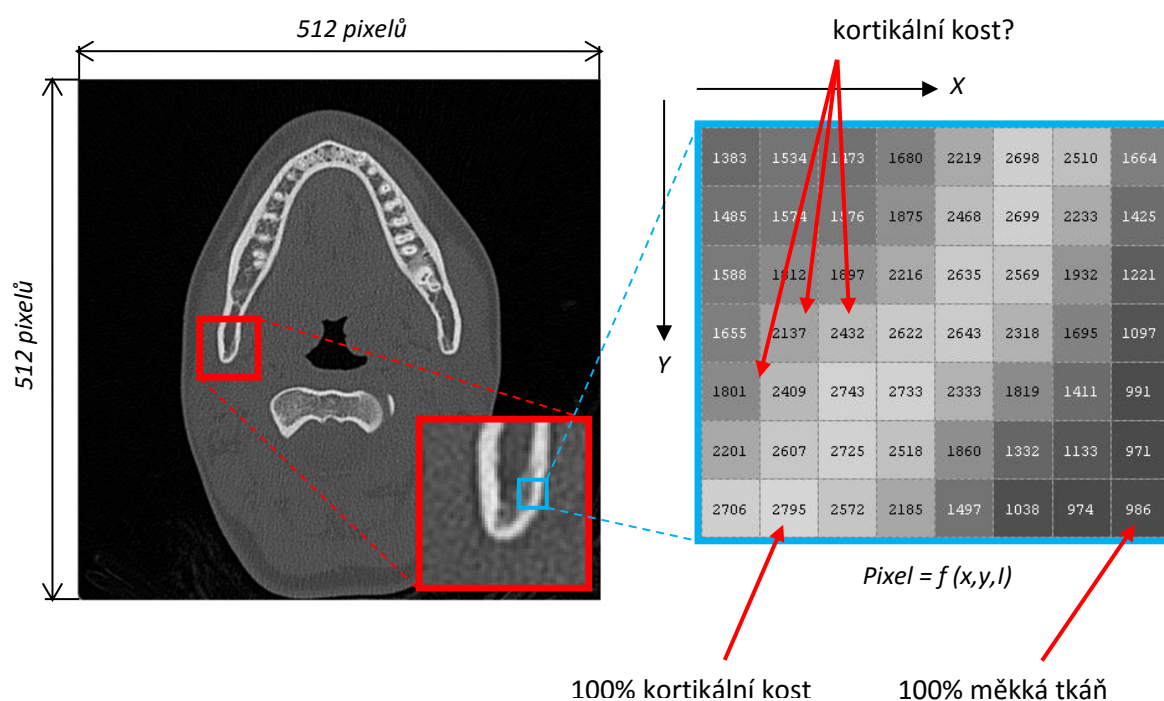
(HU - Hounsfieldovy jednotky, CT_w - CT číslo vody, CT_a - CT číslo vzduchu, CT - naměřené CT číslo)



Obr. 6.12 Hounsfieldova šedá škála a přehled HU jednotek [105]

Mít přehled o jednotlivém rozpětí HU jednotek je vhodné nejen z hlediska posouzení kvality kostní tkáně, ale také při segmentování. Problémem při segmentování CT snímku, který tvoří např. 4096 odstínů šedé barvy je v tom, že lidské oko nedokáže jednotlivé odstíny od sebe rozlišit. Navíc běžné kancelářské monitory nejsou schopny tento rozsah šedé barvy vykreslit. I přesto, že je možné u každého pixelu zjistit jeho CT číslo, vybrat přesnou hranici například kortikální kostní tkáně je obtížné. Na obrázku 6.13 je vykreslen detail CT snímku s vypsány CT čísly. Podle vztahu (2) odpovídá intenzita pixelu 2800 hodnotě 1800 HU, tedy kortikální kostní tkáni.

Provedená segmentace může výrazně ovlivnit výslednou přesnost modelu geometrie, respektive to, jak bude vytvořený model geometrie odpovídat skutečnému snímanému objektu.



Obr. 6.13 CT snímek dolní čelisti s detailem, ve kterém jsou vypsána CT čísla jednotlivých pixelů [115]

6.3 Tvorba STL modelu

Formát STL je spojen s pojmem stereolitgraphie (jedné z metod Rapid Prototypingu). Tento formát byl vyvinut výrobcí stereolitografických zařízení jako výstupní formát po 3D skenování modelů. Povrch objemového modelu je popsán polygonovými ploškami (fazeta). STL formát známe ve dvou typech kódování. Jedná se o binární a ASCII kódování. ASCII kódování je přehledné a je možné jej otevřít a upravovat v textovém editoru. Je v něm možné najít souřadnice každé trojúhelníkové plošky (fazety), která popisuje povrch modelovaného objektu (obr. 6.14) ovšem při větším modelovaném objektu je v ASCII STL formátu velké množství záznamů a ručně jej editovat je prakticky nemožné.

Binární STL má hlavičku, která obsahuje 80 znaků, po kterých následuje 4 bitové neoznačení číslo, které reprezentuje počet ploch (fazet) použitých pro popis povrchu modelovaného objektu. Dále jsou popsány polohy každé fazety a záznam končí po záznamu polohy poslední fazety. Každá fazeta je popsána pomocí 12 čísel, tři jsou pro popis směru normály a zbytek je využit pro popsání tří krajních bodů fazety. Oba dva formáty mají společné to, že nejsou komprimované, neobsahují informace o barvě, textuře a jednotkách modelovaného objektu. Obě dvě kódování mají společná pravidla pro tvorbu trojúhelníkových fazet. Normála fazety směřuje kolmo od tělesa a určuje, na které straně fazety se má nacházet objem modelovaného objektu. Jednotlivé body, které tvoří vrcholy fazety, jsou číslovány podle pravidla pravé ruky (proti směru hodinových ručiček), přičemž palec směřuje ve směru normály. Poslední pravidlo je vrchol k vrcholu. Každý trojúhelník musí sdílet minimálně své dva vrcholy s přiléhajícími trojúhelníky, tedy vrchol jednoho trojúhelníku nemůže ležet na hraně jiného.

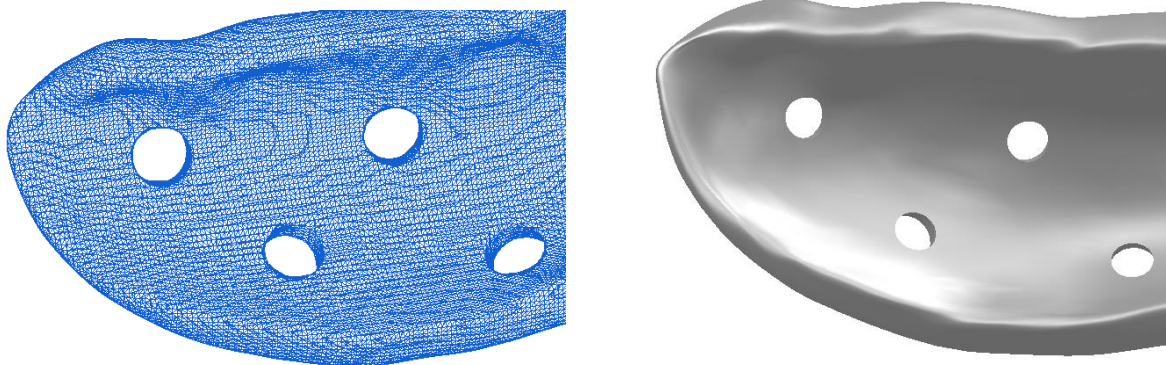
Uložit segmentovaná data ve formátu STL je výhodné z důvodu, že ve většině CAD/CAM programů (SolidWorks, CATIA, ProEngineer, atd.) a také přímo v programech pro tvorbu konečnoprvkové sítě (ANSYS-ICEM, ANSA, atd.) je tento formát začleněn a je tak umožněn přenos dat mezi jednotlivými programy.

```
solid
facet normal -0.892475 -0.415142 -0.176479
outer loop

vertex 26.670900 100.400800 121.877800
vertex 26.687800 100.159100 122.360900
vertex 26.574600 100.400800 122.364800
endloop
```

Obr. 6.14 Příklad zápisu formátu STL v ASCII kódování

I když se při samotné tvorbě STL souborů mohou vyskytnout jisté nepřesnosti způsobené popisem obecně tvarovaného povrchu objektu pomocí rovinných plošek, je možné říct, že je-li snímáný objekt popsán dostatečným množstvím bodů, jsou nepřesnosti vzniklé při tvorbě STL nevýznamné. Na obrázku 6.15 a) je zobrazena fixační dlahy ve formátu STL a 6.15 b) je dlahy zobrazena jako objemový model. Zobrazena je bradová část fixační dlahy určené pro pacienta 2.



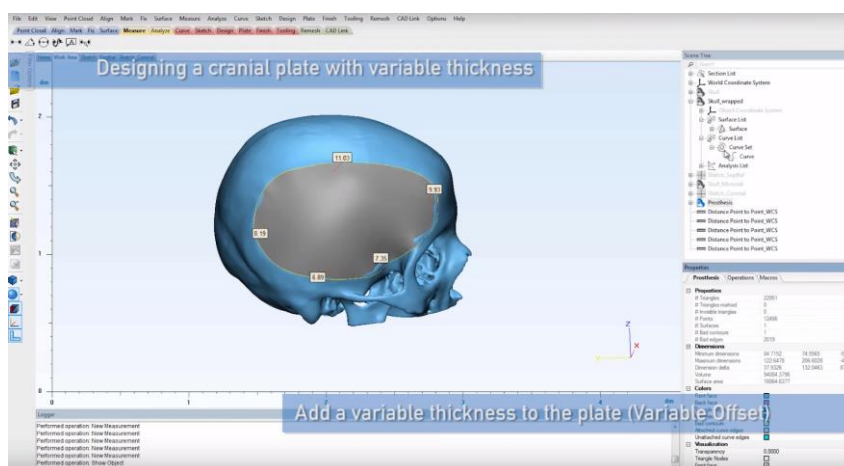
Obr. 6.15 Zobrazení fixační dlahy a) v STL formátu, b) objemový model

6.4 Návrh fixační dlahy

Návrh fixátorů, implantátů nebo fixačních dlah je prováděn ve specializovaných programech ve spolupráci techniků a lékařů. Nejznámější programy využívané k návrhu fixátorů, implantátů a dlah patří: Materialise 3-matic (Materialise, Belgie) [118], Geomagic Freeform (3D Systems, USA) [125] a Planmeca ProModel (Planmeca, Finland) [126]. Tyto programy umějí pracovat přímo s STL modely a návrh fixátorů, implantátů a dlah může probíhat přímo na nezměněném STL modelu pacienta.

6.4.1 Materialise 3-matic

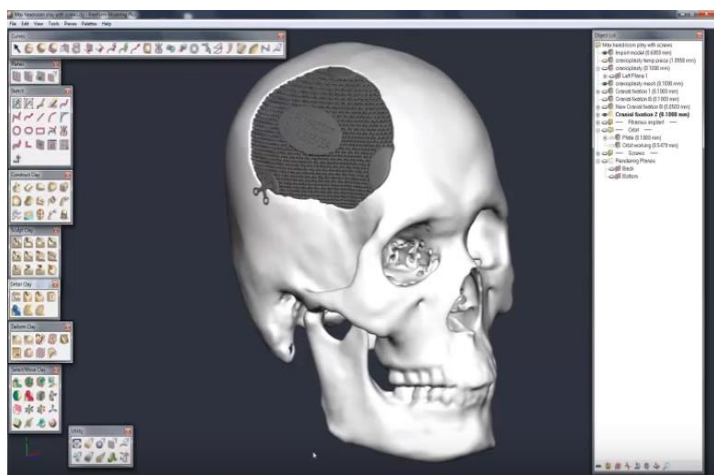
Firma Materialise poskytuje ucelený systém pro přípravu fixátorů, implantátů a fixačních dlah. V programech této firmy je možné provádět segmentaci CT snímků, vytváření 3D modelů nasnímaných objektů a vytváření STL souborů. Přímou pro navrhování fixátorů, implantátů a dlah je určen program 3-matic. Ten také umožňuje generovat konečnoprvkové sítě, které mohou být použity pro konečnoprvkové výpočty ve specializovaných programech. Programu 3-matic je poskytována studentská verze, kde je již nahrána jedna databáze CT snímků, na které je možné vyzkoušet si práci s programem. Bohužel tato verze je uzavřena pro nahrávání dalších CT snímků. Pracovní prostředí programu 3-matic je na obr. 6.16.



Obr. 6.16 Pracovní prostředí programu 3-matic [118]

6.4.2 Geomagic Freeform

Geomagic Freeform je univerzální program pro práci s 3D modely. Je hojně využíván jak k navrhování předmětů určených pro průmysl (miniatury, figurky, návrhy nových výrobků), tak k navrhování předmětů využívaných v medicíně (patient specific implantáty a dlahy, protetické pomůcky). Při navrhování patient specific implantátů a dlah se program Geomagic Freeform stává velmi silným nástrojem ve spojení s hmatovým zařízením. Toto zařízení je používáno k ovládání programu a vytváří zpětnou vazbu v podobě odporu, simulující skutečný kontakt s virtuálním tělesem. Hmatové zařízení vypadá jako tužka se dvěma tlačítky, která je uchycena na pohyblivém rameni se šesti stupni volnosti. Prostředí programu Geomagic Freeform spolu s hmatovým zařízením je na obrázku 6.17.



a)



b)

Obr. 6.17 a) Pracovní prostředí programu Geomagic Freeform,
b) hmatové zařízení Phantom Omni [125]

6.4.3 Planmeca ProModel

Firma Planmeca poskytuje ucelený systém především pro práci ve stomatologii a dentální implantologii a kranio-maxillo-faciální chirurgii. Firma Planmeca je tvůrcem dentální CBCT, programů určených na rekonstrukci 3D objektů z CT snímků. Program ProModel je navržen jako podpora při plánování operací v oblasti kranio-maxillo-faciální chirurgie a je v něm také možné vytvářet specifické fixátory, implantáty a dlahy pro konkrétní pacienty. Na obr 6.18 je zobrazen náhled implantátu vytvořeného v programu ProModel určeného pro náhradu části obličejových kostí.

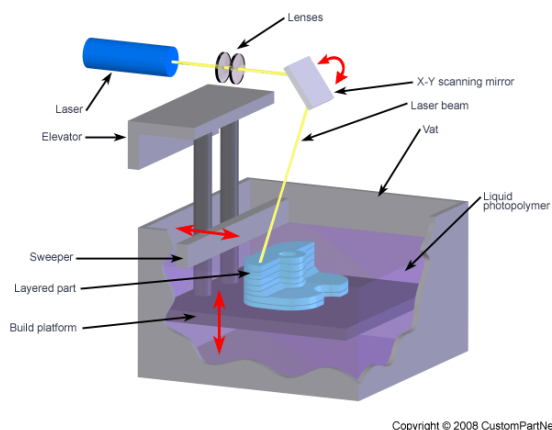


Obr. 6.18 Planmeca ProModel [126]

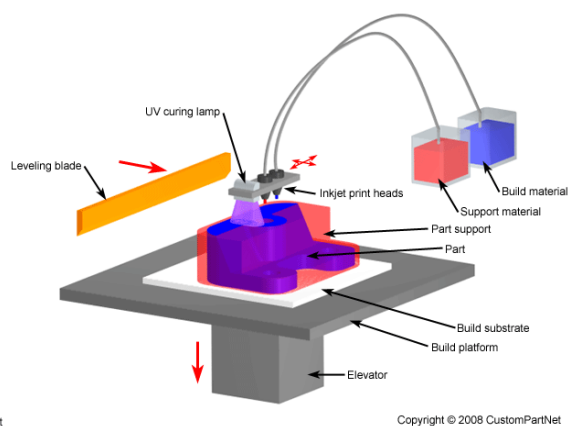
Ze všech výše popsaných programů je možné návrhy fixátorů, implantátů a fixačních dlah exportovat přímo do zařízení sloužících pro 3D tisk.

6.5 3D tisk

Navrhnuté fixátory, implantáty nebo fixační dlahy je možné vytvořit pomocí metod 3D tisku. Požadovaný 3D objekt je vytvořen vrstvením určitého typu materiálu. Jednotlivé technologie 3D tisku je možné rozdělit do tří kategorií. Do první kategorie patří metody založené na vytvrzování kapalného polymeru pomocí ultrafialového laseru. Jedná se o tzv. SLA (Stereolithography) a JP (Jetted Photopolymer). V obou případech dochází k vytvrzování tekutého fotocitlivého polymeru pomocí laseru. U SLA je laserem postupně vytvrzována vrchní vrstva polymeru a po vytvrzení této vrstvy dojde k poklesu nosného stolu (Obr. 6.19). Při JP je fotopolymer nanášen přímo na nosný stůl a zároveň vytvrzován UV světlem. Tryska pro fotopolymer a zdroj UV světla jsou umístěny na jedné hlavě (Obr. 6.20).

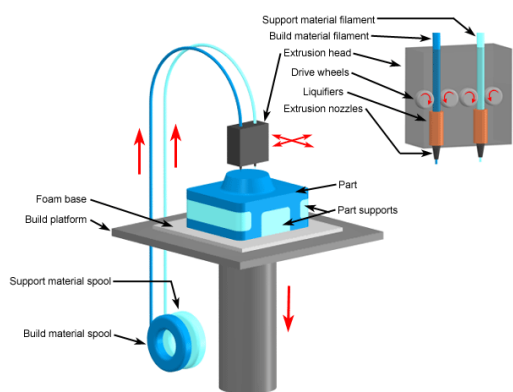


Obr. 6.19 Princip fungování SLA (Stereolithography) tisku [123]



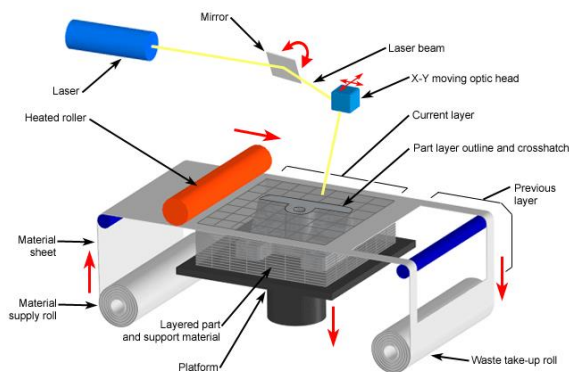
Obr. 6.20 Princip fungování JP (Jetted Photopolymer) tisku [123]

Druhá kategorie 3D tisků je založena na přidávání materiálu v tuhém stavu. Metoda FDM (Fused Deposition Modeling) je založena na vytlačování plastového materiálu z trysek a jeho vrstvení do požadovaného tvaru. Při stavbě 3D objektu je nanášen jak materiál pro stavbu objektu, tak materiál pro stavbu podpor (Obr. 6.21). Další metoda tisku LOM (Laminated Object Manufacturing) je založena na vypalování objektu pomocí laseru do laminátové fólie. V jednotlivých vrstvách jsou pomocí laseru vypalovány hranice tisknutého objektu a zbylý laminát slouží jako podpora tisknuté části (Obr. 6.22).



Copyright © 2008 CustomPartNet

Obr. 6.21 Princip fungování FDM (Fused Deposition Modeling) [123]



Copyright © 2008 CustomPartNet

Obr. 6.22 Princip fungování LOM (Laminated Object Manufacturing) [123]

Jako materiál, ze kterého jsou pomocí výše jmenovaných metod 3D tisku vytvářeny výsledné objekty, se používají různé druhy plastů (ABS Plast - Akrylonitrilbutadienstyren, PLA plast - kyselina polymléčná, PET-G polyetylén tereftalát glykol, TPE -termoplastický elastomer). I přesto, že samotné fixátory, implantáty a fixační dlahy jsou vyráběny z kovových materiálů i plastové modely hrají v medicíně významnou roli. Objekty vytištěné z plastu jsou ve srovnání s těmi kovovými výrazně levnější, a proto jsou využívány jako vizualizační pomůcky při plánování složitých operací a také pro ověření, jestli navržené fixátory, implantáty a fixační dlahy dobře pasují ke kostním tkáním. Náhled vytištěné fixační dlahy a kostní tkáně je ukázán na obr. 6.23.



Obr. 6.23 Model fixační dlahy a postižené kostní tkáně

Diagram illustrating the Laser Powder Bed Fusion (LPBF) process:

- Laser:** The energy source for the process.
- Lenses:** Focus the laser beam.
- X-Y scanning mirror:** Directs the laser beam across the powder bed.
- Laser beam:** The focused energy used to sinter the powder.
- Sintered part:** The partially fused material.
- Powder bed:** The layer of powder being fused.
- Leveling roller:** Ensures a uniform powder layer.
- Powder feed supply:** Delivers powder to the build chamber.
- Powder feed piston:** Moves up and down to level the powder bed.
- Build chamber:** The container for the powder and sintered part.
- Build piston:** Moves up and down to build the part layer by layer.

Copyright © 2008 CustomPartNet

Diagram illustrating the Laser Powder Bed Fusion (LPBF) process:

- Laser:** The energy source for the process.
- Lenses:** Used to focus the laser beam.
- X-Y scanning mirror:** Directs the laser beam across the powder bed.
- Laser beam:** The focused energy used to sinter the powder.
- Sintered part:** The partially fused powder structure.
- Powder bed:** The layer of powder being processed.
- Recoater arm:** Moves the powder dispenser platform across the bed.
- Metal powder supply:** Provides the material for the powder bed.
- Powder dispenser platform:** The surface where the powder is dispensed.
- Powder dispenser piston:** Controls the height of the powder dispenser platform.
- Build platform:** The base where the part is built.
- Build piston:** Controls the height of the build platform.

Copyright © 2008 CustomPartNet

Samotný proces 3D tisku je velmi přesný. Je tedy zřejmé, že přesnost vytištěného objektu je závislá především na kvalitě vstupních dat, v tomto případě na datech získaných na základě segmentace CT snímků a samotného návrhu fixátoru, implantátu nebo fixační dlahy.

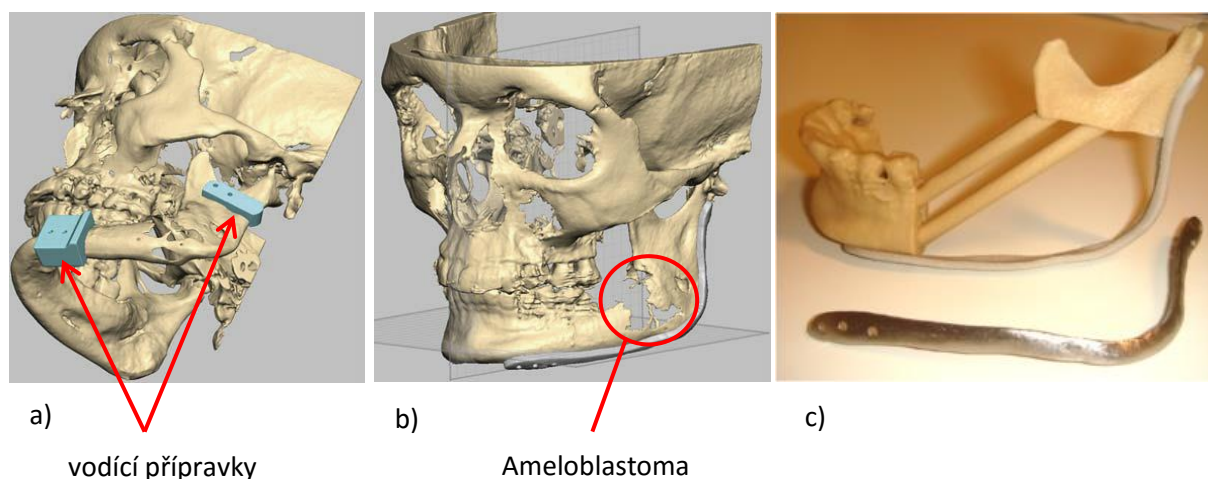
Uvážíme-li tvarovou složitost částí lidského těla, je zřejmé, že využití zobrazovacích metod, metod zpracování obrazu a metod 3D tisku má nezastupitelné místo v medicíně, zvláště chirurgických oborech, v diagnostice onemocnění a při plánování léčby. Pro medicínu je také charakteristické, že vedle onemocnění a úrazů, které jsou časté, se vyskytují případy ojedinělé, jedinečné, které vyžadují specifickou léčbu, případně výrobu specifických fixátorů, implantátů a dlah. Výroba fixátorů a dlah pro často se vyskytující případy je sériová, velmi propracovaná, nicméně aplikace téměř vždy připouští určitou úpravu, či přizpůsobení. V případě ojedinělých chirurgických zákroků, které se vyskytují při léčbě nádorů v kranio-maxillo-faciální oblasti nebo v traumatologické chirurgii, jsou zákroky zpravidla vázány na specifický fixátor nebo dlahu. Tyto fixátory a dlaha je dnes možné vyrobit podle potřeb konkrétního pacienta. Při návrhu, všech fází zpracování dat, výroby a plánování aplikace fixační dlahy je nutné vzít v úvahu určitou nepřesnost jednotlivých úkonů. Samozřejmostí je snaha o co nejpresnější dlahu, proto segmentaci, která patří mezi úkony, které nejvíce ovlivňují výslednou přesnost patient specific modelu, 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.

Obrázky 6.4, 6.5, 6.13 v této kapitole byly použity s laskavým svolením autora Ing. Petra Marciána, Ph.D.

7. Fixační dlahy 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 poškozuje přilehlé kostní tkáň a výrazně mění jejich tvar. Pokud nádorové onemocnění zasáhlo horní čelist, může při svém růstu poškodit horní cesty dýchací. Nádor je léčen odstraněním poškozených kostních tkání. V obou řešených případech se na návrhu fixační dlahy podílel tým chirurgů a techniků. Samotný návrh fixační dlahy byl proveden v programu ProModel (Planmeca, Helsinki, 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.

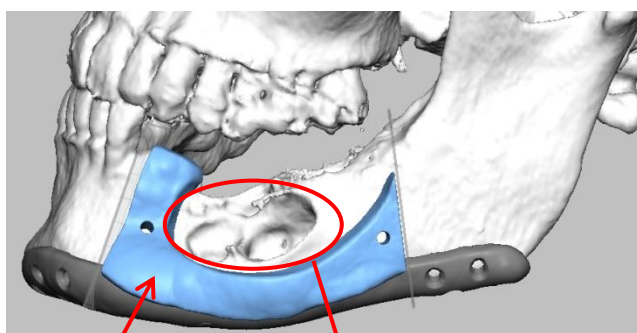
U prvního pacienta bylo nádorové onemocnění lokalizováno v levém úhlu dolní čelisti. Při zákroku byla odstraněna část těla dolní čelisti a celý úhel dolní čelisti. Navržená fixační dlahy spojovala bradu s levým kondylem. Navržené vodící přípravky, podle kterých byly prováděny řezy v dolní čelisti, návrh fixační dlahy a již vytištěná fixační dlahy jsou zobrazeny na obrázku 7.1.



Obr. 7.1 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 obr. 7.2 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.



a)

vodící přípravek

Ameloblastoma



b)

Obr. 7.2 Fixační dlahy pro druhého pacienta a) vodící přípravek, b) plastový model fixační dlahy

Pozn.: Podklady pro vytvoření obrázků 7.1 a 7.2 byly použity s laskavým svolením Jana Wolffa, DDS, Ph.D.

8. 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 [117], jehož licence je k dispozici na ÚMTMB.

9. 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 tři výpočtové modely. Jeden model pro fyziologickou dolní čelist se dvěma modely zatížení a dva 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.

9.1 Model geometrie

V rámci této práce byly vytvořeny tři modely geometrie dolní čelisti. Jeden model fyziologické dolní čelisti, včetně modelu lebky, temporomandibulárních chrupavek a disků (*v dalším textu je také pro temporomandibulární chrupavky a disky používána zkratka TM chrupavky a TM disky*). Model fyziologické dolní čelisti byl využit pro studii, jaké jsou rozdíly v rozložení pole deformací a napětí v dolní čelisti pro dva různé modely zatížení a uložení, které jsou v literatuře, pro dolní čelist nejčastěji využity. Dále byly vytvořeny dva modely dolní čelisti, u kterých byla odebrána postižená kostní tkáň. V jednom případě bylo odebráno tělo dolní čelisti, v tom druhém úhel dolní čelisti. Jednotlivé části dolní čelisti jsou propojeny fixační dlahou, navrženou přímo pro konkrétní případ.

Vhodnou cestou, jak v biomechanice vytvořit model geometrie na patřičné úrovni, je využití zobrazovacích metod a metod zpracování obrazu, viz kap. 6. Modely geometrie dvou dolních čelistí s odstraněnou kostní tkání byly vytvořeny na základě CT snímků poskytnutých finskými kolegy z Univerzitní nemocnice v Tampere. Modely fixačních dlah byly poskytnuty ve formátu STL týměž pracovištěm. Modely geometrie šroubů byly vytvořeny na základě rentgenového snímku šroubu poskytnutého pracovištěm v Tampere a upřesněny podle katalogu výrobce [122]. Model geometrie fyziologické dolní čelisti a lebky byl vytvořen na základě CT snímků, které byly poskytnuty MUDr. Maximem Jurčenkem, CSc. Modely geometrie temporomandibulárních chrupavek a disků byly vytvořeny na základě literatury [30], [87], [100]. Detailní popis tvorby modelů geometrie jednotlivých prvků řešených v této práci je popsán v následujících kapitolách.

9.1.1 Segmentace a tvorba STL modelu dolní čelisti

Poskytnuté CT snímky pacientů s nádorovým onemocněním, CT snímky fyziologické dolní čelisti a lebky bylo nutné zpracovat pomocí segmentace a vytvořit vhodná vstupní data pro vytvoření modelů geometrie řešených dolních čelistí. V dnešní době existuje řada profesionálně vytvořených programů, které umožňují vytvořit 3D model na základě CT snímků. Mezi nejznámější komerční programy patří Mimics [118], 3D doctor [119], Transfer [114], ScanIP [120] a Vascops [121]. Z finančních důvodů byl v rámci doktorského studijního programu na ÚMTMB vytvořen týmem autorů program STL Model Creator [45], [127], který umožňuje práci s CT snímky, jejich segmentaci a následné exportování dat ve formátu STL. Veškerá segmentace CT snímků byla provedena právě v programu STL Model Creator. Detailní popis prostředí a práce s programem STL Model Creator je

Postup segmentace byl obdobný jak pro fyziologickou dolní čelist, tak pro obě dolní čelisti s nádorovým onemocněním. Segmentace a tvorba STL modelu je prezentována pro řešenou úlohu dolní čelisti s nádorovým onemocněním - pacient 2.

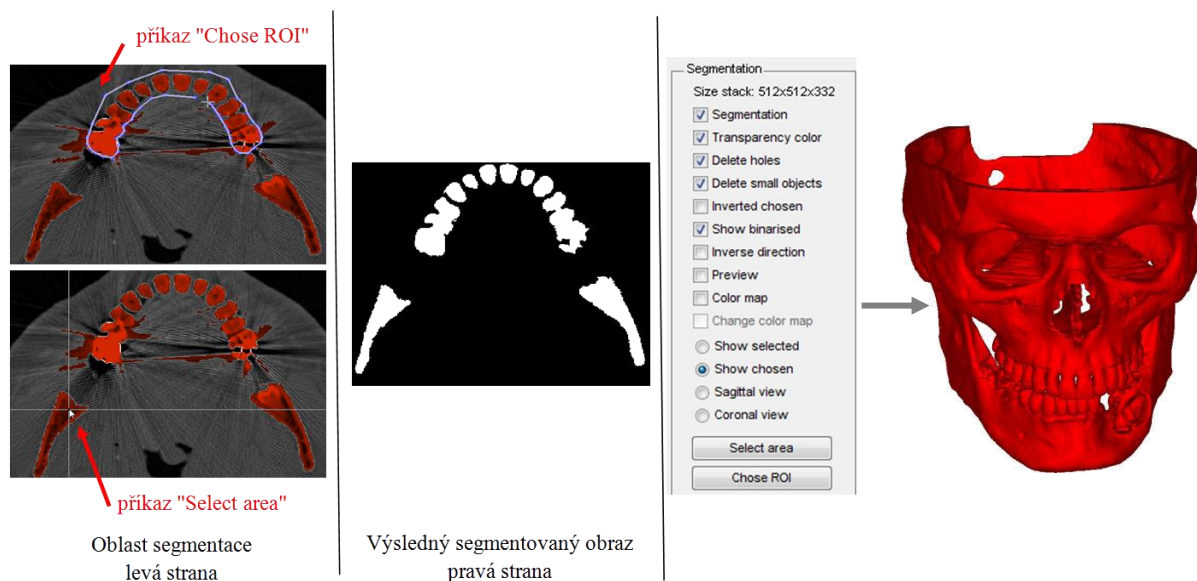


A screenshot of a file explorer window. The window title is "File". The main area shows a single file named "File". The file is highlighted with a blue selection bar. The file's icon is a small document with a blue header and a white body.



1. Seznam načtených snímků, 2. Nástroje pro segmentaci, 3. Nástroje pro prahování,
4. Pracovní plocha programu

Segmentace CT snímků byla provedena hybridní metodou. Ručně byla segmentována místa v CT snímcích, která byla ovlivněna artefakty anebo místa se složitou anatomii. Na obrázku 9.2 je zobrazen příklad segmentace dolní čelisti v programu STL Model Creator a ukázka STL modelu dolní čelisti s nádorovým onemocněním.



Obr. 9.2 Ukázka segmentace CT snímků a výsledný STL model dolní čelisti s nádorovým onemocněním – pacient 2

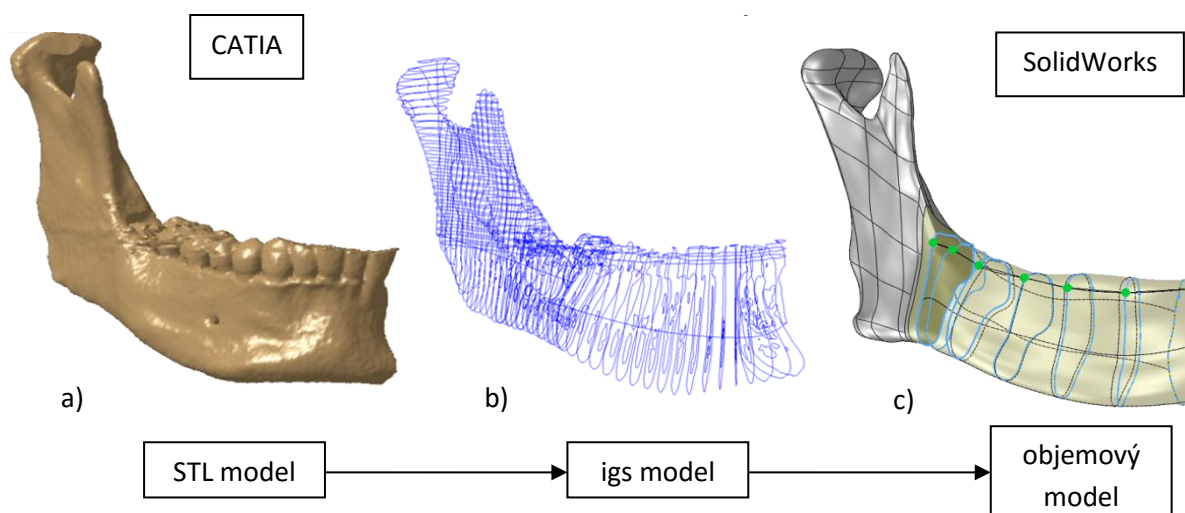
Po provedené segmentaci patřičných CT snímků nahraných do programu, je možné tato segmentovaná data vyexportovat ve formátu STL a dále s nimi pracovat při tvorbě modelu geometrie.

9.1.2 Model geometrie fyziologické dolní čelisti

Fyziologická dolní čelist a lebka byla vytvořena na základě dat, získaných ze segmentace CT snímků. V této fázi tvorby modelu geometrie je model fyziologické dolní čelisti a lebky ve formátu STL (mrak bodů) a je potřeba s ním dále pracovat. Cílem je vytvořit objemový model geometrie, který bude možné využít při tvorbě výpočtového modelu.

Prvním krokem byla práce na STL modelu v CAD programu CATIA. Program CATIA má dobře vybavený modul pro práci se STL modely. V tomto programu je možné provádět čištění STL modelu, odeírání i přidávání jednotlivých bodů a zalepování děr. STL model fyziologické dolní čelisti byl rozdělen v oblasti bradové spony na dvě symetrické části. Další operace probíhaly již jen na jedné části dolní čelisti.

STL model čelisti byl rozdělen pomocí rovinných řezů. Na základě těchto řezů vznikly rovinné křivky, které popisují vnější tvar dolní čelisti, viz obr. 9.3 b). Tímto krokem práce v programu CATIA skončila a rovinné křivky popisující tvar dolní čelisti byly ve formátu *.igs převedeny do programu SolidWorks. Tento program poskytuje přátelské pracovní prostředí při tvorbě a editaci objemových modelů. Převedené rovinné křivky byly proloženy pomocí splajnů. Zuby nejsou pro deformačně napětové stavy fyziologické dolní čelisti řešené v této práci významné, a proto byly při prokládání rovinných křivek pomocí splajnů vynechány. Jednotlivé splajny pak byly spojeny pomocí funkce spojení profilů a vznikl tak objemový model části dolní čelisti. Jednotlivé základní fáze tvorby objemového modelu jsou zobrazeny na obr. 9.3.



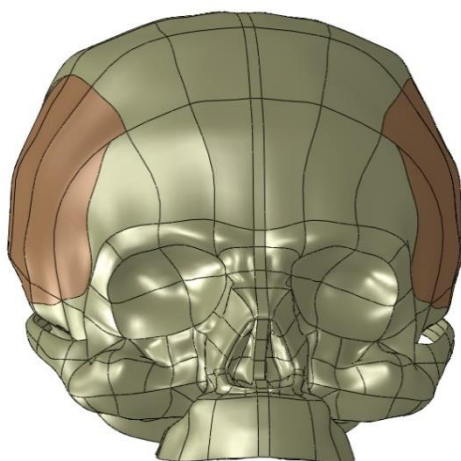
Obr. 9.3 Převod STL modelu na objemový model

Dolní čelist se skládá z kortikální a spongiózní kostní tkáně. Tyto kostní tkáně byly u modelu dolní čelisti rozlišeny již na úrovni modelu geometrie. Zvláště byl vytvořen model geometrie kortikální a spongiózní kostní tkáně. Tvorba těchto modelů byla provedena následovně. Segmentací byl vytvořen STL model spongiózní kostní tkáně fyziologické dolní čelisti, ze kterého byl vytvořen objemový model stejným postupem, jak je zobrazeno na obr. 9.3. Model spongiózní kostní tkáně byl v programu SolidWorks v modulu "sestava" umístěn na základě anatomie dolní čelisti do objemového modelu části dolní čelisti. Následně byl pomocí funkce pro odečtení objemových těl, odečten objemový model spongiózní kostní tkáně od objemového modelu části dolní čelisti a tím vznikl objemový model kortikální kostní tkáně. Následným vložením modelu spongiózní kostní tkáně do modelu kortikální kostní tkáně vznikla pravá půlka fyziologické dolní čelisti. Levá půlka dolní čelisti byla vytvořena zrcadlením pravé části. Tímto způsobem vznikl model geometrie fyziologické dolní čelisti. Model geometrie lebky byl vytvořen obdobnými postupy a technikami jako model fyziologické dolní čelisti. Lebka je v této práci uvažována bez spongiózní kostní tkáně a bezzubá. Model geometrie lebky je zobrazen na obr. 9.4.

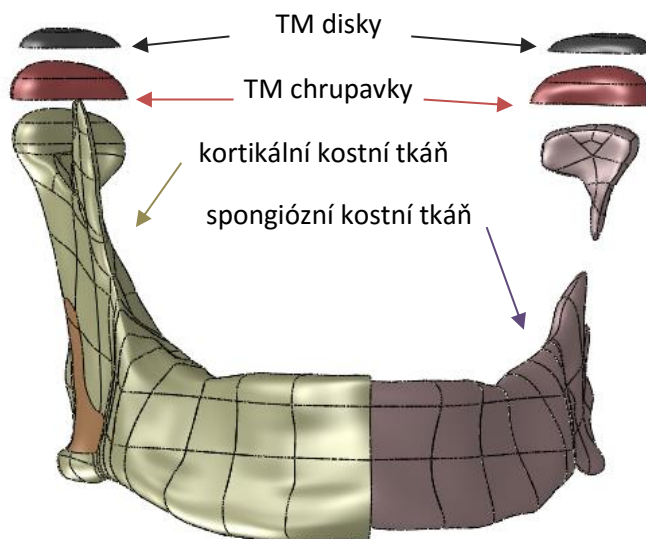
U modelu fyziologické čelisti byly uvažovány také temporomandibulární chrupavky a temporomandibulární disky. Jelikož na dostupných CT snímcích, které byly použity jako vstupní data pro tvorbu modelu geometrie fyziologické dolní čelisti, nejsou TM chrupavky a TM disky vzhledem ke své rozdílné hustotě patrné, jsou jejich modely geometrie vytvořeny na odpovídající rozlišovací úrovni na základě literatury.

Model geometrie chrupavek byl vytvořen odsazením vybraných ploch na kondylech. Odsazení těchto ploch tvoří tloušťku chrupavky, která byla modelována jako 0,5 mm [100]. Odsazené plochy tvoří vnější hranici chrupavek. Vnitřní hranici chrupavek tvoří plochy na kondylu. Z těchto ploch pak bylo vytvořeno samostatné objemové těleso.

Model geometrie TM disků byl vytvořen na základě literatury [30], [87]. Maximální tloušťka disku byla nastavena na 3 mm. Modely geometrie TM chrupavek a TM disků jsou zobrazeny na obr. 9.5 v rámci celého modelu geometrie dolní čelisti.



Obr. 9.4 Model geometrie lebky

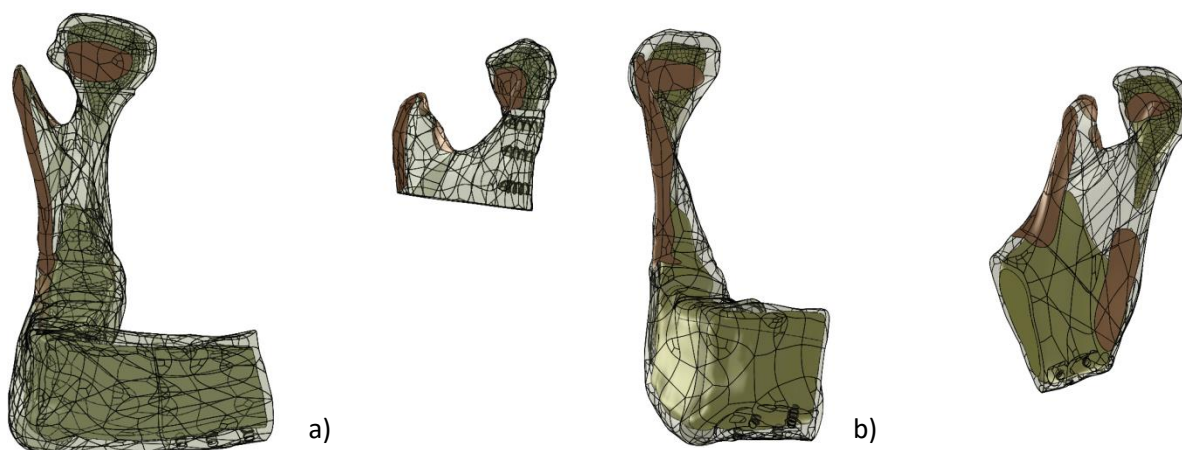


Obr. 9.5 Výsledný model geometrie fyziologické dolní čelisti

9.1.3 Model geometrie dolní čelisti s dlahou

Postup tvorby modelů geometrie dolních čelistí byl u obou řešených případů stejný. Tak jako v případě fyziologické dolní čelisti, také dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání byly vytvořeny na základě dat získaných ze segmentace CT snímků.

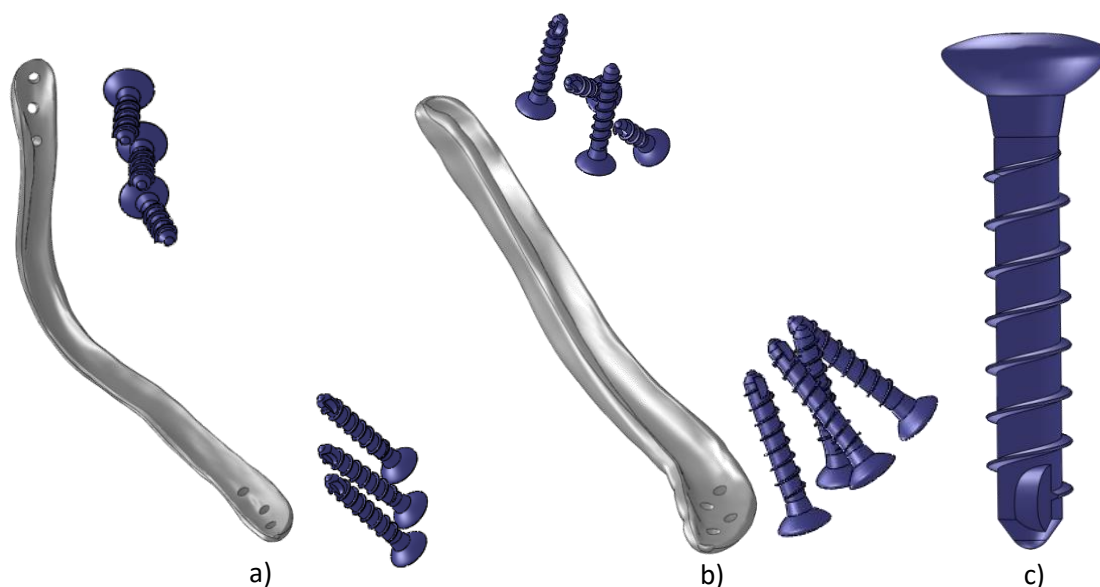
Model geometrie dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání byl vytvořen následovně. V programu CATIA byly ze STL modelu dolní čelisti odstraněny body, které představovaly zuby. Vzniklé mezery byly doplněny a STL model byl uložen a importován do programu SolidWorks. V tomto programu byly objemové modely dolních čelistí vytvořeny automaticky přímo ze STL modelů. U složitějších modelů, jako například dolní čelist, se často stává, že v automaticky vytvořeném objemovém modelu jsou plochy s velmi ostrým úhly. Tyto plochy by mohly způsobit problémy při generování konečnoprvkové sítě v dalších krocích při tvorbě výpočtového modelu. Proto je potřeba takové plochy vyhledat a ručně upravit, například spojením s vedlejší plochou. Automaticky byly vytvořeny všechny objemové modely u obou řešených dolních čelistí. Tak jako v případě fyziologické dolní čelisti i zde byl uvažován model kortikální a model spongiózní kostní tkáně. Modely geometrie dolních čelistí pro oba dva řešené případy jsou zobrazeny na obr. 9.6.



Obr. 9.6 Model geometrie dolní čelisti s kortikální a spongiózní kostní tkání.
a) pacient 1, b) pacient 2. Hnědě jsou znázorněny plochy pro upnutí svalů

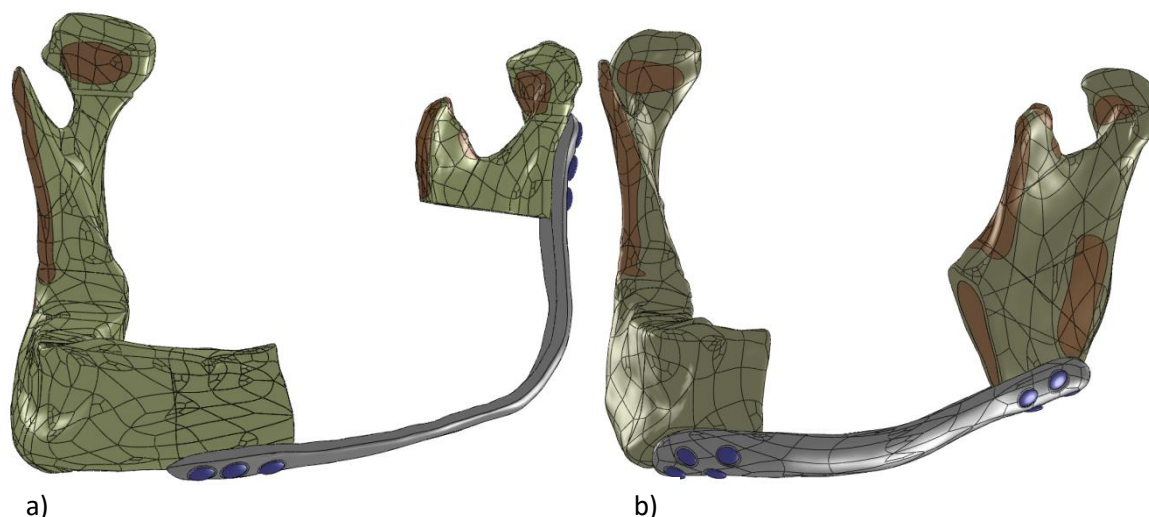
Objemový model dlahy určené pro pacienta 1 byl vytvořen manuálně, jelikož automatické vytvoření objemového modelu selhalo. Tvorba objemového modelu dlahy pro pacienta 1 probíhala stejným způsobem jako tvorba fyziologické dolní čelisti. STL model dlahy 1 byl nahrán do programu CATIA. Zde byly vytvořeny 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. Objemový model dlahy pro pacienta 2 byl vytvořen automaticky přímo v programu SolidWorks.

Ukotvení fixačních dlah k dolní čelisti bylo provedeno pomocí běžně dostupných šroubů. Základní rozměry šroubů byly získány z rtg. snímku poskytnutého pracovištěm v Tampere a z katalogu výrobce [122]. Délka jednotlivých šroubů použitých k připevnění dlah v případě pacienta 1 a 2 se měnila vzhledem k oblasti, kde byly šrouby použity. Modely geometrie obou dlah i kortikálních šroubů jsou na obr. 9.7.



Obr. 9.7 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. Model dolní čelisti byl rozdělen na několik částí tak, aby v nich bylo možné postihnout směry ortotropie. Modely TM chrupavek a TM disků nejsou do řešené soustavy dolní čelisti zahrnuty, jelikož tyto tkáně nebyly předmětem řešení. Na obrázku 9.8 jsou zobrazeny výsledné modely geometrie pro oba řešené případy dolní čelisti s fixační dlahou.



Obr. 9.8 Výsledný model geometrie řešené soustavy pro a) pacient 1, b) pacient 2

9.2 Model materiálu

Pro provedení deformačně napěťového 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.

9.2.1 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 [113]. Na internetu je možné najít práce, které se zabývají mechanickými zkouškami kostních tkání, ovšem autoři těchto prací používají různé měřicí techniky a tak se zjištěné hodnoty materiálových vlastností značně liší. 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 [36]. Materiálové charakteristiky kortikální a spongiózní kostní tkáně byly shrnuty do tabulky 9.1.

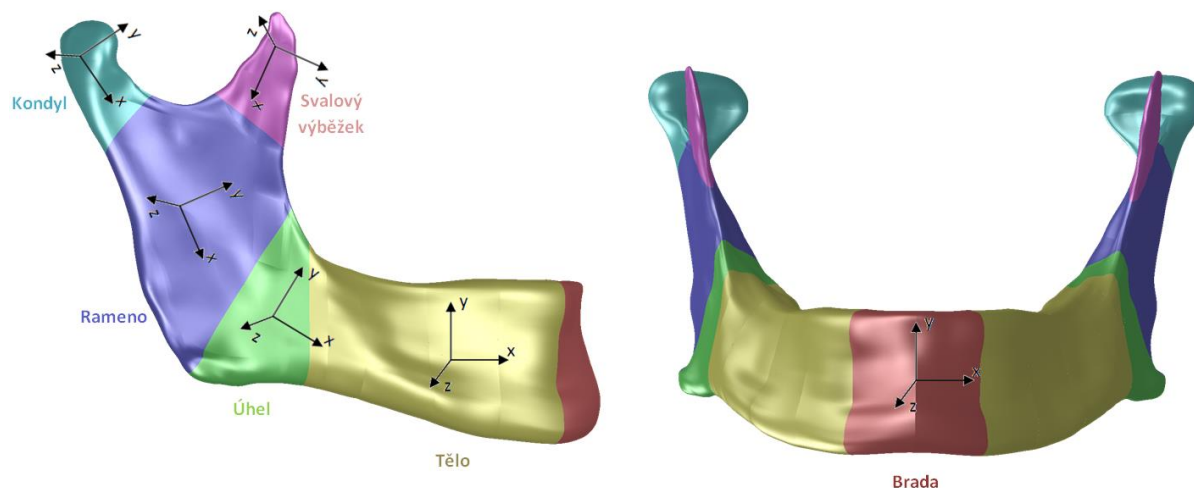
Autor	Kortikální kostní tkáň		Spongiózní kostní tkáň	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
Apicella [1]	15 000	0,25	1 500	0,29
Bratu [10]	13 700	0,26	1 370	0,3
Carter [12]	13 760	0,3	7 930	0,3
Tanaka [73]	14 000	0,3	7 900	0,3
Tanne [76]	8 000	0,3	137	0,3
Toparli [81]	13 800	0,26	-	-
Vincent [86]	13 800	0,26	345	0,31
Zarone [93]	15 000	0,25	1 500	0,29

Tab. 9.1 Materiálové charakteristiky kostních tkání

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 Dechow [69] ovšem využití této práce je vzhledem k její rozsáhlosti komplikované. Z práce Schwartz-Dabney a Dechow vychází mnoho autorů, kteří uspořádali potřebné materiálové charakteristiky do uživatelsky přístupnější formy. Takovou prací je například práce od autorů Vajgel a kol. [82]. Ortotropní materiálové charakteristiky použité v této práci jsou shrnuty v tabulce 9.2. Uvažované směry ortotropie jsou prezentovány na obr. 9.9.

Materiálové charakteristiky	Kortikální kostní tkáň v jednotlivých úsecích dolní čelisti [69], [82]					
	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

Tab. 9.2 Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně



Obr. 9.9 Směry ortotropie v jednotlivých částech dolní čelisti

9.2.2 Model materiálu fixačních dlah a šroubů

Materiál pro výrobu dlah a šroubů musí mít vhodné chemické složení, mechanické vlastnosti a strukturu. Tyto materiály musí splňovat požadavky na svou neškodnost pro okolní tkáň a organismus (neradioaktivní, nekarcinogenní, netoxické), biologickou snášenlivost (vlivem materiálu nezpůsobovat úbytek kosti a nenarušovat metabolismus) a z mechanického hlediska musí být dostatečně pevné. Vhodným materiálem, který splňuje výše jmenovaná kritéria, se jeví titan, respektive slitiny titanu. Titan byl objeven v 1791 anglickým chemikem Williamem Gregorem, ovšem chemicky čistý titan ve formě kovu byl izolován až v roce 1910 chemikem M. A. Hunterem. Titan je šedý až stříbřitě bílý, lehký a tvrdý kov. Vyznačuje 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. Technicky čisté titany jsou také označovány Commercially pure, tedy zkratkou CP. 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 vyrobeny průmyslově 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 9.3.

Slitina titanu	E [MPa]	μ [-]	Mez kluzu [MPa]	Mez pevnosti [MPa]	Mez únavy* [MPa]
Ti-6Al-7Nb [52]	114 000	0,3	880	900	580
Ti-6Al-4V ELI [52]	110 000	0,3	795	860	598

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

Tab. 9.3 Materiálové charakteristiky pro fixační dlahy a šrouby

9.2.3 Model materiálu svalů

Žvýkácké svaly jsou aktivním prvkem, který uvádí celou dolní čelist do pohybu a v okamžiku skusu ovlivňují velikost skusové síly mezi zuby a žvýkaným soustem. Jelikož je modelován právě okamžik skusu, můžeme považovat modelované svaly za plně aktivní. Svaly byly modelovány u fyziologické dolní čelisti přímo pomocí konečnoprvkových elementů. V rámci studie, týkající se modelování svalů, provedené v této práci byl modul pružnosti v tahu u svalů měněn v rozmezí $E = 210\,000$ MPa až $E = 10\,000$ MPa s krokem $40\,000$ MPa a s Poissonovým číslem $\mu = 0,3$ [-].

9.2.4 Model materiálu TM chrupavek a TM disků

Disk čelistního kloubu, který rozděluje synoviální dutinu na horní a spodní část, plní podobnou funkci jako menisky u kloubu kolenního a má též podobné složení. Mechanické vlastnosti jsou závislé především na kolagenních vláknech a na jejich uspořádání. Temporomandibulární disk vykazuje viskoelastické vlastnosti [74], [75]. Viskoelastický model materiálu přesahuje vymezenou úroveň modelu řešené čelisti a vzhledem k tomu, že mechanická odezva temporomandibulárního disku není hlavním předmětem této práce, je TM disk modelován homogenním, izotropním, lineárně pružným modelem materiálu s materiálovými charakteristikami $E = 30$ MPa a $\mu = 0,4$ [-] [48].

Chrupavka temporomandibulárního kloubu má charakter hyalinní chrupavky. Jde o bezcévnou a neinervovanou pojivovou tkáň, která je tvořena chondrocyty, umístěnými v dutinách extracelulárního matrixu (v lakunách) a mezibuněčnou hmotou tvořenou kolagenními vlákny [104]. Chrupavka je z velmi odolné a trvanlivé tkáně, která dokáže dlouhodobě odolávat cyklickému zatížení a snáší velmi vysoké síly [106]. Také kloubní chrupavka byla modelována pomocí homogenního izotropního lineárně pružného modelu materiálu s parametry $E = 12$ MPa a $\mu = 0,4$ [-] [48].

9.2.5 Hodnoty materiálových charakteristik

V tabulce 9.4 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.

Model	E [MPa]	μ [-]
Kortikální kostní tkáň	údaje v tabulce 9.2	
Spongiózní kostní tkáň [10]	1 370	0,3
Fixační dlaha - Ti-6Al-4V ELI [52]	110 000	0,3
Šrouby - Ti-6Al-7Nb [52]	114 000	0,3
Svaly	210 000 – 10 000	0,3
TM disky	30	0,4
TM chrupavky	12	0,4

Tab. 9.4 Materiálové charakteristiky použité při výpočtu

9.3 Model uložení a model zatížení u fyziologické dolní čelisti

U fyziologické dolní čelisti byly modelovány dvě varianty modelu uložení a modelu zatížení. První varianta je dále v textu označena zkratkou FYZ 1. Druhá varianta je označena zkratkou FYZ 2.

První varianta modelu uložení a zatížení použitých pro dolní čelist koresponduje s těmi, které jsou popsány v literatuře [40], [33], [82], [116].

Pro dolní čelist byla předepsána nulová posunutí ve všech směrem na horních plochách obou temporomandibulárních disků. 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. Pevně jsou spojeny také chrupavky s kortikální kostní tkání. Mezi TM chrupavkami a TM disky byl předepsán kontakt Standard (Friction). V odborné literatuře panuje shoda v tom, že součinitel smykového tření v kontaktu mezi TM chrupavkou a TM diskem musí být velmi malý vzhledem k přítomnosti synoviální kapaliny, která výrazně snižuje tření mezi stykovými plochami. V práci Borák [112] byla provedena citlivostní analýza, jak se mění velikost kontaktního tlaku mezi chrupavkou a diskem při změně hodnoty součinitele smykového tření. Autor práce uvažoval hodnoty tření $f = 0$ [-] až $0,5$ [-] a dospěl k závěru, že nejvyšších hodnot kontaktního tlaku bylo dosaženo při $f = 0$ [-]. Tato hodnota smykového tření byla použita při výpočtu fyziologické čelisti.

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“ [116] následovaná prací od T. W. Koriatha a kol. „Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible“ [40]. Ve zmíněných pracích jsou uvažovány síly v jednotlivých svalech aktivních při žvýkání, které jsou pro danou svalovou skupinu a způsob žvýkání vypočteny podle vztahu (2).

$$(X_{Mi} \cdot K) \cdot EMG_{Mi} = M_{ir} \quad (2)$$

Jednotlivé veličiny ve vztahu (2) 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 [49], [59], [60], [99] poměrně širokého rozpětí od 13 N/cm^2 až po 100 N/cm^2 pro různý věk, pohlaví, fyzickou kondici jedince a typ kosterního svalu. V práci Nelsona [116] je pro výpočet sil ve svalech dolní čelisti uvedena hodnota jednotkového napětí ve svalu K 40 N/cm^2 . 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 (2) 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 tab. 9.5. Příčné průřezy svalů uvedené v této tabulce jsou brány podle Nelsona [116]. Druhá část vztahu (2) 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).

Svaly	SM	DM	MP	AT	MT	PT	LP
Příčný průřez X_{Mi} [cm²]	4,76	2,04	4,37	3,95	2,39	1,89	1,67
Napětí ve svalu K [N/cm²]	40						
Síla ve svalu [N]	190,4	81,6	174,8	158	95,6	75,6	66,8

Tabulka 9.5 Přehled maximálních sil v jednotlivých svaích vypočítaných na základě ($X_{Mi} \cdot K$). Zkratky jednotlivých svalů jsou uvedeny v originálním znění a v českém překladu v závorce [116]

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 svaích je potřeba tyto síly vynásobit váhovým koeficientem EMG_{Mi} , který se liší podle způsobu a místa žvýkání sousta. V tabulce 9.6 jsou vypsány koeficienty EMG_{Mi} na základě literatury [116]. 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} . Rozdíl mezi WS a BS je patrný pouze v případech jednostranného způsobu žvýkání.

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

Tabulka 9.6 Přehled váhových poměrů EMG_{Mi} v jednotlivých svaích pro pracující a balanční stranu dolní čelisti [116]

Vypočtené výsledné síly v jednotlivých svaích je z hlediska předepsání těchto sil do výpočtového modelu vhodné rozložit do jednotlivých navzájem kolmých složek. Toho je docíleno tak, že výsledné síly ve svaích jsou vynásobeny patřičnými směrovými kosiny pro směry X, Y, Z. Při zadávání jednotlivých složek sil ve svaích do výpočtového modelu je nutné jednoznačně definovat souřadný systém řešené soustavy. V této práci je souřadný systém definován stejně jako v práci [40]: 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 sepsány v tabulce 9.7.

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

Tabulka 9.7 Přehled směrových kosinů pro jednotlivé složky sil ve svalech podle souřadného systému [40]

V tabulce 9.8 jsou shrnuty hodnoty sil ve svalech spolu s jejich váhovými koeficienty pro jednostranný molárový skus a směrovými kosiny.

Svaly	Celková síla ve svalech [N]	Jednostranný molárový skus		Směrový kosinus v X*	Směrový kosinus v Y	Směrový kosinus v Z
		WS	BS			
SM	190,4	0,72	0,60	-0,207	0,885	0,419
DM	81,6	0,72	0,62	-0,546	0,758	-0,358
MP	174,8	0,84	0,60	0,486	0,791	0,372
AT	158,0	0,73	0,58	-0,149	0,988	0,044
MT	95,6	0,66	0,67	-0,221	0,837	-0,500
PT	75,6	0,59	0,39	-0,208	0,474	-0,855
LP	66,8	0,30	0,65	0,630	-0,174	0,757

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

Tab. 9.8 Použité váhové koeficienty a směrové kosiny pro předepsané zatížení

SM - Superficial Masseter (povrchový sval žvýkácí),

DM - Deep Masseter (hluboký sval žvýkácí)

MP - Medial Pterygoid (vnitřní sval křídlový)

AT - Anterior Temporal (přední sval spánkový)

MT - Middle Temporal (střední sval spánkový)

PT - Posterior Temporal (zadní sval spánkový)

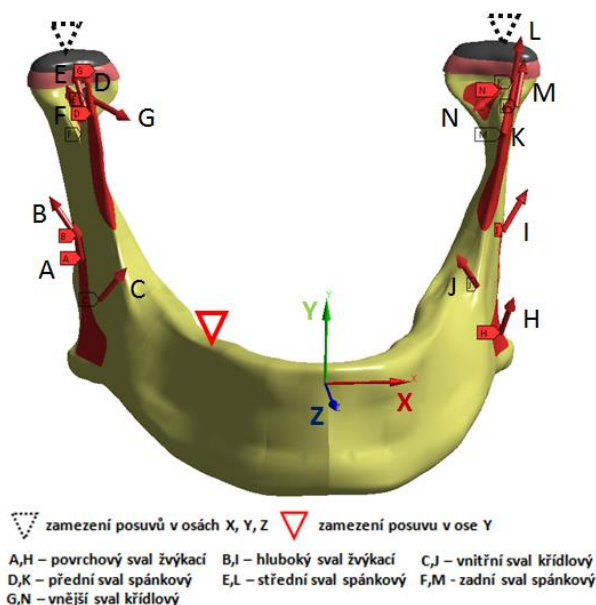
LP - Lateral Pterygoid (zevní sval křídlový)

V tabulce 9.9 jsou výsledné hodnoty sil v jednotlivých svalech pro pracující stranu WS a balanční stranu BS dolní čelisti. Graficky je souřadný systém spolu s modelem zatížení a modelem uložení varianty FYZ 1 znázorněn na obr. 9.10.

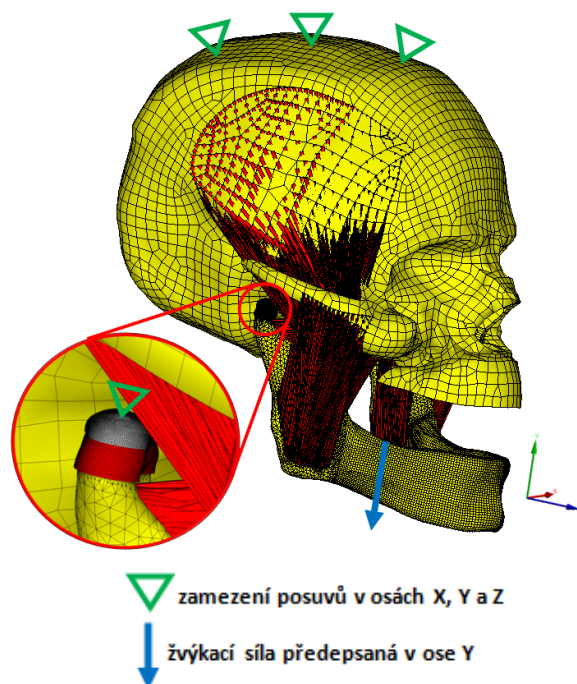
Svaly	Síly ve svalech na pracující straně dolní čelisti - WS [N]				Síly ve svalech na balanční straně dolní čelisti - BS [N]			
	X	Y	Z	SUM	X	Y	Z	SUM
SM	-28,4	121,2	57,4	137,08	22,8	100,9	47,8	114,0
DM	-32,0	44,4	-21,0	58,6	26,7	37,0	-17,5	48,8
MP	71,4	116,1	54,6	146,8	-51,0	83,0	39,0	104,9
AT	-17,2	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

Tab. 9.9 Výsledné velikosti sil v jednotlivých svalech pro pracující i balanční stranu dolní čelisti

Druhá varianta modelu uložení a modelu zatížení modeluje svaly přímo pomocí konečnoprvkových elementů. Tento model uložení a model zatížení je prezentován v literatuře [8], [9], [39], [68], [112]. U této varianty je uvažován model lebky, který je s modelem dolní čelisti propojen modelovanými svaly. Jednotlivé svaly byly modelovány tak, že jejich průřez odpovídá příčným průřezům svalů popsaných v tab. 9.5. Stejně průřezy byly použity při stanovování sil ve svalech. Také u varianty FYZ 2 bylo spojení mezi kostními tkáněmi modelováno jako pevné spojení (sloučení uzlových bodů). Pevně jsou spojeny také chrupavky s kortikální kostní tkání. Kontakt Standart s koeficientem smykového tření $f = 0$ [-] je modelován mezi TM chrupavkou a TM diskem, přičemž na horních plochách obou TM disků byla předepsána nulová posunutí ve všech směrech. Zamezeno bylo také všem posuvům lebky. Ve variantě FYZ 2 je modelováno žvýkání přímo předepsáním silového působení v oblasti molárových zubů. Z důvodu možného srovnání obou variant (FYZ 1 a FYZ 2) byla v molárovém úseku vybrána stejná oblast, která odpovídá jednostrannému skusu na první dolní stoličce. Tato oblast se nachází na pravé straně dolní čelisti z pohledu pacienta. Aby bylo možné porovnat obě řešené varianty FYZ 1 a FYZ 2, byla žvýkací síla předepsaná do výpočtového modelu FYZ 2 stejná, jako vypočtená styková síla v oblasti moláru ve variantě FYZ 1. Tedy postup při výpočtech byl takový, že nejdříve byla vypočítána varianta FYZ 1, ze které byla odečtena styková síla v oblasti, která představuje první dolní stoličku. Velikost stykové síly byla přímo předepsána do výpočtového modelu FYZ 2. Zobrazení modelu zatížení a modelu uložení pro variantu FYZ 2 je na obrázku 9.11.



Obr. 9.10 Model uložení a model zatížení
u varianty FYZ 1

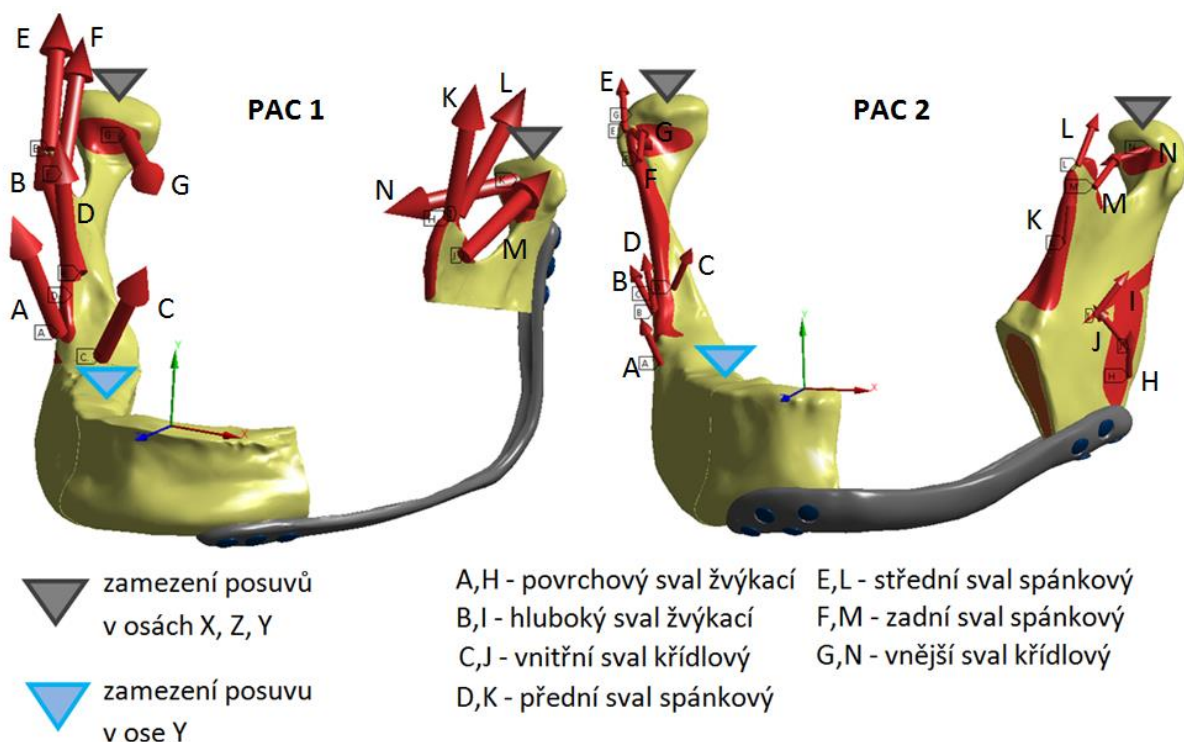


Obr. 9.11 Model uložení a model zatížení
u varianty FYZ 2

9.4 Model uložení a model zatížení u dolní čelisti s fixační dlahou

Model zatížení byl pro dolní čelisti s odstraněnou kostní tkání použit stejný, jako v případě fyziologické dolní čelisti FYZ 1 (obr. 9.10). Vzhledem k provedenému lékařskému zákroku u pacienta 1 (PAC 1) nejsou svaly povrchový a hluboký sval žvýkáci a vnitřní sval křídlový na levé straně dolní čelisti funkční, a proto tyto svaly nebyly u varianty PAC 1 modelovány. Jelikož ve výpočtových modelech PAC 1 a PAC 2 nejsou modelovány TM chrupavky a TM disky bylo zamezení všech posuvů předepsáno do kondylů. Zamezení posuvu v ose Y bylo předepsáno do místa molárového skusu.

Mezi dlahou a kortikální kostní tkání byl nastaven typ kontaktu Standard (Friction) s koeficientem tření $f = 0,4$ [-] [85]. Stejné nastavení kontaktních prvků bylo použito i pro kontakt mezi dlahou a šrouby [94]. 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 9.12.



Obr. 9.12 Model uložení a model zatížení pro řešenou variantu PAC 1 a PAC 2

9.5 Konečnoprvkový model

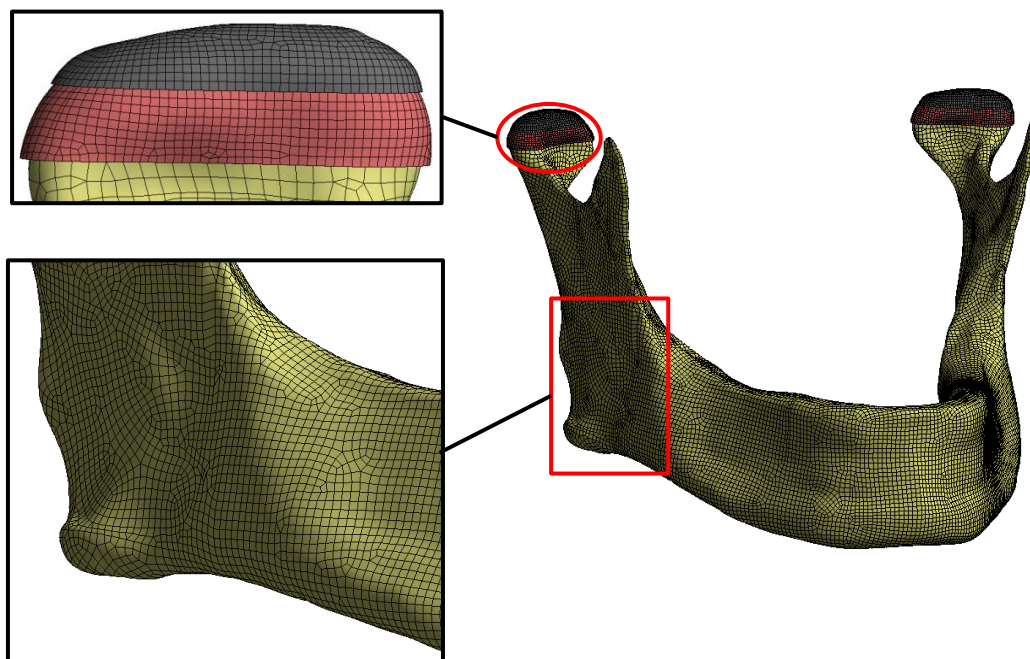
Konečnoprvkový model je tvořen sítí elementů konečné velikosti. Síť konečnoprvkového modelu byla vytvořena v preprocesoru výpočtového systému ANSYS, který umožňuje generovat síť podle požadavků uživatele.

U konečnoprvkové sítě pro variantu FYZ 1 (Obr. 9.13) byl nastaven požadavek mapované sítě pro všechny části dolní čelisti. Jedná se o kortikální a spongiózní kostní tkáň, TM chrupavky a TM disky. Velikost elementů byla nastavena 0,5 mm pro chrupavky a disky a 1mm pro kortikální a spongiózní kostní tkáň. Diskretizace u varianty FYZ 1 byla provedena pomocí kvadratických 20 uzlových prvků SOLID 186. Kontakt mezi TM chrupavkou a TM diskem byl vytvořen pomocí prvků kontaktní dvojice CONTA 174 a TARGE 170.

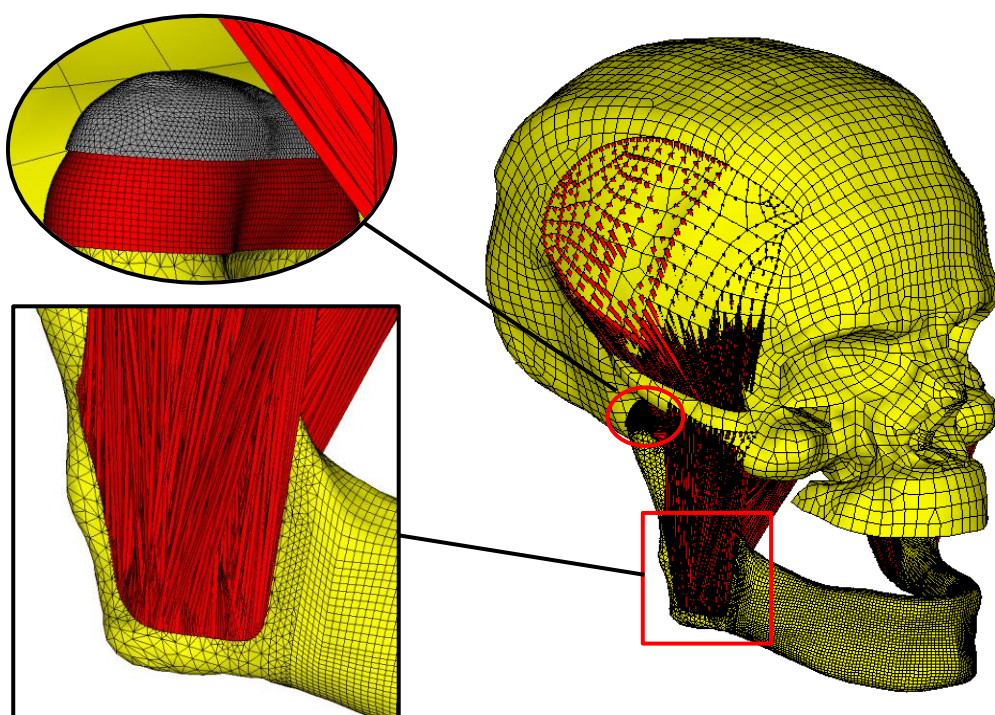
U varianty FYZ 2 (Obr. 9.14) byla mapovaná síť vytvořena v těle dolní čelisti pro kortikální a spongiózní kostní tkáň s velikostí elementu 1 mm a pro TM chrupavku s velikostí elementu 0,5 mm. Mapované sítě byly vytvořeny elementem SOLID 186. Ramena dolní čelisti a TM disky byly diskretizovány pomocí volné sítě 10 uzlovými kvadratickými prvky SOLID 187. Velikost elementu u ramen dolní čelisti byla nastavena na 4 mm a u TM disků na 0,5 mm. Lebka slouží, v případě modelu FYZ 2, především k upnutí svalů. Řešení deformace a napětí na lebce není předmětem této práce. Proto byla lebka diskretizována pomocným prvkem MESH 200 s velikostí elementu 8 mm. Kontakt mezi TM chrupavkou a TM diskem byl řešen stejnými prvky jako v případě varianty FYZ 1. Svaly modelované u varianty FYZ 2 byly vytvořeny z prvků LINK 10 přímo v programu ANSYS pomocí předepsaného APDL makra, jehož základní funkce je popsána níže.

1. je vybrána patřičná plocha na lebce,
2. je vybrána patřičná plocha na dolní čelisti,
3. je spočítán počet uzlových bodů (node) v těchto plochách,

4. tyto uzly jsou seřazeny podle čísla uzlu od nejmenšího po největší,
5. jednotlivé uzly z plochy na dolní čelisti jsou propojovány elementy LINK 10 s uzly na vybrané ploše na lebce,
6. jakmile jsou obsazeny všechny uzlové body na ploše lebky, makro pokračuje dále ve tvorbě elementů. Ve výsledku je možné, že k jednomu uzlovému bodu na ploše lebky je napojeno více konečnoprvkových elementů LINK 10,
7. jakmile jsou obsazeny všechny uzly na ploše dolní čelisti, makro končí.



Obr. 9.13 Konečnoprvkový model varianty FYZ 1

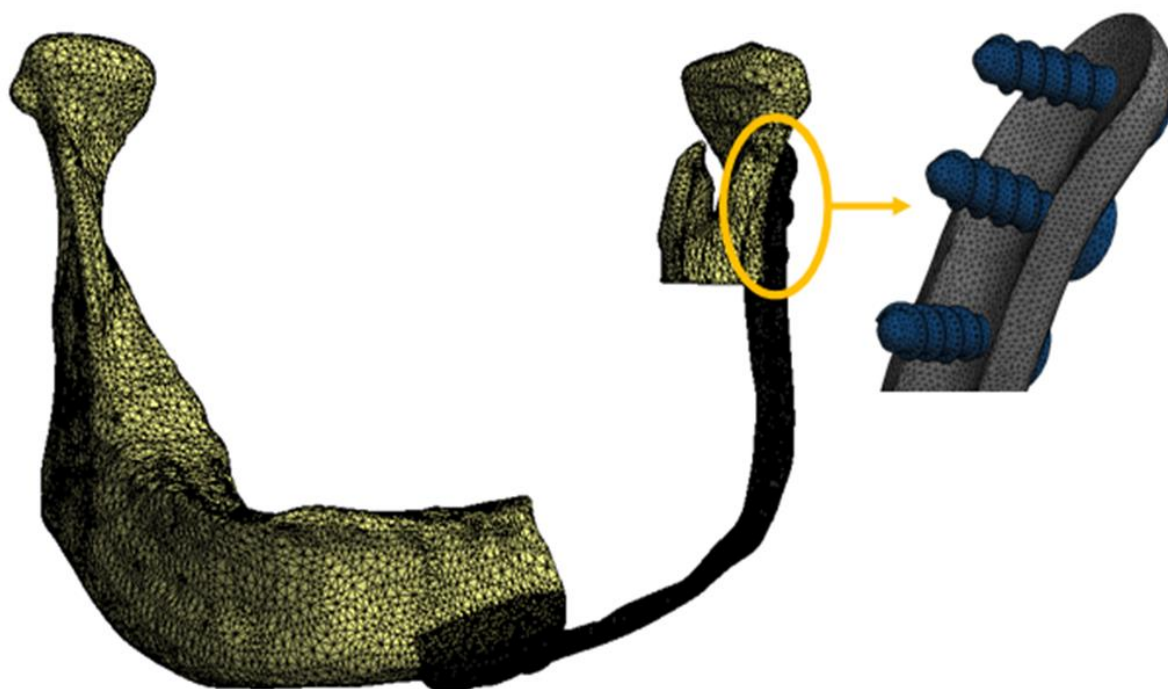


Obr. 9.14 Konečnoprvkový model varianty FYZ 2

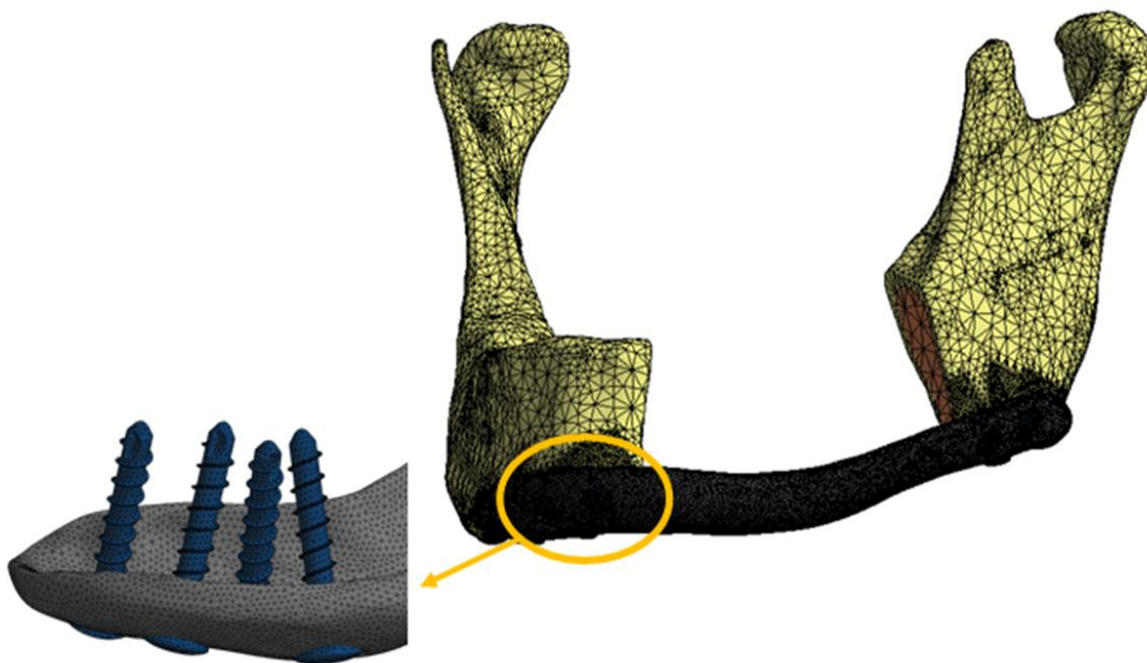
Jelikož modely geometrie dolních čelistí s odstraněnou kostní tkání PAC 1 a PAC 2 byly vytvořeny automaticky, tak také konečnoprvkové sítě byly na těchto modelech vytvořeny automaticky s předepsanou velikostí elementu pro jednotlivé prvky soustavy. Volná síť dolní čelisti, fixační dlahy a šroubů byla 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. Vzhledem k potřebě analyzovat pole deformací a napětí ve fixační dlaze, šroubech a v kostních tkáních v okolí šroubů, byla pro tyto prvky nastavena velikost elementu 0,4 mm na jejich vnějších plochách.

Konečnoprvkové modely řešených variant PAC 1 a PAC 2 jsou zobrazeny na obr. 9.15 a 9.16.



Obr. 9.15 Konečnoprvkový model varianty PAC 1 s detailem sítě u šroubů a dlahy



Obr. 9.16 Konečnoprvkový model varianty PAC 2 s detailem sítě u šroubů a dlahy

9.6 Nastavení řešiče a vybavení počítače

Jednotlivé parametry řešiče byly ponechány v základním (defaultním) nastavení. Pro řešení byl nastaven iterační řešič PCG s nastavenou přesností $1e-4$.

Řešení bylo provedeno na počítači OS - Windows 7, Intel Core i7, disk 1TB, 24 GB RAM.

10. Prezentace a analýza výsledků

V předložené práci je provedeno deformačně napěťové řešení dolní čelisti ve fyziologickém stavu a dolní čelisti po chirurgickém zákroku s aplikovanou dlahou. Deformačně napěťové řešení dolní čelisti ve fyziologickém stavu je provedeno pro dva modely zatížení, označené FZY1 a FYZ2, které jsou detailně popsány v kapitole 9.3. Dále je provedeno řešení deformace a napětí dvou dolních čelistí s odebranou kostní tkání, s označením PAC 1 a PAC 2. Na konci této kapitoly je provedeno srovnání dolních čelistí s odebranou kostní tkání PAC 1 a PAC 2 s fyziologickou dolní čelistí FYZ 1.

10.1 Prezentace a analýza výsledků řešených variant FYZ 1 a FYZ 2

Srovnání dvou variant modelu zatížení a modelu uložení bylo provedeno na soustavě dolní čelist, lebka, TM disky a TM chrupavky. U řešených variant FYZ 1 a FYZ 2 byly analyzovány deformační posuvy dolní čelisti, stykové síly ve vazbách v kondylech a kontaktní tlak na TM chrupavce.

10.1.1 Vyhodnocení varianty FYZ 1

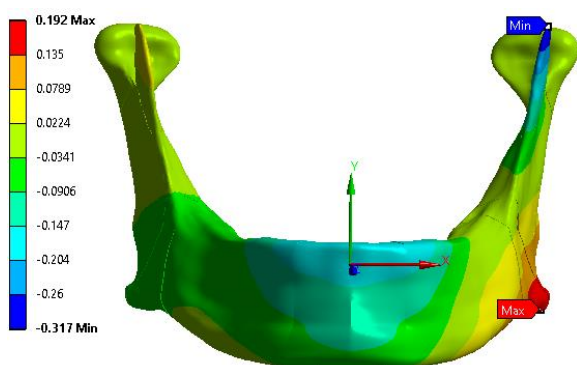
U varianty FYZ 1 jsou na následujících obrázcích prezentovány deformační posuvy v jednotlivých směrech a celkový deformační posuv, viz obr. 10.1. Dále jsou vykresleny isolinie kontaktních tlaků (Obr 10.2) na pracujícím a balančním kondylu. Při hodnocení jsou k popisu míst na dolní čelisti použity výrazy: pravá = pracující strana dolní čelisti a levá = balanční strana dolní čelisti. Pravá a levá strana jsou brány z pohledu pacienta.

Jelikož je v oblasti pravého prvního dolního moláru zamezeno posuvu v ose Y, je vlivem sil, kterými na dolní čelist působí svaly, dominantně deformována levá (balanční) část dolní čelisti. Vyšších hodnot deformačního posuvu je dosaženo v oblasti svalového výběžku a úhlu dolní čelisti. Svalový výběžek je vlivem sil spánkového svalu dominantně deformován v osách X a Y (Obr. 10.1 a, b). Ve spánkovém výběžku má deformační posuv velikost $U_x = 0,32$ mm a $U_y = 0,31$ mm. Deformace úhlu dolní čelisti je způsobena vlivem sil hlubokého a povrchového žvýkacího svalu. Tyto síly deformují úhel dolní čelisti dominantně ve směru osy Z, $U_z = 0,38$ mm (Obr. 10.1 c). Vyšší hodnoty celkového deformačního posuvu jsou v oblasti úhlu dolní čelisti. Maximální hodnota celkového deformačního posuvu je $U_{SUM} = 0,47$ mm (*index_{SUM} je použit pro celkový deformační posuv*), ovšem obdobných hodnot celkového deformačního posuvu je dosaženo také ve svalovém výběžku.

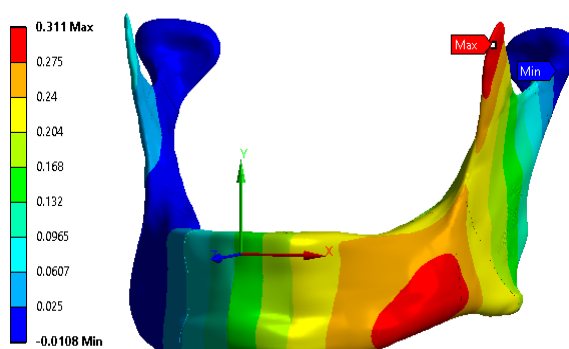
Rozložení kontaktních tlaků na kondylech je vykresleno na obr. 10.2. Vyšších hodnot kontaktního tlaku je dosaženo na balančním kondylu $p_{BS} = 13$ MPa na horní ploše TM chrupavky. Zvýšení hodnot kontaktního tlaku je vyvoláno spolupůsobením sil ve svalech na balanční straně. Posuv pracující strany dolní čelisti je omezen zamezením deformace v molárovém úseku ve směru osy Y a tedy kontaktní tlak je na pracujícím kondylu menší.

Důležitou veličinou pro srovnávací analýzu FYZ 1 a FYZ 2 je velikost stykové síly ve vazbě v místě prvního moláru. Její velikost je 552 N a dále je použita jako model zatížení u varianty FYZ 2.

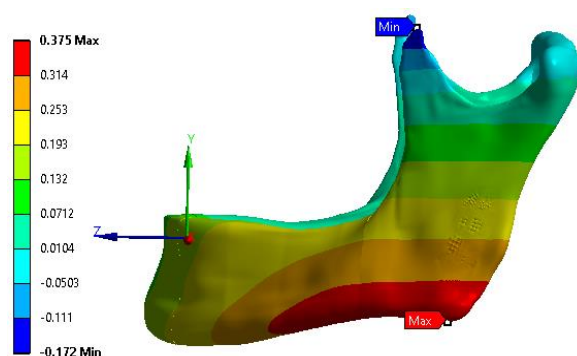
Dále byly analyzovány výsledné stykové síly v kondylech, které byly určeny z vazeb předepsaných na vrchní plochy TM disků a jejich velikosti jsou prezentovány v tabulce 10.1. Složky stykové síly jsou vypsané ve stejném souřadném systému jako analyzované deformace, viz obr. 10.1.



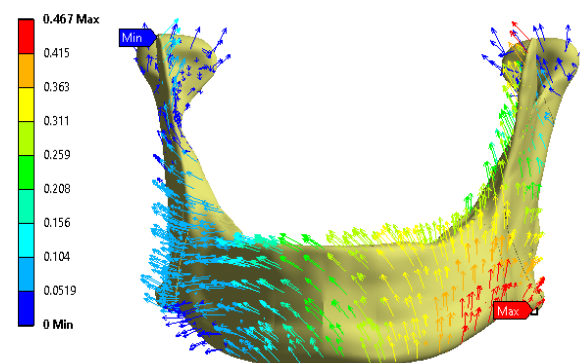
a) deformační posuv v ose X



b) deformační posuv v ose Y

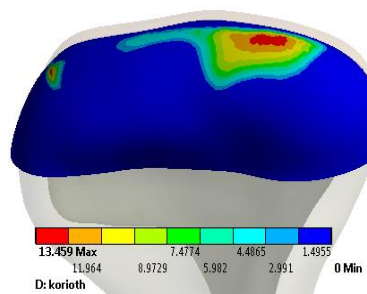
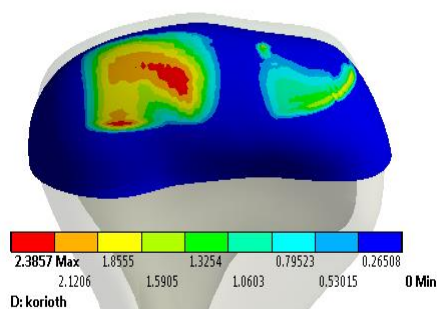


c) deformační posuv v ose Z



d) celkový deformační posuv

Obr. 10.1 Deformační posuvy [mm] a) v ose X, b) v ose Y, c) v ose Z, d) celkový deformační posuv



Obr. 10.2 Kontaktní tlak [MPa] na a) pracujícím kondylu b) balančním kondylu

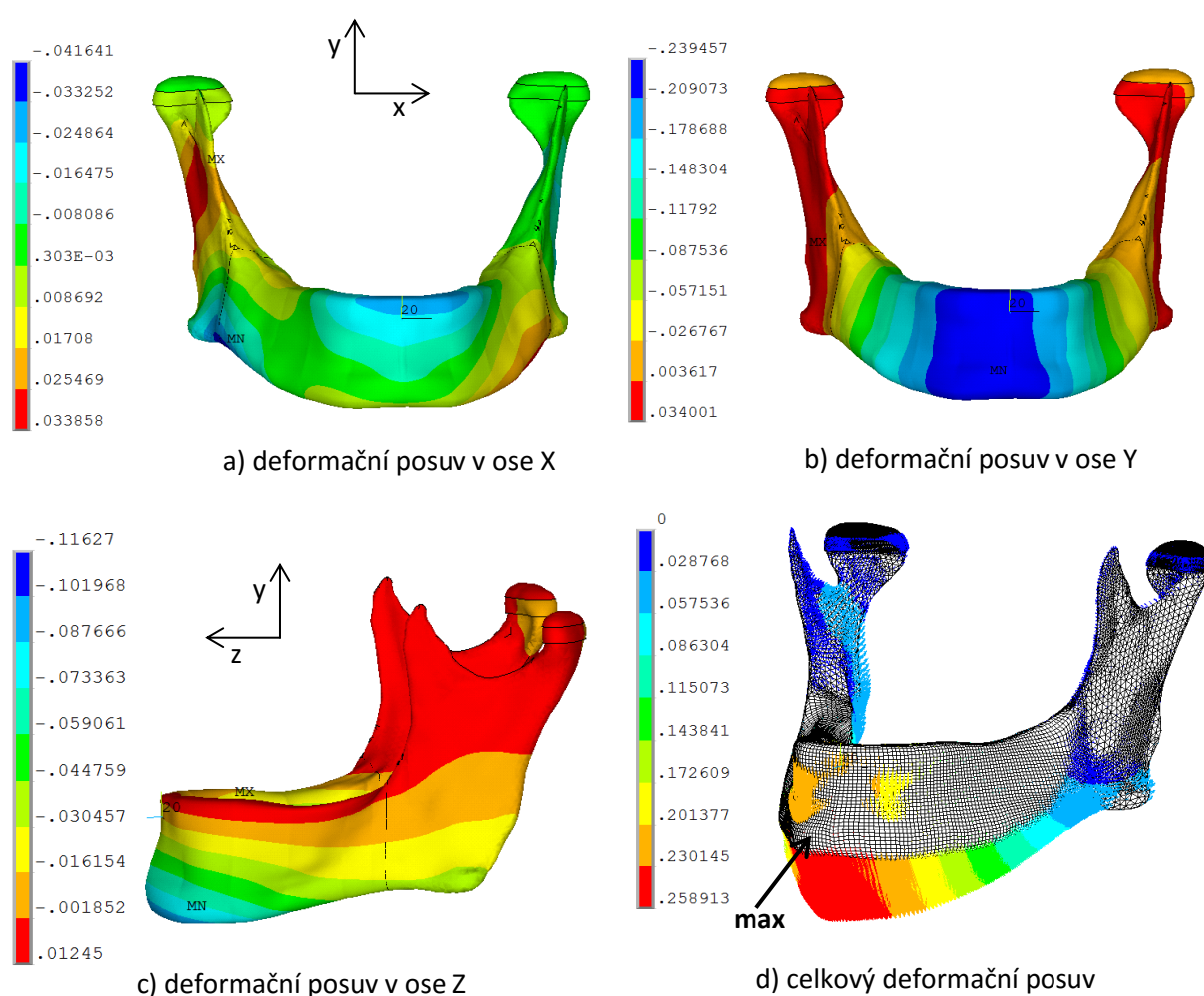
$F_{x\text{ ws}}[\text{N}]$	$F_{y\text{ ws}}[\text{N}]$	$F_{z\text{ ws}}[\text{N}]$	$F_{\text{SUM ws}}[\text{N}]$	$F_{x\text{ BS}}[\text{N}]$	$F_{y\text{ BS}}[\text{N}]$	$F_{z\text{ BS}}[\text{N}]$	$F_{\text{SUM BS}}[\text{N}]$
-17,2	-60,9	-41,6	75,8	28,1	-224,1	-48,9	231,1

Tab. 10.1 Výsledné velikosti stykových sil v kondylech pro pracující i balanční stranu dolní čelisti
WS – pracující strana (working side), BS – balanční strana (balancing side)

10.1.2 Vyhodnocení varianty FYZ 2

Při výpočtu deformací a napětí byla jako model zatížení u varianty FYZ 2 uvažována žvýkácí síla 552 N. U varianty FYZ 2 byla provedena citlivostní analýza, jak se změní deformace a napětí v závislosti na změně modulu pružnosti v tahu u svalů. Modul pružnosti v tahu u svalů byl modelován v rozmezí $1 \cdot 10^4$ MPa - $2,1 \cdot 10^5$ MPa. Svaly s modulem pružnosti v tahu $E = 2,1 \cdot 10^5$ MPa představují na dané úrovni tuhé spojení lebky a dolní čelisti s ohledem na použité materiálové charakteristiky u jednotlivých prvků řešené soustavy.

Na obr. 10.3 jsou vykresleny posuvy v jednotlivých směrech a také celkový deformační posuv dolní čelisti. Na obrázku 10.3 jsou vykresleny výsledky pro modelovaný případ svalů s modulem pružnosti v tahu $2,1 \cdot 10^5$ MPa. Na obr. 10.4 je vykreslena závislost celkového deformačního posuvu na měnícím se modulem pružnosti v tahu modelovaných svalů.

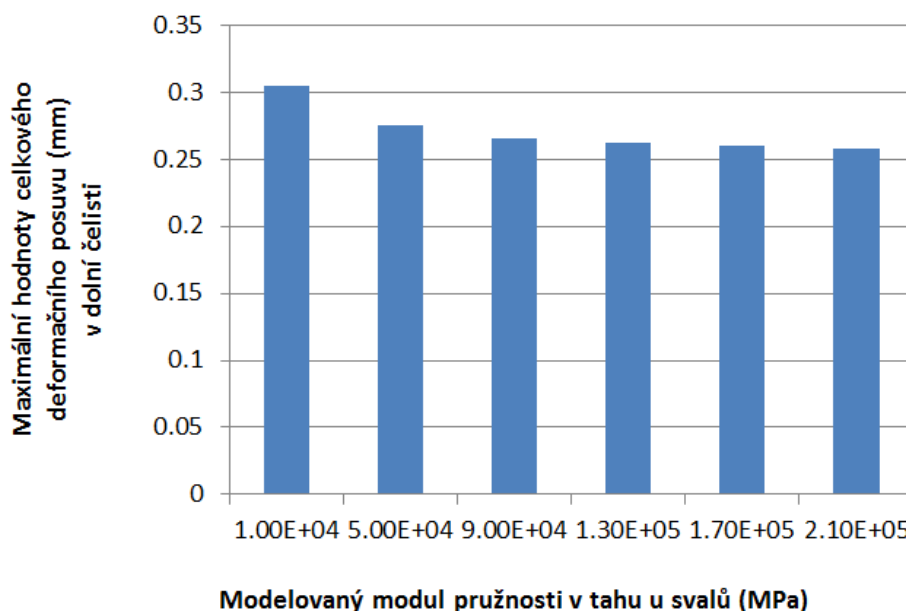


Obr. 10.3 Deformační posuvy [mm] a) v ose X, b) v ose Y, c) v ose Z, d) celkový deformační posuv pro svaly s předepsaným modulem pružnosti $E = 2,1 \cdot 10^5$ MPa

Orientace a souřadný systém jsou v dolní čelisti FYZ 2 stejné jako u varianty FYZ 1. Vlivem předepsaného modelu zatížení je dominantně deformováno tělo dolní čelisti v záporném směru osy Y (Obr. 10.3 b), kde je velikost deformačního posuvu $U_{Y \ 2,1e5} = 0,24$ mm. Maximálních hodnot celkového deformačního posuvu $U_{SUM \ 2,1e5} = 0,26$ mm (Obr. 10.3 d) je dosaženo na pravé straně bradového

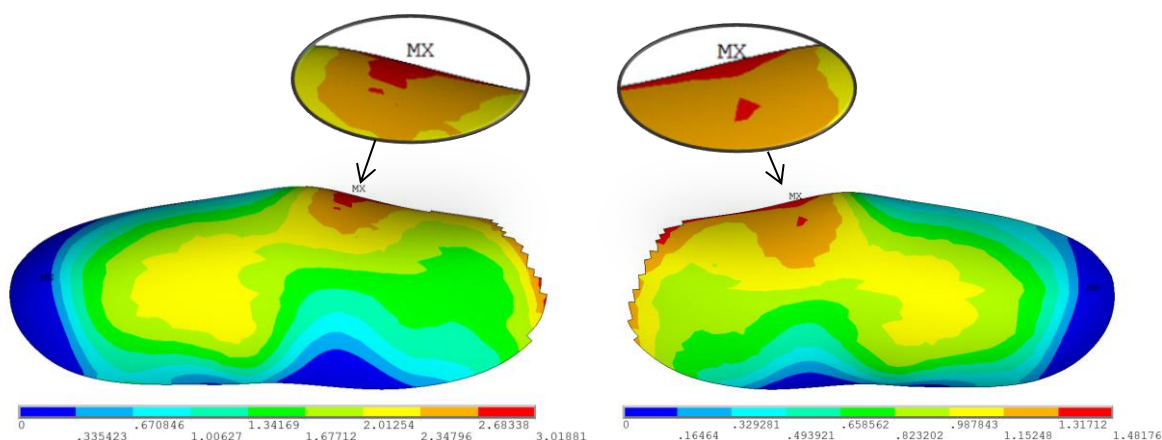
výstupku ($index_{SUM\ 2,1e5}$ je použit pro celkový deformační posuv u varianty se svaly modelovanými s $E = 2,1 \cdot 10^5$ MPa).

Změnou modulu pružnosti v tahu u svalů dochází ke změně, přibližně 15% velikosti celkového deformačního posuvu v případě, že je hodnota modulu pružnosti u svalů v řádech 10^4 . U hodnot modulu pružnosti u svalů v řádech 10^5 již není změna velikosti celkového deformačního posuvu výrazná.



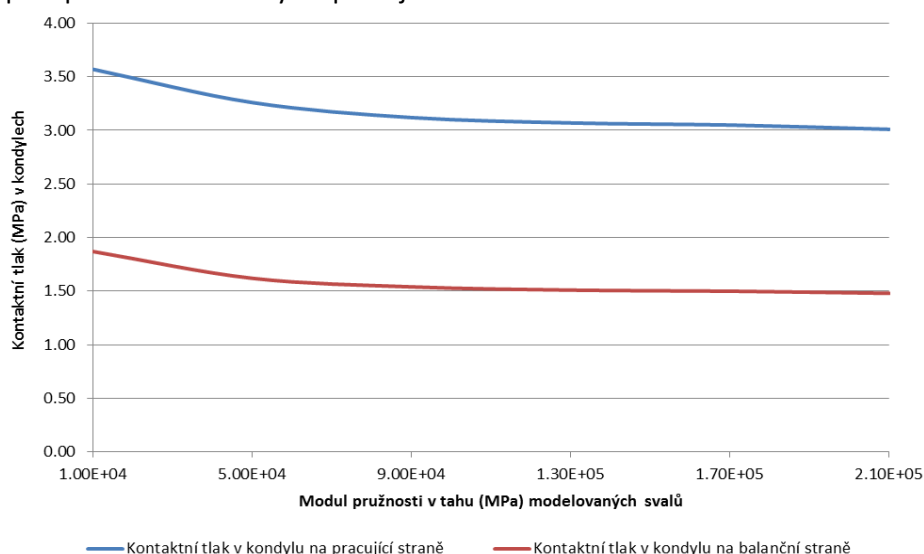
Obr. 10.4 Závislost maximálních hodnot celkového deformačního posuvu [mm] v závislosti na hodnotě modulu pružnosti v tahu modelu svalů

Kontaktní tlak je vykreslen pro vrchní stranu chrupavky, kde dochází ke kontaktu s temporomandibulárním diskem. Hodnoty a rozložení kontaktního tlaku jsou zobrazeny na obr. 10.5. Velikost maximálního kontaktního tlaku je $p_{WS\ 2,1e5} = 3,0$ MPa pro kondyl na pracující straně a $p_{BS\ 2,1e5} = 1,48$ MPa pro kondyl na balanční straně.



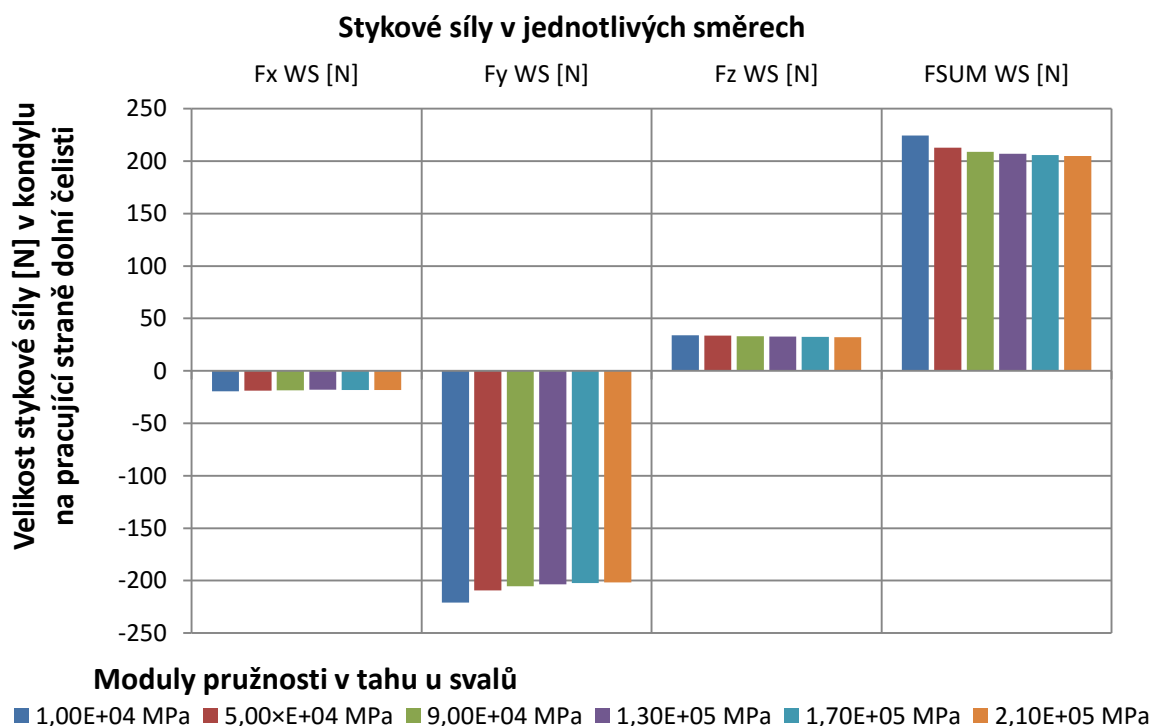
Obr. 10.5 Rozložení kontaktního tlaku [MPa] na a) pracujícím kondylu, b) balančním kondylu pro svaly s předepsaným modulem pružnosti $2,1 \cdot 10^5$

Průběhy maximálních hodnot kontaktního tlaku v závislosti na modulu pružnosti v tahu u modelovaných svalů jsou zobrazeny na obr. 10.6. Trendy nárůstu kontaktních tlaků při hodnotách modulu pružnosti v řádech 10^4 a 10^5 jsou obdobné, jako v případě celkového deformačního posuvu. Tyto trendy platí pro kontaktní tlaky na pracující i balanční straně dolní čelisti.

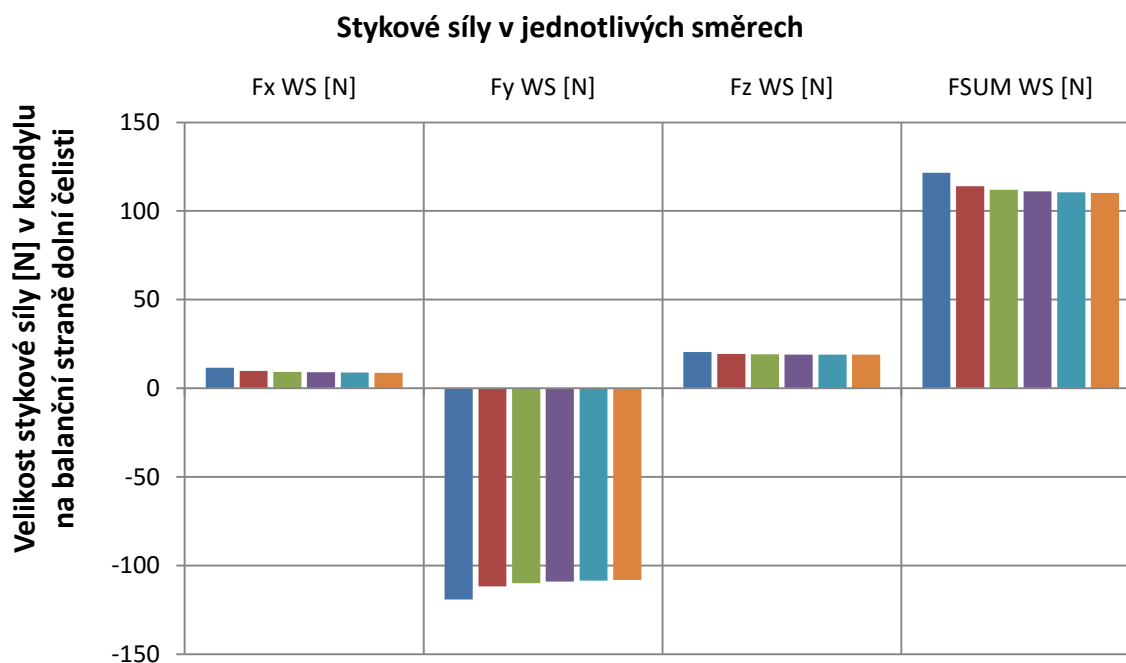


Obr. 10.6 Maximální hodnoty kontaktního tlaku v kondylech [MPa] v závislosti na hodnotě modulu pružnosti v tahu modelu svalu

Další analyzovanou veličinou byla velikost stykových sil v kondylech. Stykové síly byly odečteny z vazeb předepsaných na vrchní plochy TM disků a jejich hodnoty jsou shrnuty v grafu na obr. 10.7 pro kondyl na pracující straně a na obr. 10.8 pro kondyl na balanční straně.



Obr. 10.7 Stykové síly [N] v kondylu na pracující straně dolní čelisti v závislosti na hodnotě modulu pružnosti v tahu modelu svalu

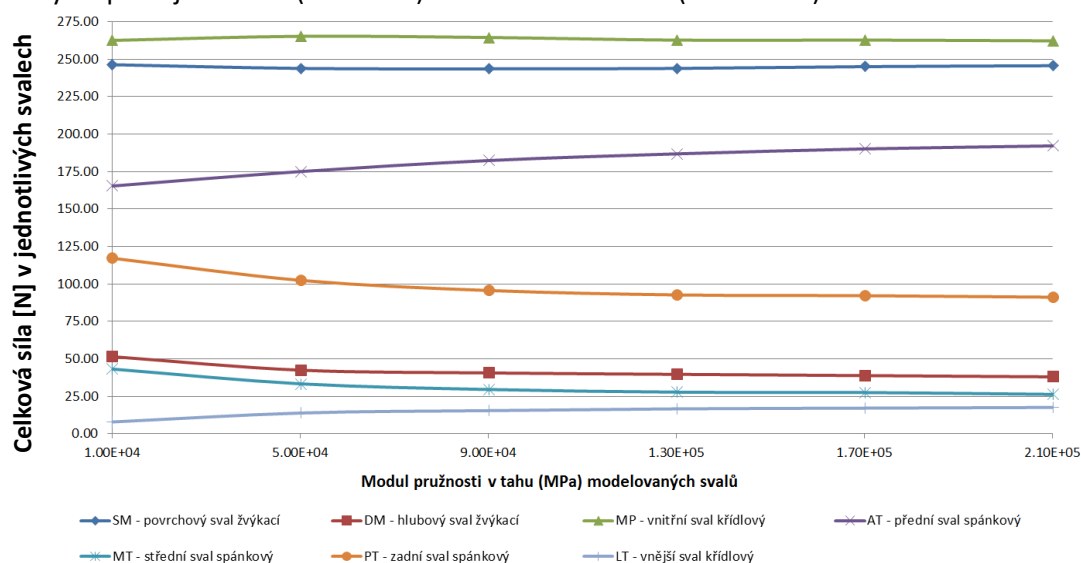


Moduly pružnosti v tahu u svalů

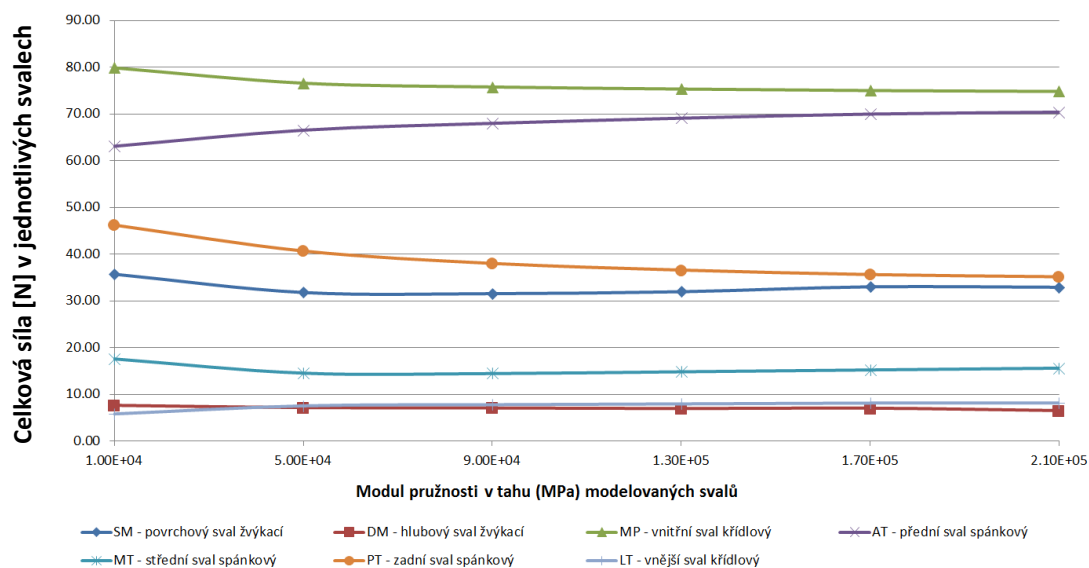
■ 1,00E+04 MPa ■ 5,00E+04 MPa ■ 9,00E+04 MPa ■ 1,30E+05 MPa ■ 1,70E+05 MPa ■ 2,10E+05 MPa

Obr. 10.8 Stykové síly [N] v kondylu na balanční straně dolní čelisti při změně hodnot modulu pružnosti v tahu u svalů

Při analýze výsledků varianty FYZ 2 je potřeba vyhodnotit, jaké síly ve svalech vyvolá předepsaná žvýkácká síla 552 N. Síly v osách X, Y a Z pro jednotlivé svaly byly vypočteny ze stykových sil odečtených v místě upevnění svalů na lebku. Z jednotlivých sil v osách X, Y a Z byla vypočtena celková síla, která působí v konkrétním svalu. Pro celkové síly v jednotlivých svalech bylo provedeno srovnání, jak se velikosti těchto sil mění v závislosti na změně modulu pružnosti v tahu modelovaných svalů. Velikosti celkové síly v závislosti na změně modulu pružnosti v tahu modelovaných svalů jsou vykresleny zvlášť pro svaly na pracující straně (Obr. 10.9) a na balanční straně (Obr. 10.10).



Obr. 10.9 Velikosti celkové síly [N] v jednotlivých svalech na pracující straně v závislosti na změně modulu pružnosti modelovaných svalů



Obr. 10.10 Velikosti celkové síly [N] v jednotlivých svaích na balanční straně v závislosti na změně modulu pružnosti modelovaných svalů

Na základě citlivostní analýzy velikosti celkové síly v jednotlivých svaích v závislosti na modulu pružnosti v tahu (zpracované do grafů) zobrazených na obr. 10.9 a 10.10 docházíme k závěru, že pro hodnotu modulu pružnosti v tahu větší než $1,30 \cdot 10^5$ MPa již nedochází k výrazné změně velikosti sil ve svaích.

Pro prezentaci vypočtených sil v jednotlivých osách ve svaích byla vybrána varianta s modulem pružnosti v tahu svalů $2,1 \cdot 10^5$ MPa. Vypočtené síly ve svaích u varianty FYZ 2 byly shrnuty do tabulky 10.1.

Svaly	Síly ve svaích na pracující straně dolní čelisti - WS [N]				Síly ve svaích na balanční straně dolní čelisti - BS [N]			
	X	Y	Z	SUM	X	Y	Z	SUM
SM	-35,6	240,0	37,8	245,6	4,1	32,2	5,3	32,9
DM	-7,4	36,6	6,7	38,0	1,2	6,3	1,1	6,5
MP	118,3	231,8	31,6	262,2	-33,1	66,6	8,4	74,8
AT	-58,4	167,6	-73,5	192,1	21,5	62,0	-25,5	70,4
MT	-8,0	21,1	-13,5	26,3	4,6	12,7	-7,9	15,6
PT	-28,6	65,1	-57,1	91,2	9,8	23,4	-24,3	35,2
LP	4,7	4,0	16,5	17,6	-1,3	2,3	7,7	8,2

Tab. 10.1 Síly ve svaích pro pracující i balanční stranu dolní čelisti

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

Z uvedených hodnot výsledných sil ve svaích a jejich příslušných složek v jednotlivých směrech je možné vytvořit tabulku s odpovídajícími směrovými kosiny (tab. 10.2 a 10.3).

Svaly	SM	DM	MP	AT	MT	PT	LP
Směrový kosinus v X	-0,145	-0,195	0,451	-0,304	-0,302	-0,314	0,265
Směrový kosinus v Y	0,977	0,965	0,884	0,873	0,804	0,714	0,228
Směrový kosinus v Z	0,154	0,177	0,121	-0,382	-0,513	-0,626	0,937

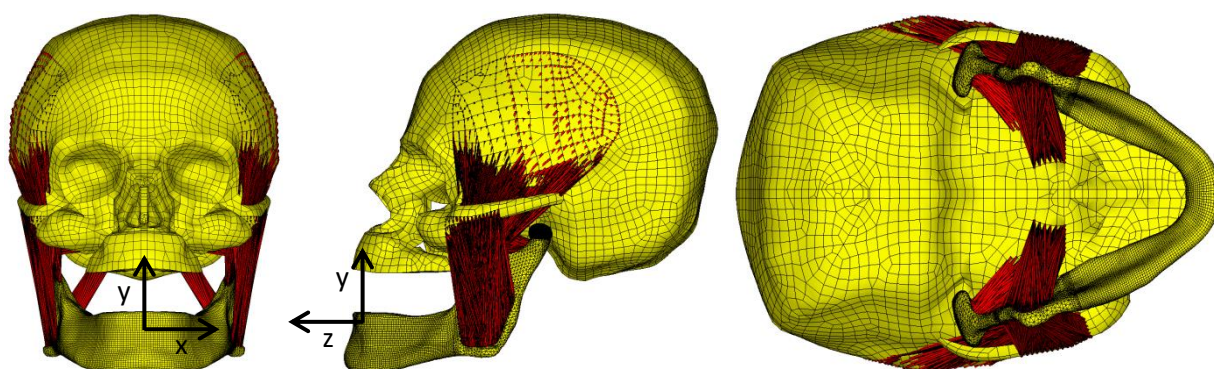
Tab. 10.2 Směrové kosiny pro svaly na pracující straně dolní čelisti

Svaly	SM	DM	MP	AT	MT	PT	LP
Směrový kosinus v X	0,125	0,184	-0,442	0,306	0,292	0,279	-0,157
Směrový kosinus v Y	0,979	0,967	0,890	0,881	0,813	0,667	0,282
Směrový kosinus v Z	0,162	0,175	0,112	-0,362	-0,503	-0,691	0,946

Tab. 10.3 Vypočtené směrové kosiny pro svaly na balanční straně dolní čelisti

Opačné znaménko u směrového kosinu v ose X na pracující a balanční straně je způsobeno polohou jednotlivých svalů vůči souřadnému systému definovanému v oblasti brady dolní čelisti (Obr. 10.9). U většiny svalů se hodnoty jednotlivých směrových kosinů téměř neliší. Výraznější rozdíl je možné najít u směrového kosinu v ose X u svalu LP – vnější sval křídlový, kde je tento rozdíl 40%.

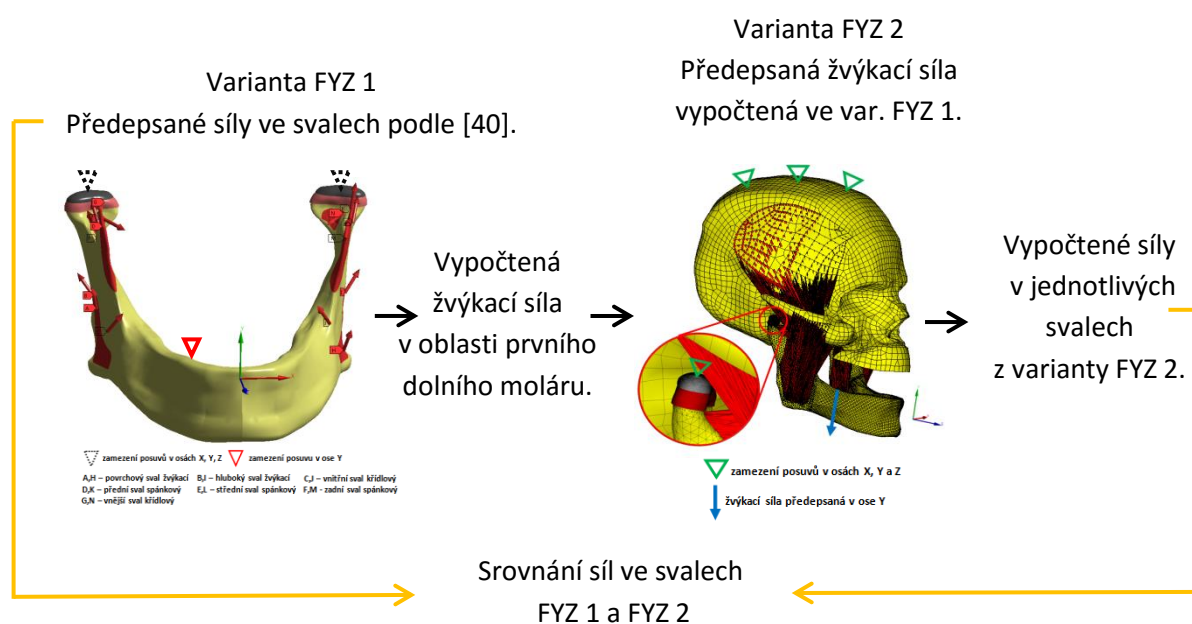
Drobné rozdíly v hodnotách směrových kosinů u jednotlivých svalů na pracující a balanční straně dolní čelisti jsou nejspíše způsobeny vzájemnou polohou lebky a dolní čelisti. Náhled vzájemného uspořádání lebky a dolní čelisti je na obr. 10.9.



Obr. 10.9 Vzájemné uspořádání lebky a dolní čelisti v případě varianty FYZ 2

10.1.3 Porovnání výsledků variant FYZ 1 a FYZ 2

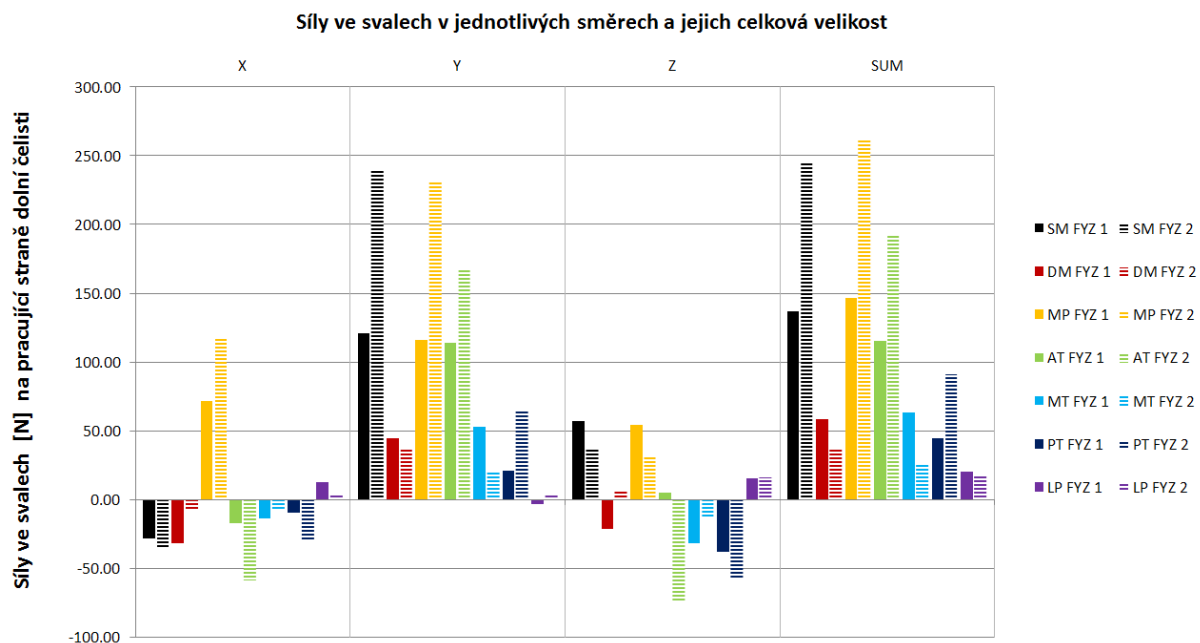
Výpočet deformací a napětí u variant FYZ 1 a FYZ 2 byl proveden z důvodu porovnání těchto dvou variant vzhledem k použitému modelu zatížení a modelu uložení. Pro srovnání výsledků varianty FYZ 1 a FYZ 2 byl v případě varianty FYZ 2 vybrán výpočet, kde je pro svaly předepsán modul pružnosti v tahu $2,1 \cdot 10^5$ MPa. U obou variant byly vyhodnoceny stejné veličiny, a to kontaktní tlak mezi TM chrupavkami a TM disky, výsledné stykové síly v kondylech a síly ve svaích. U varianty FYZ 1 byly použity síly ve svaích, které jsou uvedeny v literatuře [40] a tyto síly ve svaích jsou brány jako model zatížení. Z předepsané vazby v dolním moláru u varianty FYZ 1 byla odečtena celková styková síla ve vazbě a tato síla byla použita jako model zatížení u varianty FYZ 2. Z výpočtu provedeného pro variantu FYZ 2 pak byly určeny síly v jednotlivých svaích. Na závěr byly srovnány velikosti sil ve svaích ve variantě FYZ 1 s vypočtenými silami ve svaích u varianty FYZ 2. Výpočet a princip srovnání obou variant je na obr. 10.10.



Obr. 10.10 Postup výpočtu a princip srovnání sil ve svaích

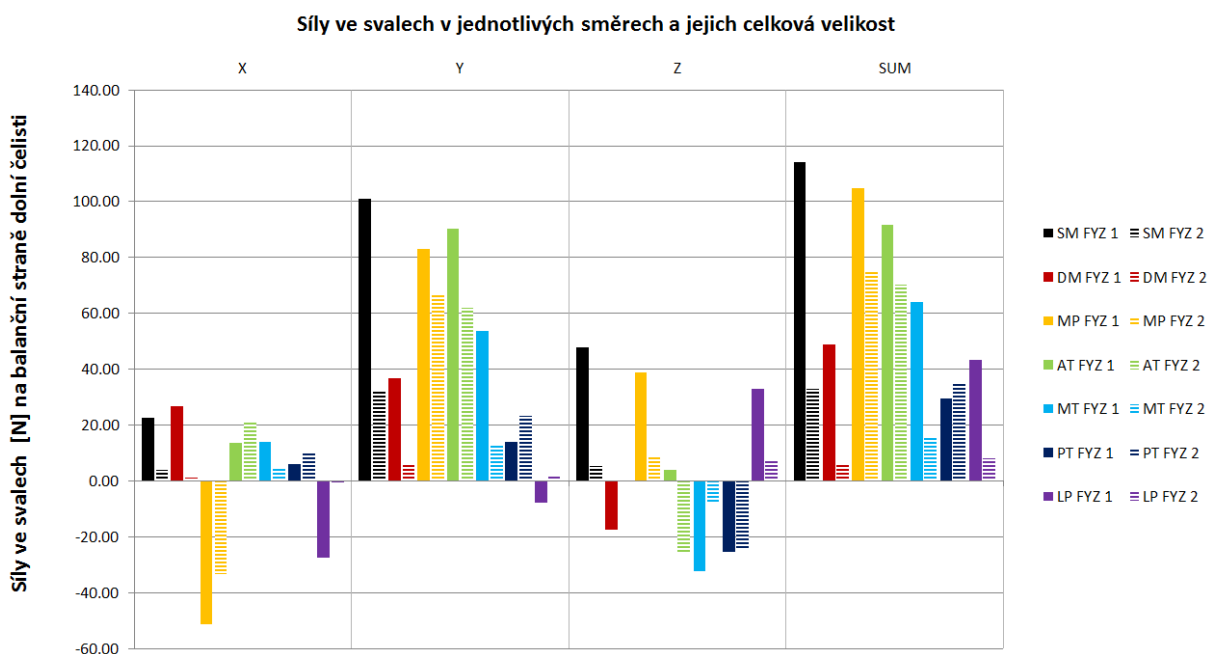
Síly ve svaích pro obě řešené varianty jsou prezentovány na obr. 10.11 pro pracující část dolní čelisti a na obr. 10.12 pro balanční část dolní čelisti. Konkrétní hodnoty sil v jednotlivých svaích jsou uvedeny v tabulce 10.4. U obou variant je možné říci, že síly ve svaích na pracující straně jsou větší než síly na straně balanční. Výjimkou je vnější křídlový sval - LP u var. FYZ 1. U obou dvou variant je možné za neaktivnější svaly označit skupinu tří svalů, a to: povrchový sval žvýkácí - SM, vnitřní sval křídlový - MP a přední sval spánkový - AT. Toto tvrzení platí pro svaly jak na pracující, tak na balanční straně dolní čelisti. Orientace složek sil v osách X, Y, Z je v obou variantách téměř stejná. Rozdílná orientace složek sil je v případě vnějšího svalu křídlového - LP u sil v ose Y u pracující i balanční strany. U svalů povrchový sval žvýkácí - DM a přední sval spánkový - AT je rozdílná orientace sil v ose Z. U varianty FYZ 2 jsou síly ve svaích na pracující straně výrazně vyšší, než síly na balanční straně. Síly ve svaích SM, MP a AT na pracující straně dolní čelisti jsou u varianty FYZ 2 1,7x – 1,8x vyšší než u varianty FYZ 1. Na balanční straně u varianty FYZ 1 jsou síly ve svaích vyšší než síly ve svaích u varianty FYZ 2. Výjimkou je pouze zadní sval spánkový - PT.

Síly ve svalecth u obou řešených variant mají společné to, že svaly SM, MP a AT jsou neaktivnější svaly dolní čelisti, a že síly ve svalecth na pracující straně jsou větší než síly ve svalecth na balanční straně. Podíváme-li se na znaménka jednotlivých složek sil ve svalecth, je možné říci, že se v obou variantách téměř shodují, kromě svalu LP a AT.



Barevně jsou rozlišeny jednotlivé svalové skupiny. Plnou barvou jsou vykresleny hodnoty sil ve svalecth u varianty FYZ 1. Pružovaně jsou vykresleny hodnoty sil ve svalecth u varianty FYZ 2.

Obr. 10.11 Srovnání sil ve svalecth na pracující straně dolní čelisti



Barevně jsou rozlišeny jednotlivé svalové skupiny. Plnou barvou jsou vykresleny hodnoty sil ve svalecth u varianty FYZ 1. Pružovaně jsou vykresleny hodnoty sil ve svalecth u varianty FYZ 2.

Obr. 10.12 Srovnání sil ve svalecth na pracující straně dolní čelisti

Varianta FYZ 1 - Síly ve svalech prezentované v literatuře Koriath [40]

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

Varianta FYZ 2 – Vypočítané síly ve svalech modelovaných s $E = 2,1 \cdot 10^5$ MPa

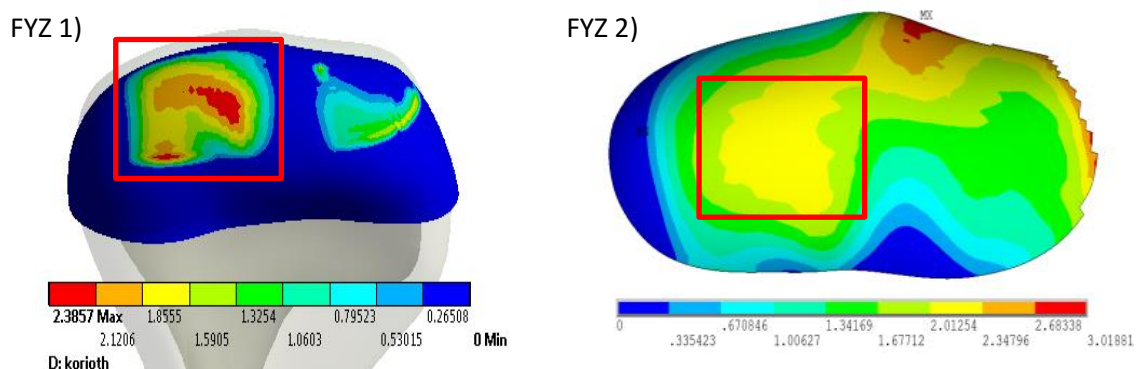
Svaly	Síly ve svalech na pracující straně dolní čelisti - WS [N]				Síly ve svalech na balanční straně dolní čelisti - BS [N]			
	X	Y	Z	SUM	X	Y	Z	SUM
SM	-35,6	240,0	37,8	245,6	4,1	32,2	5,3	32,9
DM	-7,4	36,6	6,7	38,0	1,2	6,3	1,1	6,5
MP	118,3	231,8	31,6	262,2	-33,1	66,6	8,4	74,8
AT	-58,4	167,6	-73,5	192,1	21,5	62,0	-25,5	70,4
MT	-8,0	21,1	-13,5	26,3	4,6	12,7	-7,9	15,6
PT	-28,6	65,1	-57,1	91,2	9,8	23,4	-24,3	35,2
LP	4,7	4,0	16,5	17,6	-1,3	2,3	7,7	8,2

Tab. 10.4 Síly ve svalech pro variantu FYZ 1 a FYZ 2

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)

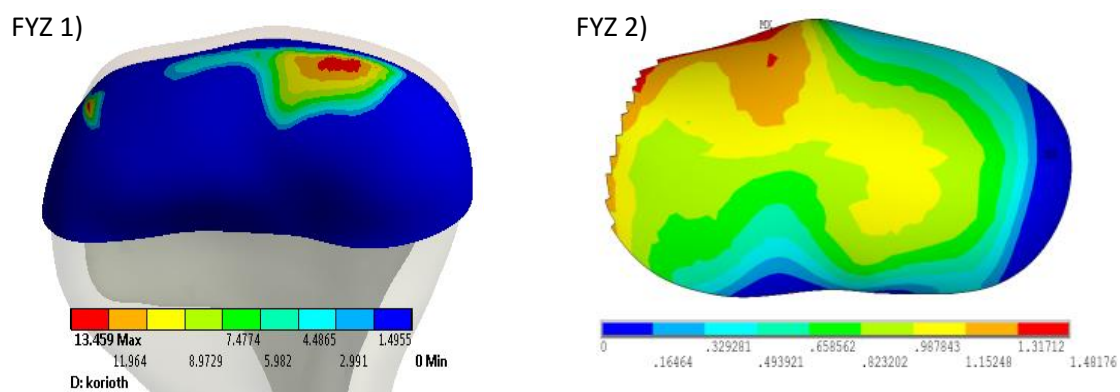
Srovnání kontaktního tlaku je provedeno na obr. 10.13. V případě varianty FYZ 1 je na pracující straně dolní čelisti maximální hodnota kontaktního tlaku $p_{WS_FYZ\ 1} = 2,4$ MPa a maximum je lokalizováno ve středu kondylu. V případě FYZ 2 má rozložení kontaktního tlaku u pracujícího kondylu obdobný charakter a ve středu kondylu je velikost kontaktního tlaku $p_{WS_FYZ\ 2} = 2,2$ MPa (Obr. 10.13). Velikosti kontaktních tlaků v kondylech na balanční straně jsou rozdílné, což je způsobeno rozdílnou deformací dolní čelisti (Obr. 10.14). Velikosti kontaktního tlaku na balanční straně dolní čelisti jsou $p_{BS_FYZ\ 1} = 13,4$ MPa a $p_{BS_FYZ\ 2} = 1,5$ MPa.

Pracující strana dolní čelisti



Obr. 10.13 Srovnání velikostí a rozložení kontaktního tlaku v kondylech na pracující straně dolní čelisti

Balanční strana dolní čelisti



Obr. 10.14 Srovnání velikostí a rozložení kontaktního tlaku v kondylech na balanční straně dolní čelisti

Výsledné stykové síly, které byly odečteny z vazeb v temporomandibulárních discích, se u variant FYZ 1 a FYZ 2 liší. Srovnání výsledných stykových sil je provedeno v tabulce 10.5. Opačného směru jsou složky stykových sil v ose Z (pozitivní směr osy Z je vpřed = anterior).

FYZ 1

$F_{x\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{y\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{z\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{\text{SUM WS}} [\text{N}]$	$F_{x\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{y\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{z\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{\text{SUM BS}} [\text{N}]$
-17,2	-60,9	-41,6	75,8	28,1	-224,1	-48,9	231,1

FYZ 2 - Modul pružnosti uvažovaný u svalů: $2,1 \cdot 10^5 \text{ MPa}$

$F_{x\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{y\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{z\text{ WS}} [\text{N}]$	$F_{\text{SUM WS}} [\text{N}]$	$F_{x\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{y\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{z\text{ BS}} [\text{N}]$	$F_{\text{SUM BS}} [\text{N}]$
-18,27	-201,58	32,13	204,94	8,74	-108,26	18,97	110,26

Tab. 10.5 Srovnání stykových sil v temporomandibulárních

Závěry vyplývající z provedených analýz řešených variant FYZ 1 a FYZ 2 jsou, že tyto varianty mají rozdílné výsledky stykových sil v kondylech a velikosti kontaktních tlaků, především pak na balanční straně dolní čelisti. Liší se také velikosti sil ve svalech u varianty FYZ 1 a vypočtené velikosti sil ve svalech u varianty FYZ 2. Obě varianty mají společné to, že svaly SM – povrchový sval žvýkáci, MP - vnitřní sval křídlový a AT - přední sval spánkový jsou nejaktivnější svaly dolní čelisti.

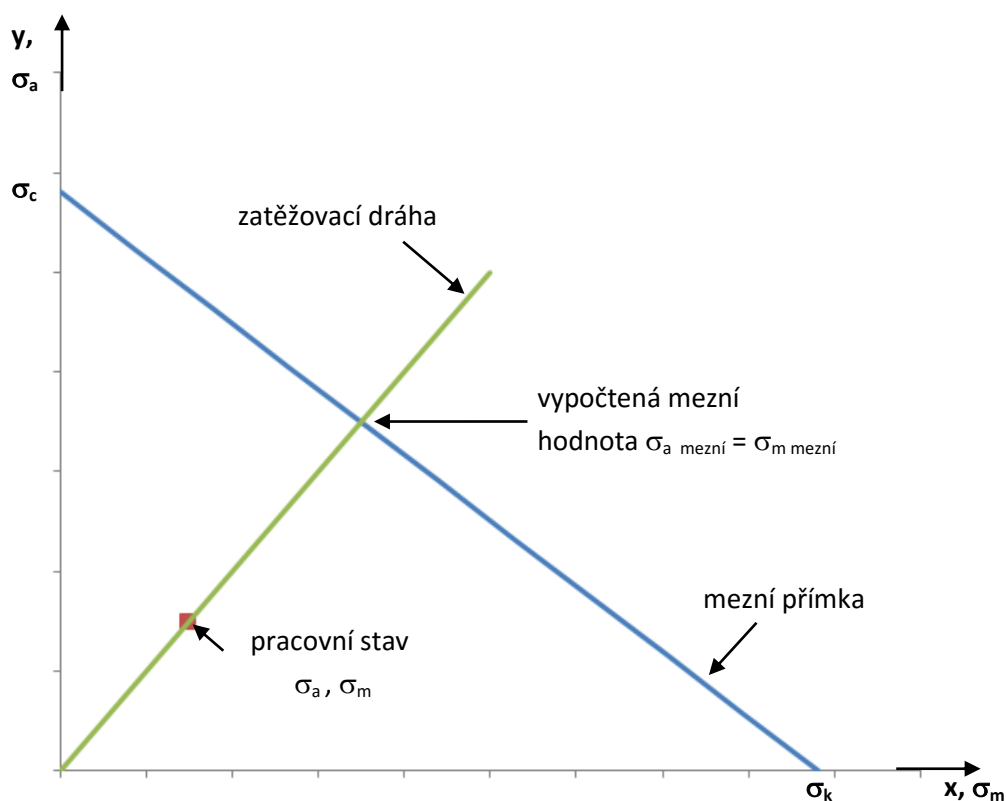
Model zatížení, který byl použit při řešení deformací a napětí ve fyziologické dolní čelisti FYZ 1 je v odborné literatuře více zastoupen a je kladně přijímán odbornou společností. Jelikož výsledky deformačně napěťových řešení dolních čelistí s fixační dlahou měly sloužit také jako podklady pro přípravu článku v odborném časopise, byl u výpočtových modelů dolních čelistí s fixační dlahou PAC 1 a PAC 2 použit model zatížení stejný jako u fyziologické dolní čelisti FYZ 1.

V další části této práce je provedeno řešení deformace a napětí dvou dolních čelistí s aplikovanou fixační dlahou. Fixační dlahu je zavedena do míst, kde byla z dolní čelisti odstraněna kostní tkáň postižená nádorovým onemocněním. Po odstranění kostních tkání a aplikaci dlahy, pacient nejdříve dostává tekutou stravu. V průběhu tvorby nové kostní tkáně, pacient používá k rozměňování potravy dominantně neoperovanou stranu dolní čelisti, proto operovaná strana dolní čelisti je, v tomto období, balanční stranou.

10.2 Presentace a analýza výsledků PAC 1

U pacienta 1 byla v levé části těla, úhlu a ramena dolní čelisti odstraněna nádorová kostní tkáň. Části dolní čelisti, po odstranění nádorové tkáně, byly vzájemně fixovány dlahou, navrženou speciálně pro tohoto pacienta.

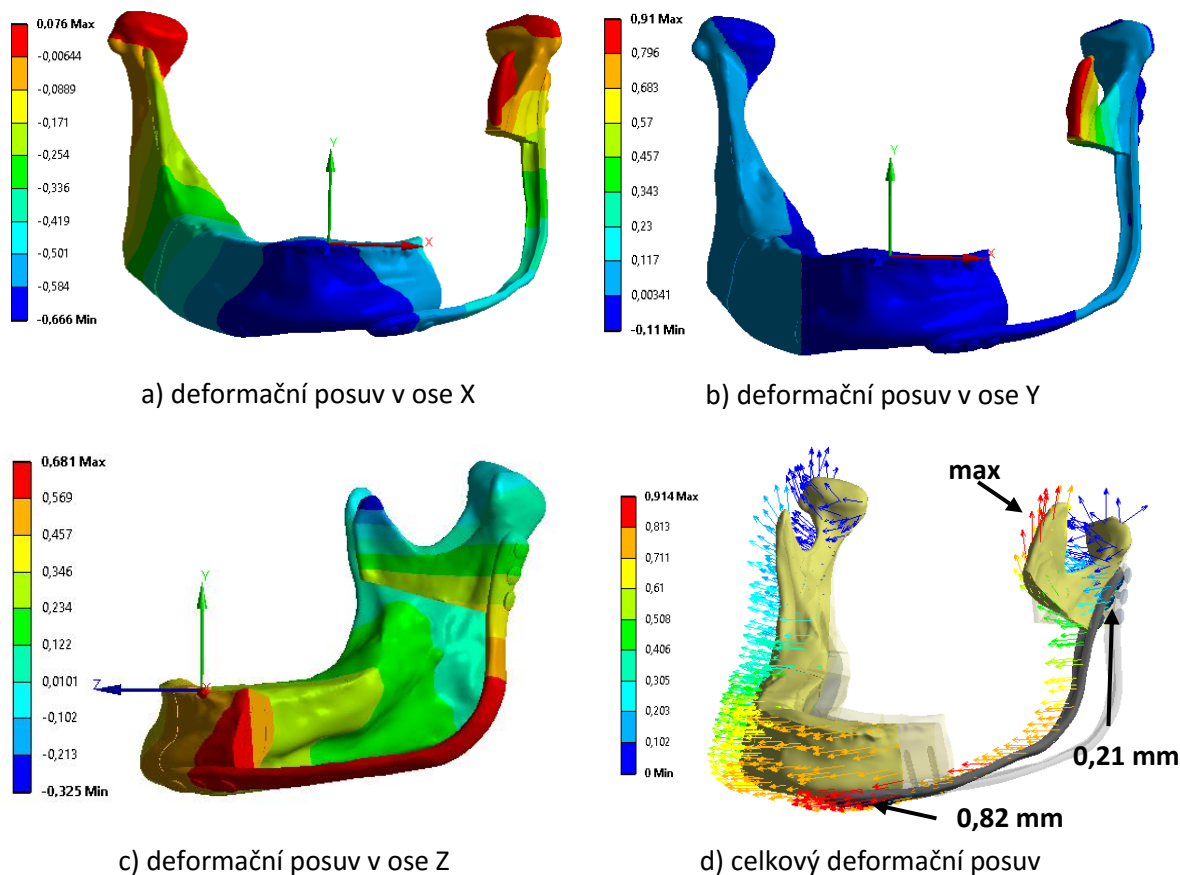
Presentace a analýza výsledků je zaměřena především na deformace a napětí ve fixační dlaze, šroubech a kostních tkáních v okolí šroubů. Analyzovány jsou deformační posuvy ve všech bodech řešené soustavy. U kostních tkání pak ekvivalentní přetvoření HMM. Ekvivalentní přetvoření v kostních tkáních bylo posuzováno vzhledem k referenčním hodnotám ekvivalentního přetvoření stanoveným dle prof. Frosta, tzv. Frostova Mechanostat hypotéza [22], [34], [35], [115]. 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 vysoko cyklovou únavu. V této práci je hodnocení vysoko cyklové 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 průsečíku 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 $y = \sigma_c - (\sigma_c/\sigma_k) \cdot x$. Průsečík zatěžovací dráhy a mezní přímky je v bodě $y = x = (\sigma_c \cdot \sigma_k) / (\sigma_c + \sigma_k)$. 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. Haighův diagram je na obr. 10.15.



Obr. 10.15 Haighův diagram

10.2.1 Deformační posuvy dolní čelisti PAC 1

Na následujícím obrázku 10.16 jsou vykresleny deformační posuvy dolní čelisti pacienta 1. U dolní čelisti jsou dominantní deformační posuvy lokalizovány ve svalovém výběžku, který se deformuje v ose Y (Obr. 10.16 b) a v oblasti brady, která se deformuje především v rovině X-Z směrem doprava z pohledu pacienta. Velikost celkového deformačního posuvu svalového výběžku je zde $U_{\text{SUM}} = 0,91 \text{ mm}$, což odpovídá velikosti deformačního posuvu v ose Y. Celkový deformační posuv brady je $U_{\text{SUM}} = 0,82 \text{ mm}$. Celkový deformační posuv (Obr. 10.16 d) je vykreslen ve 20 násobném zvětšení. Šedě je zde vykreslen nedeformovaný stav řešené soustavy.

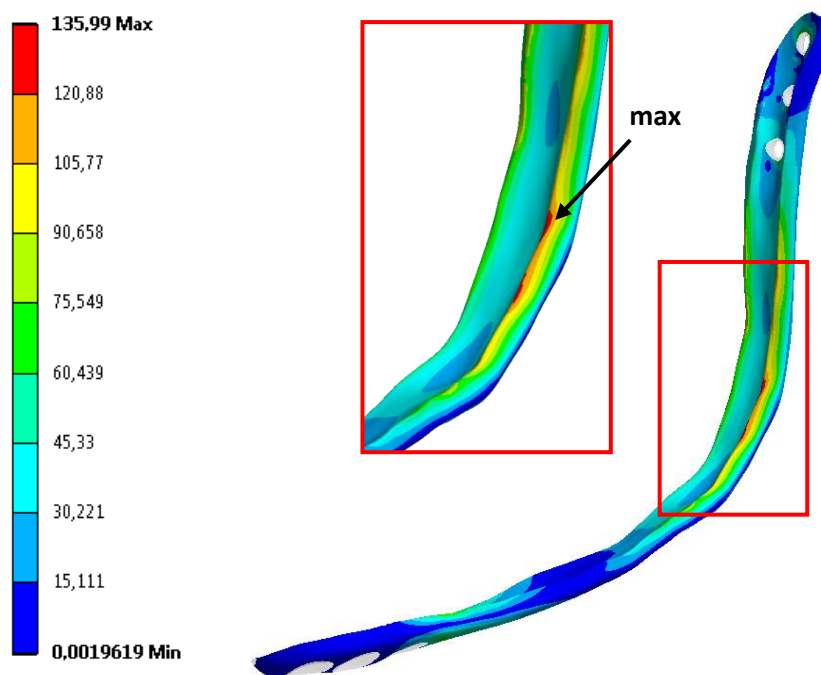


Obr. 10.16 Deformační posuvy [mm] u řešené varianty PAC 1
a) v ose X, b) v ose Y, c) v ose Z, d) celkový deformační posuv

Z obr. 10.16 je patrné, že deformační posuvy na samotné fixační dlahy jsou rozdílné na konci připevněném k bradě a na konci u levého kondylu. V horní části dlahy, kde je dlahy připevněna ke kondylu, je celkový deformační posuv $U_{\text{SUM, kondyl}} = 0,21 \text{ mm}$, kdežto dolní část dlahy, která je připojena k bradě a posouvá se spolu s ní, má celkový deformační posuv hodnotu $U_{\text{SUM, brada}} = 0,82 \text{ mm}$.

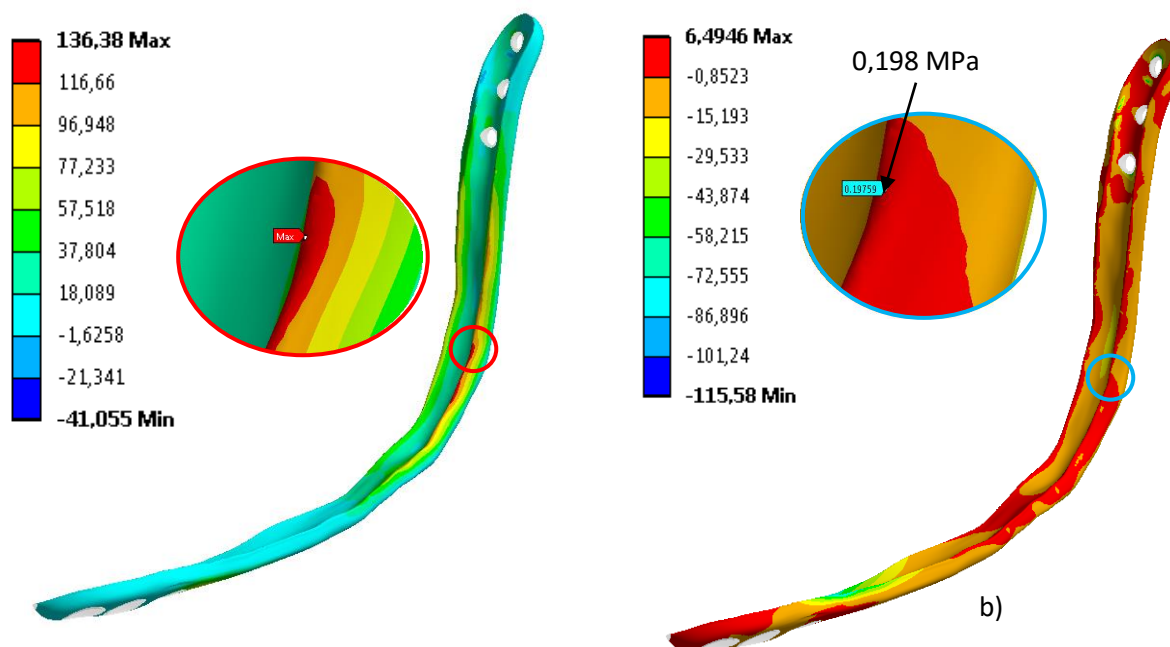
10.2.2 Analýza napětí fixační dlahy PAC 1

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 $\sigma_{\text{HMH}} = 136,0 \text{ MPa}$. Na obrázku 10.17 je vykresleno rozložení HMH napětí na fixační dlahy spolu s detailem místa, kde je HMH napětí maximální. Toto místo je lokalizováno na vnější - levé hraně dlahy v oblasti, kde dlahy nahrazuje oblouk dolní čelisti.



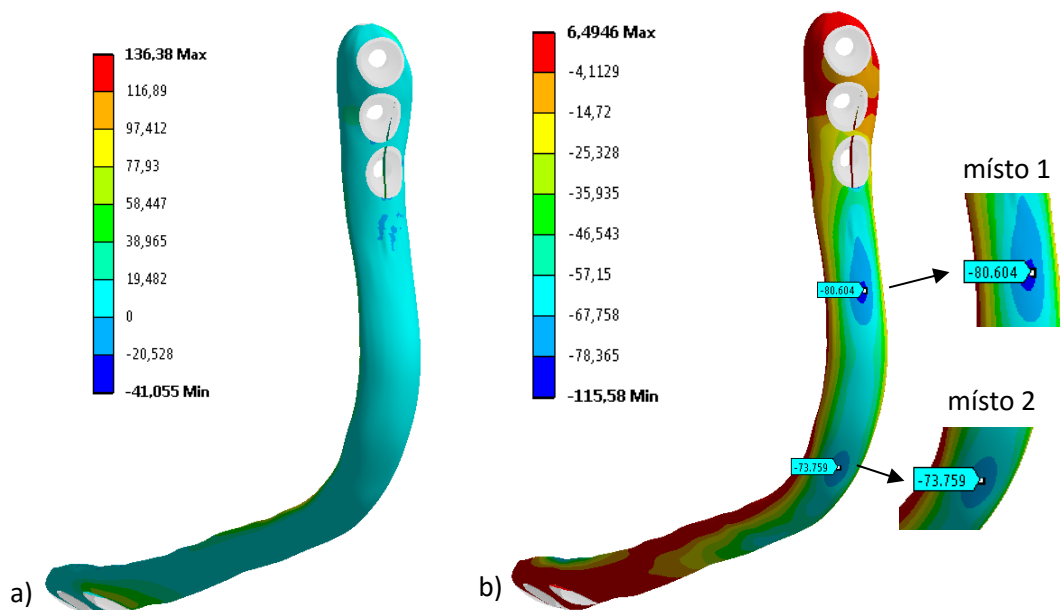
Obr. 10.17 Ekvivalentní napětí [MPa] fixační dlahy

Dále byla na fixační dlaze analyzována hlavní napětí σ_1 a σ_3 , která jsou vykreslena na obrázku 10.18 a) hlavní napětí σ_1 a b) hlavní napětí σ_3 . Velikosti hlavních napětí byly odečteny v místě maxima napětí HMH.



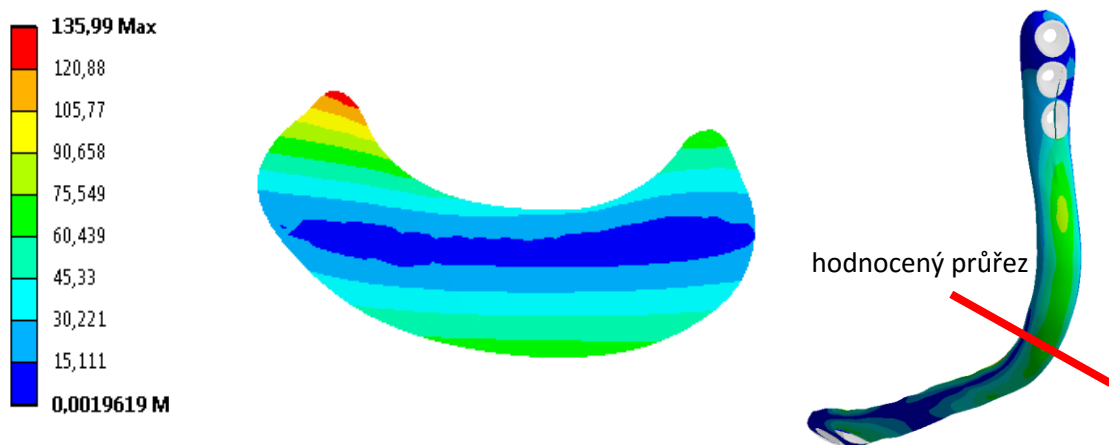
Obr. 10.18 Rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 fixační dlahy

Z analýzy hlavních napětí je patrné, že v tomto místě jsou hodnoty $\sigma_1 = 136,4$ MP a $\sigma_3 = 0,2$ MPa, a tedy namáhání v této části fixační dlahy má tahový charakter. Tlakové namáhání fixační dlahy je na její zadní straně, jak je prezentováno na obrázku 10.19.



Obr. 10.19 Rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 fixační dlahy

Tlakové napětí v místě označeném jako 1 má velikost 80,6 MPa. Další oblast zvýšeného tlakového namáhání (místo 2) se nachází naproti místu, kde bylo lokalizováno maximální tahové napětí a hodnota tohoto napětí je 73,8 MPa. Na obr. 10.20 je proveden průřez dlahou, ve kterém je vykresleno ekvivalentní napětí podle podmínky HMM. Na základě rozložení ekvivalentního napětí HMM v průřezu a z hlavních napětí v dlaze je zřejmé, že dlahy je v tomto místě ohýbána.



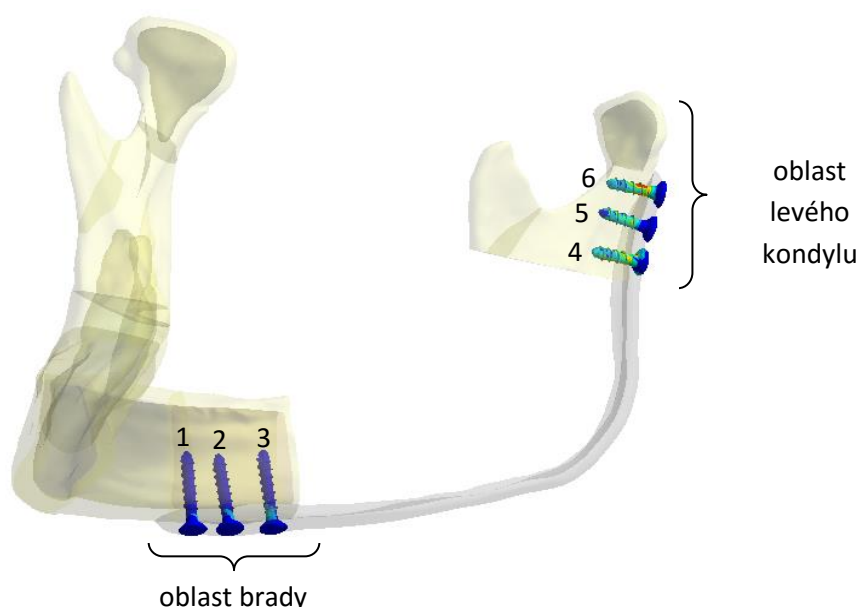
Obr. 10.20 Rozložení ekvivalentního napětí HMM [MPa] v průřezu dlahou

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 $\sigma_{a \text{ mezní}} = 341,3 \text{ MPa}$. 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 $k = 5,02$.

10.2.3 Napětí ve šroubech a přetvoření v kostních tkáních PAC 1

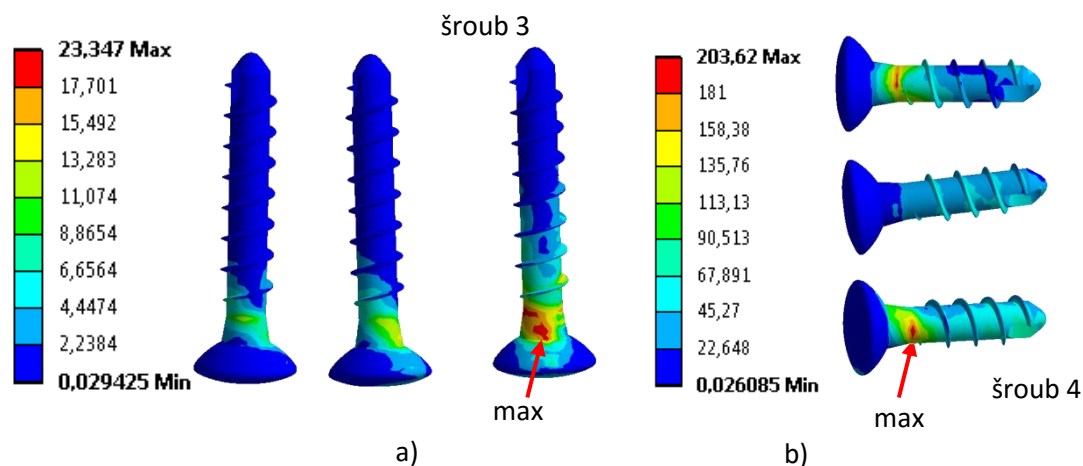
Spojení dlahy s dolní čelistí je provedeno pomocí 6 šroubů, které připevňují oba konce dlahy ke kostním tkáním. Jednotlivé šrouby jsou umístěny po třech v oblasti brady a v oblasti levého kondylu, kde jsou vzhledem k anatomii kondylu zavedeny jen do kortikální kostní tkáně. V oblasti brady jsou šrouby zavedeny jak do kortikální, tak do spongiózní kostní tkáně. U šroubů je provedena analýza ekvivalentního napětí zvlášť pro šrouby v oblasti brady a zvlášť pro šrouby v levém kondylu. Označení a umístění jednotlivých šroubů je vidět na obr. 10.21.



Obr. 10.21 Označení a umístění jednotlivých šroubů v dolní čelisti pacienta 1

Z obrázku 10.22 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 tkáně, tedy šroub 3 a 4. Maximální hodnota HMM napětí $\sigma_{HMM} = 23,3 \text{ MPa}$ je u třetího šroubu v místě začátku jeho prvního závitu na přechodu mezi dlahou a kortikální kostní tkáně. Ve zbylé části šroubu, která je kotvena do spongiózní tkáně, jsou již hodnoty HMM napětí menší. Obdobné rozložení napětí lze pozorovat také na šroubu 1 a 2. Mnohem vyšších hodnot HMM napětí je dosaženo u čtvrtého šroubu v místě přechodu mezi dlahou a kortikální kostní tkáně. Maximální hodnota ekvivalentního napětí je u čtvrtého šroubu $\sigma_{HMM \text{ šroub } 4} = 203,6 \text{ MPa}$. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 101,8 \text{ MPa}$. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve šroubu 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.

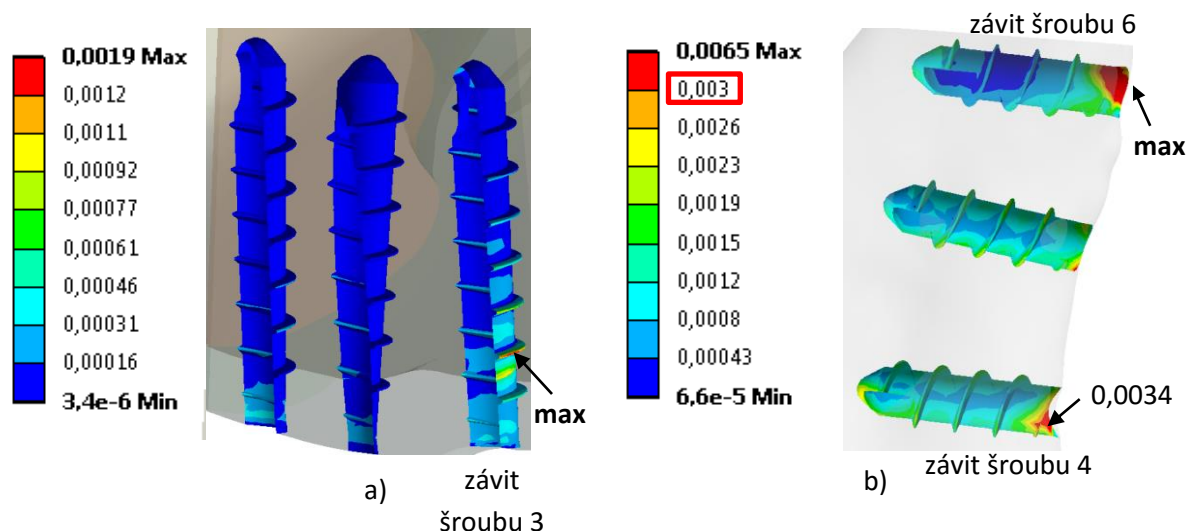
Amplituda napětí je hodnocena vzhledem k vypočtené mezní hodnotě amplitudy napětí, což je u titanové slitiny Ti-6Al-7Nb použité k výrobě šroubů $\sigma_{a \text{ mezní}} = 349,6$ MPa. Bezpečnosti vzhledem k neomezené životnosti je $k = \sigma_{a \text{ mezní}} / \sigma_a = 349,6 / 101,8 = 3,43$. Z provedené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



Obr. 10.22 Ekvivalentní napětí HMH [MPa] šroubů v oblasti a) brady, b) levého kondylu

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 (obr. 10.23).

Ekvivalentnímu přetvoření byla na straně levého kondylu v barevné škále nastavena hranice $\epsilon_{HMH} = 0,003$ [-], což je dle Frostovy Mechanostat hypotézy hranice, kdy začíná docházet k přetěžování kostní tkáně a může nastat postupný úbytek kostní tkáně. Na obr. 10.23 a) je vidět, že kostní tkáň v okolí brady není přetěžována. Maximální hodnota ekvivalentního přetvoření $\epsilon_{HMH} = 0,0019$ [-] je v závitě třetího šroubu ve spongiózní kostní tkáni. Vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření jsou v závitech šroubů v kortikální kostní tkáni v kondylu (obr. 10.23 b). V závitech čtvrtého a šestého šroubu v jejich horních částech překračuje hodnota ekvivalentního přetvoření Frostem stanovenou hranici 0,003 [-]. Hodnoty ekvivalentního přetvoření jsou $\epsilon_{HMH, \text{závit } 6} = 0,0065$ [-] a $\epsilon_{HMH, \text{závit } 4} = 0,0034$ [-]. Toto přetížení je způsobeno tím, jak se tělo šroubu opírá o hranu kortikální kostní tkáně. V samotných závitech již k přetěžování kostní tkáně nedochází.



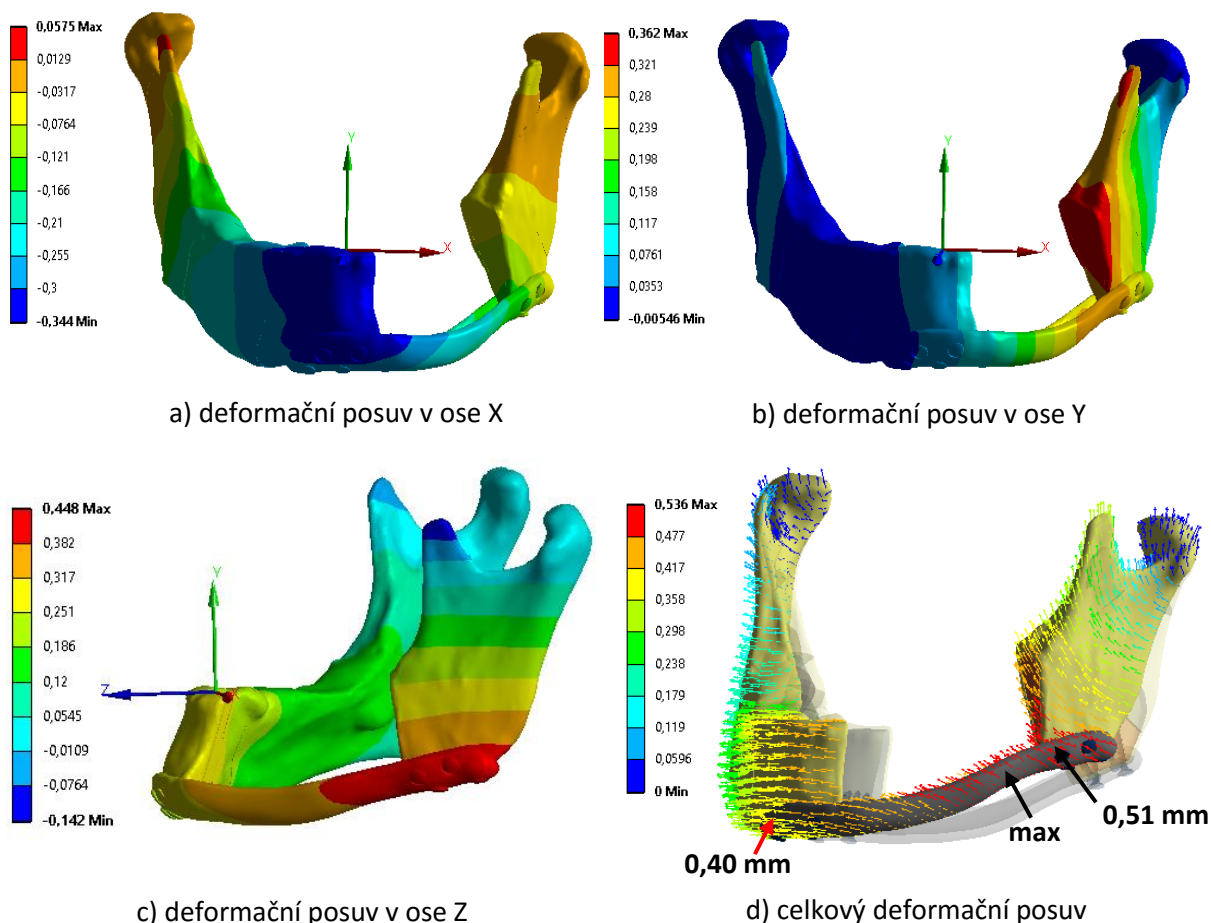
Obr. 10.23 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v oblasti
a) brady, b) levého kondylu

10.3 Prezentace a analýza výsledků PAC 2

U pacienta 2 byly odstraněny kostní tkáně postižené nádorovým onemocněním. Kostní tkáně byly odstraněny z levé části těla dolní čelisti. Části dolní čelisti po odstranění nádoru byly vzájemně fixovány dlahou, která propojuje oblast brady s levým úhlem dolní čelisti. Pro variantu PAC 2 byly provedeny stejné analýzy jako v případě dolní čelisti PAC 1.

10.3.1 Deformační posuvy PAC 2

Na obrázku 10.24 jsou vykresleny deformační posuvy dolní čelisti s aplikovanou fixační dlahou. Dolní čelist se dominantně deformuje v úhlu dolní čelisti na levé straně, a to ve směru osy Z (Obr. 10.24 c). Hodnota celkového deformačního posuvu $U_{SUM, \text{úhel}} = 0,51$ mm je dosaženo na spodní straně úhlu dolní čelisti. V oblasti brady je dominantní deformační posuv v ose X. Hodnota celkového deformačního posuvu v oblasti brady je $U_{SUM, \text{brada}} = 0,40$ mm. Maximální hodnota celkového deformačního posuvu je na fixační dlaze na její vnější straně (Obr. 10.24 d). Velikost celkového deformačního posuvu je v tomto místě $U_{SUM, \text{dlaha}} = 0,54$ mm. Celkový deformační posuv (Obr. 10.24 d) je vykreslen ve 30 násobném zvětšení. Šedě je zde vykreslen nedeformovaný stav řešené soustavy.

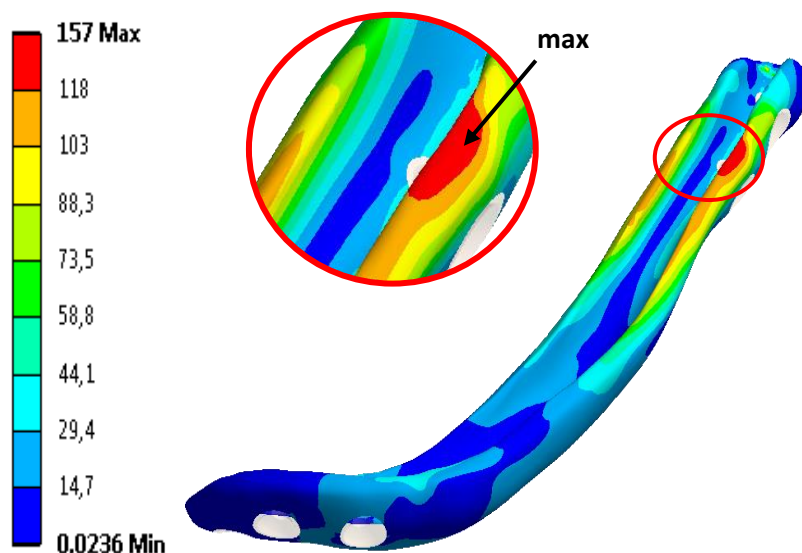


Obr. 10.24 Deformační posuvy [mm] u řešené varianty PAC 2

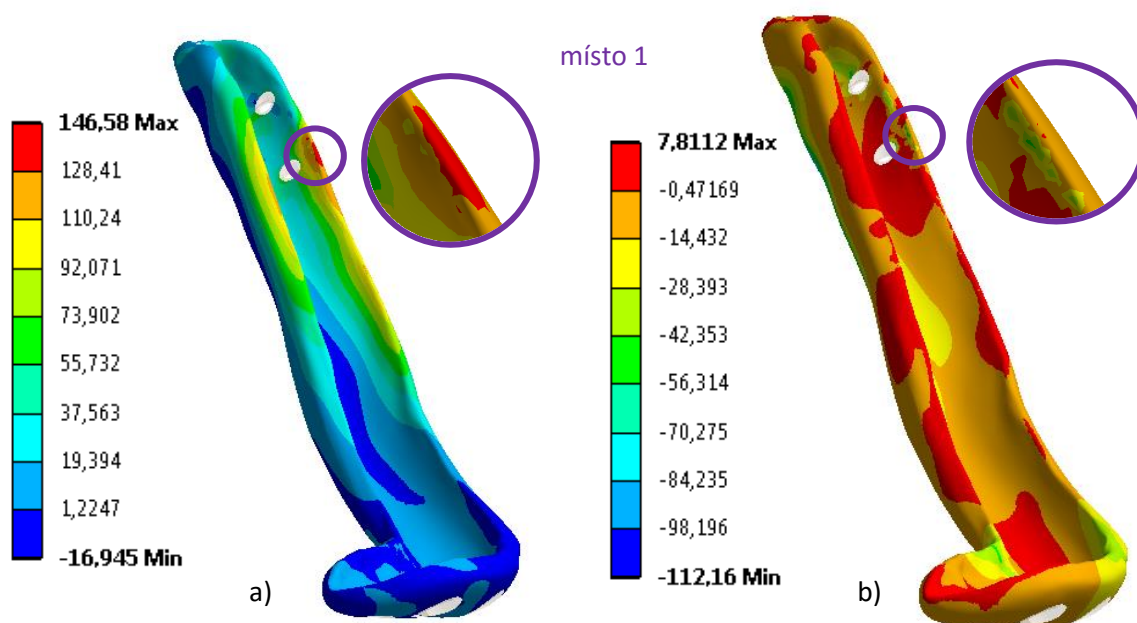
a) v ose X, b) v ose Y, c) v ose Z, d) celkový deformační posuv

10.3.2 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. Maximální hodnota ekvivalentního napětí je vykreslena na obrázku 10.25 a je lokalizována na vnější/levé hraně dlahy v oblasti nad otvorem pro šroub (dále označen jako šroub 5). Hlavní napětí σ_1 a σ_3 jsou vykreslena na obrázcích 10.26 a 10.27 a) hlavní napětí σ_1 , b) hlavní napětí σ_3 . Hlavní napětí byla sledována ve dvou místech. První místo je místo maximálních hodnot ekvivalentního napětí - místo 1 a druhé místo je na spodní straně dlahy – místo 2.

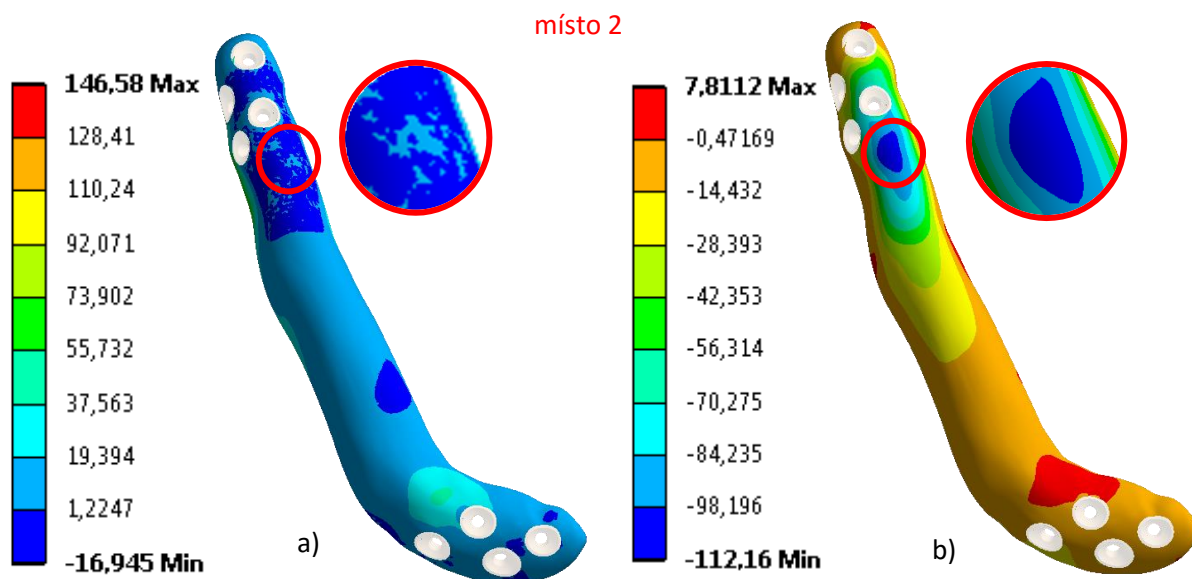


Obr. 10.25 Ekvivalentní napětí [MPa] fixační dlahy



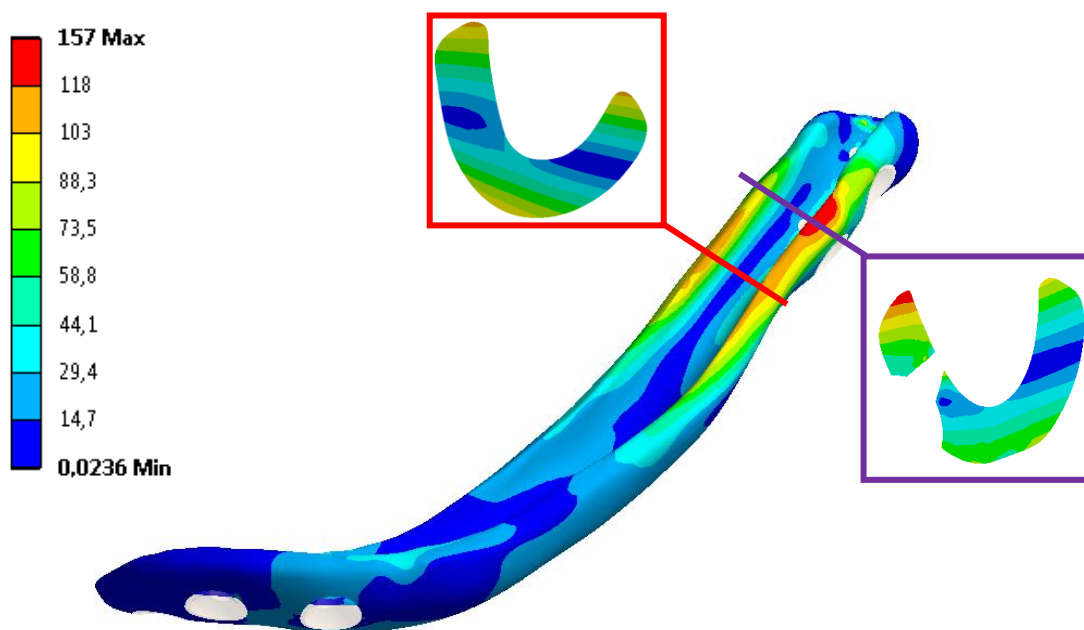
Obr. 10.26 Rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 fixační dlahy

Z analýzy hlavních napětí je patrné, že v místě 1 jsou hodnoty hlavních napětí $\sigma_1 = 146,6$ 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, jak je vidět na obrázku 10.27 - místo 2. Tlakové namáhání má velikost 112 MPa.



Obr. 10.27 Rozložení hlavních napětí [MPa] a) σ_1 a b) σ_3 fixační dlahy

Na obr. 10.28 jsou zobrazeny průřezy dlahou v obou místech a v těchto průřezech je vykresleno napětí HMH. Na základě rozložení ekvivalentního napětí HMH a z hlavních napětí v dlaze je zřejmé, že dochází k ohybu dlahy.



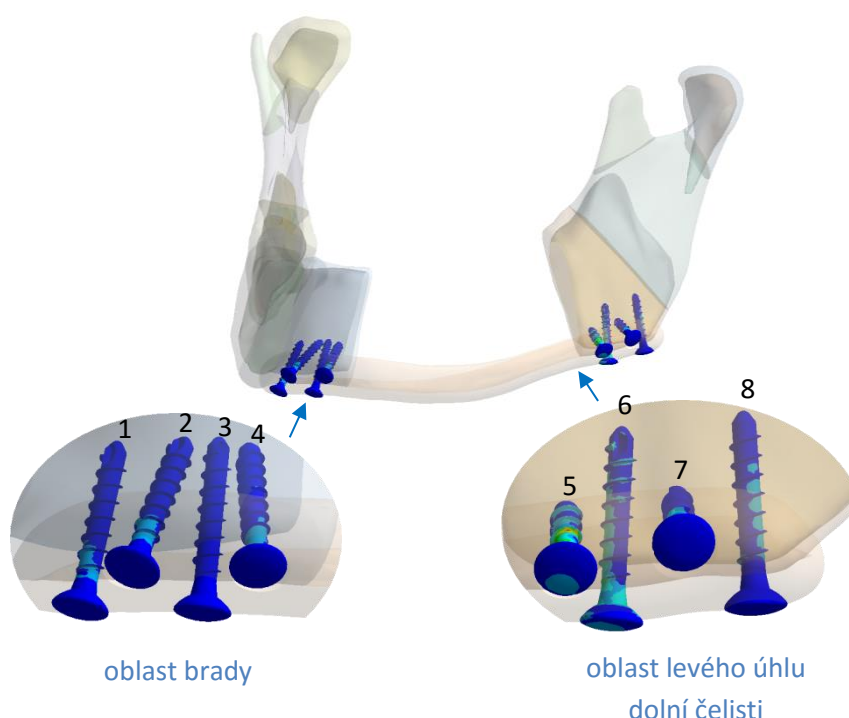
Obr. 10.28 Rozložení ekvivalentního napětí HMH [MPa] v průřezích dlahou

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 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 $\sigma_{a \text{ mezní}} = 341,3 \text{ MPa}$. 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 $k = 4,35$.

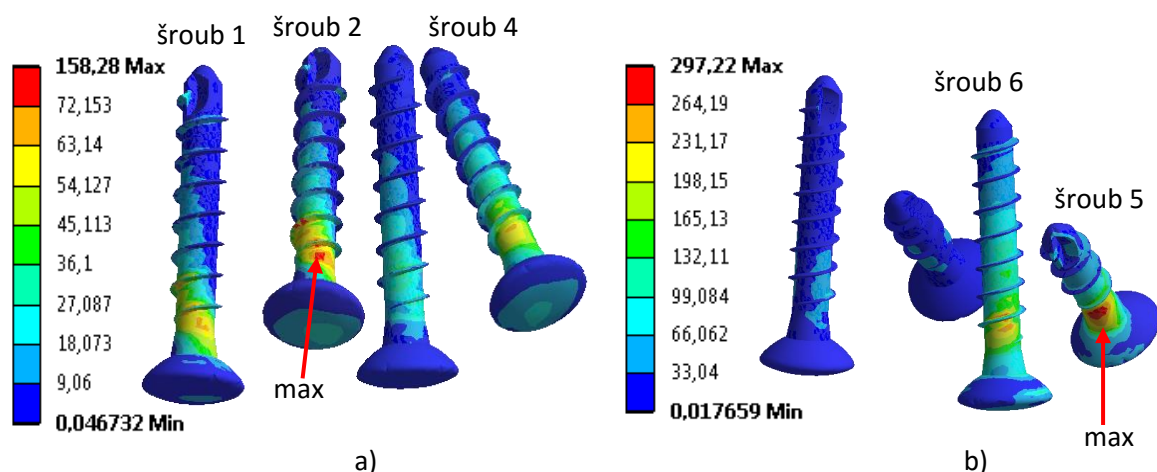
10.3.3 Napětí ve šroubech a přetvoření v kostních tkáních PAC 2

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. U šroubů je provedena analýza ekvivalentního napětí HMH zvlášť pro šrouby v oblasti brady a zvlášť pro šrouby v levém úhlu dolní čelisti. Označení a umístění jednotlivých šroubů je vidět na obr. 10.29.



Obr. 10.29 Označení a umístění jednotlivých šroubů v dolní čelisti pacienta 2

Na obrázku 10.30 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 dlahy 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.

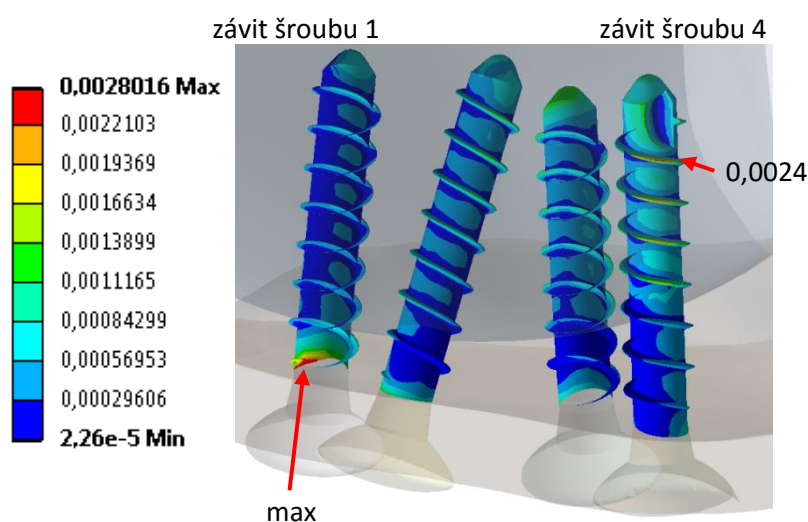


Obr. 10.30 Ekvivalentní napětí HMH [MPa] šroubů v oblasti a) brady, b) levého úhlu dolní čelisti

Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí jsou $\sigma_a = \sigma_m = 148,6$ MPa. Vzhledem k tomu, že hodnoty napětí ve šroubu 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 $k = \sigma_{a \text{ mezní}} / \sigma_a = 349,6 / 148,6 = 2,35$. Z provedené analýzy je patrné, že šrouby by měly toto opakující se zatížení vydržet po neomezeně dlouhou dobu s bezpečností $k = 2,35$.

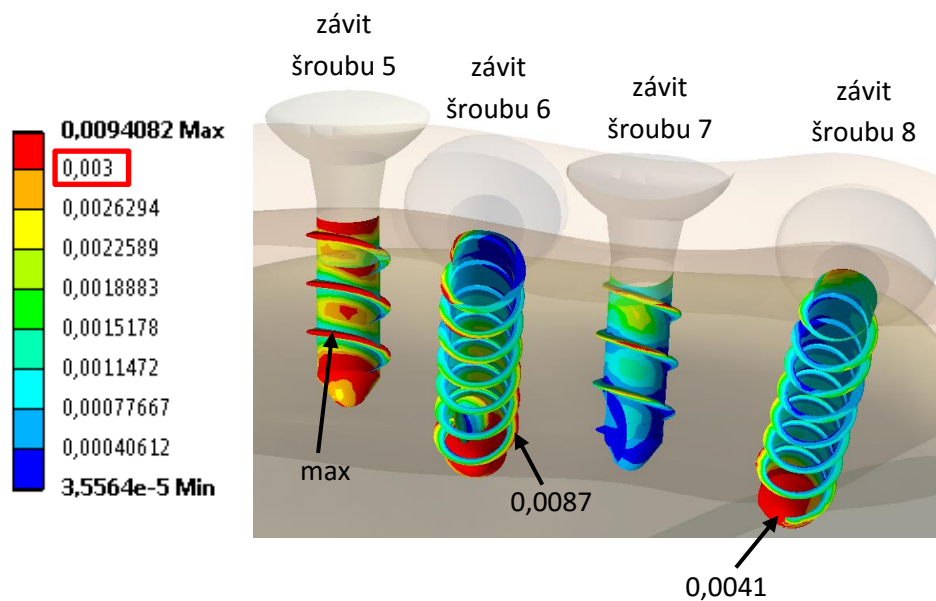
U kostních tkání bylo analyzováno ekvivalentní přetvoření HMH a jeho rozložení v jednotlivých závitech v kostních tkáních. Číslování těchto závětů v kostních tkáních je totožné s číslováním jednotlivých šroubů. Rozložení a hodnoty ekvivalentního přetvoření v kostních tkáních v okolí brady jsou znázorněny na obr. 10.31.



Obr. 10.31 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v oblasti brady

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 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.

Na obr. 10.32 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 [-].



Obr. 10.32 Ekvivalentní přetvoření HMH [-] v závitech v kostních tkáních v oblasti levého úhlu dolní čelisti

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 kostní tkáně dochází téměř v celé délce závitu v kostní tkáni u pátého a šestého šroubu. Kostní tkáň 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. 10.32 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.

10.4 Srovnání fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s fixační dlahou

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 dlahy byly navrženy pro léčbu konkrétního pacienta. Dlahu u pacienta 1 (PAC 1) fixuje dolní

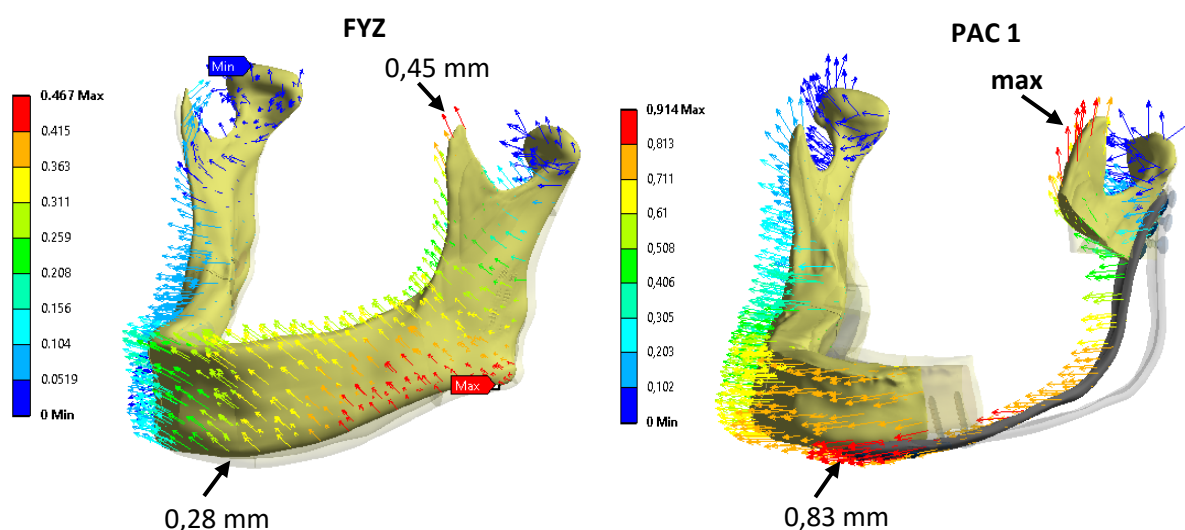
čelist po odstranění části těla, úhlu a ramene dolní čelisti, viz obr. 10.33 a. U druhého pacienta dlaha fixuje dolní čelist po odstranění těla na levé straně čelisti, viz obr. 10.33 b.

V této kapitole je provedeno porovnání deformací varianty PAC 1 a PAC 2 s fyziologickou dolní čelistí (FYZ 1). Jelikož výpočtový model fyziologické dolní čelisti zahrnuje i model TM chrupavek a TM disků, které nejsou u variant PAC 1 a PAC 2 modelovány, byl pro potřeby této kapitoly výpočtový model fyziologické dolní čelisti přepočítán bez TM chrupavek a TM disků. Zamezení všech posuvů bylo v tomto případě předepsáno na kondylech.



Obr. 10.33 Dlahy navržené pro a) pacienta 1, b) pacienta 2

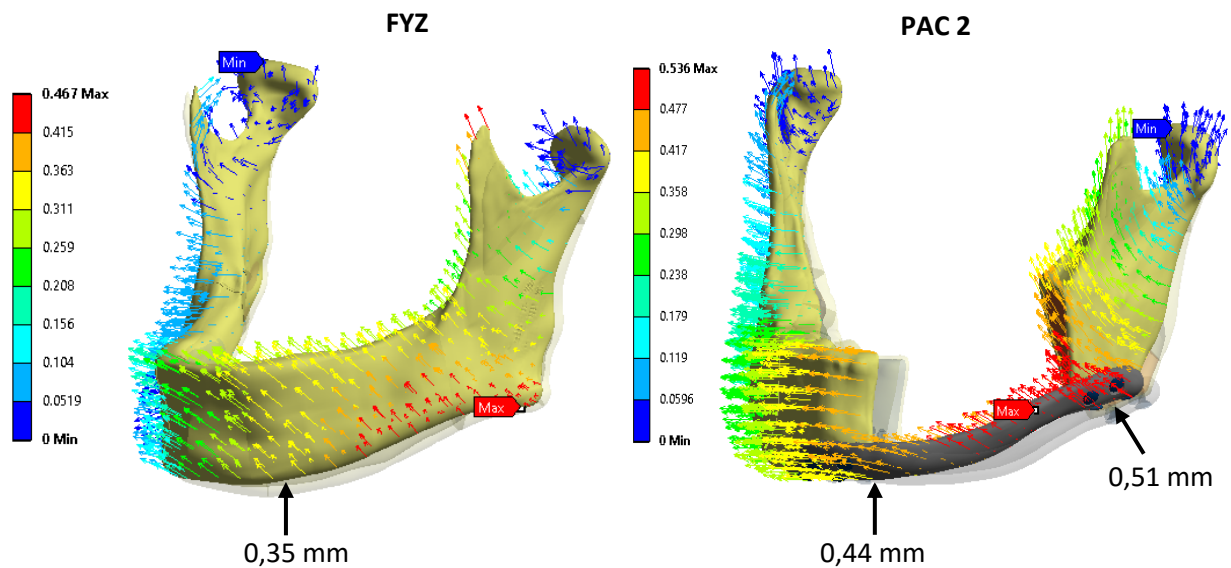
Na obr. 10.34 jsou zobrazeny celkové deformační posuvy fyziologické dolní čelisti a dolní čelisti s dlahou PAC 1. U fyziologické dolní čelisti je maximum celkového deformačního posuvu na vnější straně v úhlu dolní čelisti a jeho hodnota je $U_{FYZ, \max} = 0,47 \text{ mm}$. V oblasti svalového výběžku je hodnota celkového deformačního posuvu $U_{FYZ, \text{výběžek}} = 0,45 \text{ mm}$ a v oblasti brady $U_{FYZ, \text{brada}} = 0,28 \text{ mm}$. 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 $U_{PAC 1, \text{výběžek}} = 0,91 \text{ mm}$. V oblasti brady je hodnota deformačního posuvu $U_{PAC 1, \text{brada}} = 0,83 \text{ mm}$. 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. 10.34 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. 10.35.

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 $U_{PAC 2, brada} = 0,44 \text{ mm}$. U fyziologické dolní čelisti je ve stejném místě hodnota deformačního posuvu $U_{FYZ, brada} = 0,35 \text{ mm}$. 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.



Obr. 10.35 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.

11. Závěr

Předložená práce je zaměřena na biomechanickou studii obličejového skeletu, konkrétně na provedení deformačně napěťových analýz dvou dolních čelistí, u kterých byly odstraněny kostní tkáň postižené nádorovým onemocněním, zvaným Ameloblastoma. 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 tkáň 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 potřeba 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 odborné literatury. V předkládané práci byla provedena studie dvou modelů zatížení a modelů uložení, které jsou při výpočtovém modelování dolní čelisti často prezentovány v odborné literatuře.

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 $\sigma_{HMH, PAC 1} = 136,0$ MPa. Při žvýkání dochází k míjivému cyklickému zatěžování v tahu. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m jsou v místě extrémního napětí $\sigma_a = \sigma_m = 68,0$ MPa. Amplituda napětí byla porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, mezní} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy je $k = 5,02$ a tedy fixační dlahy 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 $\sigma_{HMH, PAC 2} = 157,0$ MPa. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m jsou v místě extrémního napětí $\sigma_a = \sigma_m = 78,5$ MPa. Amplituda napětí byla porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, mezní} = 341,3$ MPa. Bezpečnosti vůči meznímu stavu únavy je $k = 4,35$ a tedy fixační dlahy 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, $\sigma_{HMH, max, PAC 1} = 203,6$ MPa ve čtvrtém šroubu. U varianty PAC 2 byla maximální hodnota napětí HMH, $\sigma_{HMH, max, PAC 2} = 297,2$ MPa v pátém šroubu. Hodnoty amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m v místě extrémního napětí $\sigma_a = \sigma_m, PAC 1 = 101,8$ MPa a $\sigma_a = \sigma_m, PAC 2 = 148,6$ MPa. U obou variant byla amplituda napětí porovnána s mezní hodnotou amplitudy napětí $\sigma_{a, mezní} = 349,6$ 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 $\epsilon_{HMH} = 0,003$ [-] již 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 $\epsilon_{HMH, \text{závit } 6} = 0,0065$ [-] 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 $\epsilon_{HMH, \text{závit } 5} = 0,0094$ [-] 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 $\epsilon_{HMH, \text{závit } 6} = 0,0087$ [-]. 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 tkání 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 [98]. 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.

12. Literatura

12.1 Odborné články

- [1] Apicella A., Masi, E., Nicolais, L., Zarone, F., De Rosa, N., Valletta, G., A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration, *Jour of Mat Science: Materials in Medicine*, Vol. 9 (4), (1998), p.: 191-196
- [2] Atilgan S., Erol B., Yardimeden A., Yaman F., Ucan C. M., Gunes N., Atlay Y., Kose I., A three dimensional analysis of reconstruction plates used in different mandibular defects, *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, Vol. 24, Issue 2., May 2010, p.: 1893 - 1896, ISSN: 1310 - 2818
- [3] 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 Apl Oral Sci.*, 2010, 18(1), p.: 17-22
- [4] Ayoub F. A., Xiao Y., Khambay B., Siebert P. J., Hadley D., Towards building a photo-realistic virtual human face for Craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning, *J. of Oral & Maxillofacial Surgery*, 2007, Vol. 6, p.: 423-428
- [5] Bak M., Jacobson S. A., Buchbinder D., Urken L. M., Contemporary reconstruction of the mandible, *Oral Oncology*, February 2010, 46(2), p.: 71-76
- [6] Barrett F. J., Keat N., Artifacts in CT: Recognition and Avoidance, *RadioGraphics*, Vol.24, 2004, pp.: 1679-1691
- [7] Boas E. F., Fleischmann D., CT artifacts: Causes and reduction techniques, *Imaging Medicine*, Vol. 4, Issue 2, 2012, pp.: 229-240
- [8] Boccaccio A., Lamberti L., Pappalettere C., Carano A., Cozzani M., Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices, *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(15), pp.: 2907-18.
- [9] Bonnet A.S., Postaire M., Lipinski P., Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position, *Med Eng Phys*, Sep. 2009, 31(7), pp.: 806-15.
- [10] Bratu E., Steigmann M., Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen, *Implantologie Journal*, 2003, p.: 47-49, ISSN: 1435-6139
- [11] Bujtár P.B., Sándor B.K.G., et. al., Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110 (2010) 301-309.
- [12] Carter D. R., Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1978, 135, 733-741
- [13] Cevidanes L.H., Tucker S., Styner M., Kim H., Chapuis J., Reyes M., Proffit W., Turvey T., Jaskolka M., Three-dimensional surgical simulation, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, Sept. 2010; Vol.138, Issue 3, p.: 361-71
- [14] Colella G., Tartaro G., Cannavale R., Lanza A., Marulo F., Effects of repeated cycles of sterilisation on the mechanical characteristic of titanium miniplates for osteosynthesis, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, September 2008, Vol. 46, Issue 6, p.: 449 - 454
- [15] 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.
- [16] Cox T., Kobn W. M., Impelluso T., Computerized Analysis of Resorbable Polymer Plates and Screws for the Rigid Fixation of Mandibular Angle Fractures, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 61, Issue 4, p.: 487 - 488
- [17] Curtis D.A., Plesh O., Hannam G. A., Sharma A., Curtis T. A., Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 81. Issue 2, February 1999, p: 167-173.
- [18] De Backer W. J., Vos G. W., Gorlé D. C., Germonpré P., Partons B., Wuyts L.F., Parizel M. P., De Backer W., Flow analyses in the lower airways: Patient-specific model and boundary conditions, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 30, Issue 7, September 2008, p.: 872 - 879
- [19] Eckardt A. M., Kokemüller H., Flemming P., Recurrent ameloblastoma following osseous reconstruction – A review of twenty years, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Vol. 37, Issue 1, January 2009, Pages 36-41
- [20] Essen N.L., Anderson A.I., Hunter P.J., Carman J.B., Clarke D.R., Pullan J.A.: Anatomically Based Modelling of the Human Skull and Jaw, *Cells Tissues Organs*, 2005;180:44-53.
- [21] Esses, S.J., Lotz, J., C., Hayes, W. C., Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single energy quantitative computed tomography, *Journal of Bone and Mineral Research*, 4 (1989) 715-722.
- [22] Frost, H. M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal, *Anatomical Record*, 219 (1987) 1-9.
- [23] Goto T.K., Yahagi M., Nakamura Y., Tokumori K., Langenbach G.E.J., Yoshiura K., In vivo cross-sectional area of human jaw muscles varies with section location and jaw position, *Jour of Dent Research*, 84(6), 2005, p. 570-575

- [24] Götzburg S. P., Pleschberger M., Rammerstorten G. F., Krenkel C., 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic gridding plate, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2009, Vol 38. p.: 1298 - 1305
- [25] Grant, J. A., et al. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: Theimplant-bone interface. *Journal of Biomechanics*, 2007, Vol. 40, Issue 5, p.: 1158–1164
- [26] Gröning F., Fagan J.F., O'Higgins P., The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics, *Journal of Biomechanics*, 44 (2011) 1034-1312
- [27] Hattori Y., Satoh Ch., Kunieda T., Endoh R., Hisamatsu H., Watanabe M., Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans, *Journal of Biomechanics*, 2009, Jul 22; Vol. 42 Issue 10, p.1533-1538
- [28] Hvid I., Bentzen M. S., Linde F., Mosekilde L., Pongsoipetch B.: X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimen, *J. of Biomech.*, 22 (1989) 837-844.
- [29] Chabanas M., Luboz V., Payan Y., Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery, *MEdicine Image Analysis*, Vol 7, 2003, p: 131 -151
- [30] Chladek W., Czerwik, I., Mechanical pro-perties of temporomandibular joint disc on the basis of porcine preparation investigations, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 10, No. 4 (2008), 15-20
- [31] Choi A.H., Ben-Nissai B., Conway R.C., Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching, *Australian Dental Journal*, Vol. 50, No. 1 (2005), p. 42-48
- [32] Ibrahim D., Broilo T.L., Heitz C., de Oliveira M.G., de Oliveira H.W., Nobre S.M., Dos Santos Filho J.H., Silva D.N., Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy, *J Craniomaxillofac Surg.*, April 2009, Vol.37, Issue 3, p.:167-173
- [33] Ichim I., Kieser A. J., Swain V. M., Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: Numerical predictions, *Archives of Oral Biology*, Vol. 52, Issue 5, May 2007, p.: 465 - 473
- [34] Ichim, I., Swain, M., Kieser, J. A.: Mandibular Biomechanics and Development of the Human Chin, *Journal of Dentistry Research*, 85 (2006) 638-642.
- [35] Jee, W. S. S., Principles in bone fysiology, Review Article, *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 1 (2000), p.: 11-13.
- [36] 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
- [37] Kimura A., Nagasao T., Kaneko T., Tamaki T., Miyamoto J., Nakajima T., Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction, *J Craniomaxillofac Surg.* 2006 Jun;34(4):193-200
- [38] Knoll D. W., Gaida A., Maurer P., Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects, *Journal of Cranio - Maxillofacial Surgery*, 2006, Vol. 34., p.: 201 - 209
- [39] Kober C., Erdmann B., Lang J., Sader R., Zeilhofer F. H., Adaptive Finite Element Simulation of the Human Mandible Using a New Physiological Model of the Masticatory Muscles, *Konrad - Zuse - Zentrum für Informationstechnik Berlin*, June 2004
- [40] 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.
- [41] Lethaus B., Poort L., Böckmann R., Smeets R., Tolba R., Kessler P., Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients, *J Craniomaxillofac Surg*, Januar 2012, Vol.40, Issue 1, p.:43-46.
- [42] Liao S.H., Tong R.F., Dong J.X., Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT, *Comput Med Imaging Graph.* 2008 Jan;32(1):53-60
- [43] Lin K.R., Chang Ch.H., Liu T.H. , Lin S.W., Lin Ch.H., Experimenta land numerice estimations into the force distributionon an occlusal surface utilizing aflexible force sensor array, *Journal of Biomechanics*, vol. 44, 2011, ISSN: 1879–1884
- [44] Lipowicz G. A., Kurzynowski T., Chlebus E., Rapid Manufacturing in Medicine, *Journal of Material Testers Magazine*, 2009, ISSN 1787 - 507
- [45] 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.
- [46] May B., Saha S., Saltzman M., A threedimensional mathematical model of temporomandibular joint loading, *Clinical Biomechanics*, Vol. 16 (2001), 489-495
- [47] Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force masurements on mandibular implants suporting overdentures. *Clin Oral Impl Res*, 1996; 7:387-396.

- [48] Mori H., Horiuchi S., Nishimura S., Nikawa H., Murayama T., Ueda K., Ogawa D., Kuroda S., Kawano F., Naito H., Tanaka M., Koolstra J.H., Tanaka E., Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching, *Arch Oral Biol.* 2010 Nov;55(11):879-86.
- [49] 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
- [50] Mutic S., Palta J.R., et. all, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66., *Medical physics*, Vol. 30, Issue 10, Oct. 2003, pp.:2762-92.
- [51] Nägerl H., Kubein-Meesenburg D., Schwetska-Polly R., Thieme M. K., Fanghänel J., Miche B., Functional condition of the mandible: Physical structures of free mandibular movement, *Annals of Anatomy*, Vol. 181, Issue 1, p.: 41-44, ISSN: 0940-9602
- [52] Niinomi M., Mechanical properties of biomedical titanium alloys, *Materials Science and Engineering*, Vol. 243, Issue 1-2, March 1998, p.: 231-236.
- [53] Odin G., Savoldelli Ch., Bouchard O. P., Tiller Y., Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 32, Issue 6, July 2010, p.: 630 - 637, ISSN: 1350 - 4533
- [54] Olaltan A. A., Arole G., Adekeye O.E., Recurrent ameloblastoma of the jaws: A follow-up study, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 27, Issue 6, December 1998, Pages 456-460
- [55] O'Mahony, A. M., Williams, J. L., Spencer, P.: Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading, *Clin Oral Imp Research*, 12 (2001) 648-657.
- [56] Orentlicher G, Goldsmith D, Horowitz A. Applications of 3-Dimensional Virtual Computerized Tomography Technology in Oral and Maxillofacial Surgery: Current Therapy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Aug;68(8):1933-59
- [57] Pileicikienė G., Surna A., The human masticatory system from biomechanical perspective: A review, *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, Vol. 6 (2004), p. 81-84, ISSN: 1392-8599
- [58] Primo B.T., Presotto A.C., de Oliveira H.W., Gassen H.T., Miguens S.A. Jr., Silva A.N. Jr., Hernandez P.A., Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012 May 10. [Epub ahead of print]
- [59] 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
- [60] 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
- [61] Reichart P.A., Philipsen H.P., Sonner S., Ameloblastoma: Biological profile of 3677 cases, *European Journal of Cancer. Part B: Oral Oncology*, Volume 31, Issue 2, March 1995, p. 86-99
- [62] Reina-Romo E., Sampietro-Fuentes A., Gómez-Benito M. J., Domínguez J., Doblaré M., García-Aznar J. M., Biomechanical response of a mandible in a patient affected with hemifacial microsomia before and after distraction osteogenesis, *Med Eng Phys.* 2010 Oct;32(8):860-6
- [63] Rho, J. Y.: An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone, *Ultrasonics*, 34 (1996) 777-783.
- [64] RHO, J. Y.; HOBATHO, M. C.; ASHMAN, R. B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1995, 17, 5 p. 347-355
- [65] 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
- [66] Shikinami Y., Okuno M., Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly L-lactide (PLLA). Part II: participal properties of miniscrews and miniplates, *Biomaterials*, Vol. 22, Issue 23, December 2001. p.:3197-3211, ISSN: 0142-9612
- [67] Schön R., Metzger M.C., Zizelmann C., Weyer N., Schmelzeisen R., Individually preformed titanium mesh implants for a true-to-original repair of orbital fractures, *Int J Oral Maxillofac Surg*, Nov. 2006, Vol.35, Issue 11, p.:990-955
- [68] Schuller-Götzburg P., Pleschberger M., Rammerstorfer F.G., Krenkel C., 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Dec;38(12):1298-305
- [69] 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.
- [70] Silva D.N., Gerhardt de Oliveira M., Meurer E., Meurer M.I., Lopes da Silva J.V., Santa-Bárbara A., Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction, *J Craniomaxillofac Surg.*, December 2008, Vol. 36, Issue 8, p.:443-449

- [71] Speil M. C., Trajectories of the jaws, *Acta Odontologica Scandinavica*, Vol. 8, Issue 2, 1948
- [72] Taft R.M., Kondor S., Grant G.T., Accuracy of rapid prototype models for head and neck reconstruction, *J Prosthet Dent.*, December 2011, Vol. 106, Issue 6, p.:399-408.
- [73] Tanaka, E., Stress distributions in the TMJ during clenching, *J Osaka Univ Dent Soc* 1993, 38: 131-160
- [74] Tanaka, E., Tanaka, M., Miyawaki, Y., Tanne, K., Viscoelastic properties of canine temporomandibular joint disc in compressive load-relaxation, *Archives of Oral Biology*, Vol. 44 (1999), 1021-1026
- [75] Tanaka, E., van Eijden, T., Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, Vol. 14, No. 2 (2003), 138-150
- [76] Tanne K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, A., Knox, J, Jones, M.L., An Evaluation of the Biomechanical Response of the Tooth and Periodontium to Orthodontic Forces in Adolescent and Adult Object, *British Journal of Orthodontics*, Vol. 25 (1998), 109-115
- [77] Taylor A. C., Figueroa A.C., Patient - Specific Modeling of Cardiovascular Mechanics, *Biomechanical Engineering*, Vol. 11, p.: 109 - 134
- [78] Teo, J. C. M., Si-Hoe, K.M., Keh, J. E. L., Teoh, S. H., Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone, *Clinical Biomechanics*, 21 (2006) 235-244.
- [79] 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.
- [80] Tie Y., Wang D.M., Ji T., Wang C.T., Zhang C.P., Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts, *J Craniomaxillofac Surg.* 2006 Jul;34(5):290-298
- [81] Toparli, M., H. Aykul and T. Aksoy, "Stress distribution associated with loaded acrylicmetal- cement crowns by using finite element method," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 29, p. 1108-1114, 2002.
- [82] 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.
- [83] 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.
- [84] Varga S., Spalj S., Lapter Varga M., Anic Milosevic S., Mestrovic S., Slaj M., Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion, *Eur J Orthod.* 2011 Aug;33(4):427-33
- [85] 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
- [86] Vincent J.F.: Biological ceramics. In: Vincent JF, ed. *Structural biomaterials*. Princeton: Princeton University Press, 1992; 164–203.
- [87] Wang, M., Cao, H., Ge, Y., Widmalm, S.E.,Magnetic resonance imaging on TMJ disc thickness in TMD patients: A pilot study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 102, No. 2 (2009), 89-93
- [88] Weijs W.A., Hillen B., Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms, *Acta anatomica*, 1984;118(3):129-38.
- [89] Wittek A., Miller K., Kikinis R., Warfield K. S., Patient specific model of brain deformation: Application to medical image registration, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, Issue 4., p.: 919 - 929
- [90] Wolff J., Sándor G.K., Miettinen A., Tuovinen V.J., Mannerström B., Patrikoski M., Miettinen S., GMP-level adipose stem cells combined with computer-aided manufacturing to reconstruct mandibular ameloblastoma resection defects: Experience with three cases, *Ann Maxillofac Surg.* 2013 Jul;3(2):114-25.
- [91] Wolff, J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald; 1892.
- [92] Wolters B. J. B. M., Rutten M. C. M., Schurink G. H. W., Kose U., de Hart J., van de Vosse N. F., A patient - specific computational model of fluid - structure interaction in abdominal aortic aneurysms, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 27, Issue 10, December 2005, p.: 871 - 883
- [93] Zarone F., Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular fullarch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:103–114

12.2 Knihy

- [94] 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

- [95] Drastich, A.: Tomografické zobrazovací systémy. První vydání, Vysoké učenítěchnické v Brně, 2004, ISBN 80-214-2788-4, 208 s.
- [96] Drstich A.: Zobrazovací systémy v lékařství, 1. vyd. Brno, Rektorát VUT v Brně 1990, 512 s., ISBN 80-214-0220-2
- [97] Gefen A., Patient - Specific Modeling in Tomorrow's Medicine, Springer 2012, ISBN: 978-3-642-24617-3
- [98] Häerle F., Champy M., Terry B., Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws, Thieme; 1 edition (May 15, 1999), ISBN-10: 0865778418
- [99] Hettinger T., Physiology of strength, Max Planc Institute, 1961, edited by Thurlwell, forewords by Steinhaus H. A.
- [100] Klepáček Ivo, Mazánek Jiří, Klinická anatomie ve stomatologii, Grada Publishing, Praha 2001, ISBN 80-7169-770-2
- [101] Krenkel Ch., Biomechanics and Osteosynthesis of Condylar Neck Fractures of the Mandible, Quintessence Publishing Co Inc., U.S., 1994, ISBN: 0-86715-264-8
- [102] Křen J., Rosenberg J., Janíček P., Biomechanika, Západočeská univerzita v Plzni, 2003, ISBN 80-7282-792-0
- [103] Linkow I. L., Chercheve R., Theories and techniques of oral implantology ,svazek 1, C. V. Mosby Co., 1970
- [104] Marieb N. Elanie, Mallat Jon, Anatomie lidského těla, CP Books, a.s. 2005, ISBN 80-251-0066-9
- [105] Misch C. E.: Dental Implant Prosthetics, (1999) ISBN 0323019552
- [106] Pavelka, K., Rovenský, J., Klinická revma-tologie, Galén, Praha, 2003, ISBN 80-7262-174-2
- [107] Prein J., Manual of Internal Fixation in the Cranio - Facial Skeleton, Springer; 1 edition (December 23, 1997), ISBN - 10: 3540618104
- [108] Sándor K.G., Tuovinen J. V., Wolff J., Patrikoski M., Jokinen J., Nieminen E., Manneström B., Lappalainen O., Sappänen R., Miettinen S., 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, 2013, In press.
- [109] Schramm A., Gellrich C. N., Schmelzeisen R., Navigational Surgery of the Facial Skeleton, Springer Berlin, ISBN 10: 3-540-22357-6
- [110] Smith T., a kol., Lidské tělo, Fortuna, Praha, Fortuna Print, Praha, 1996, ISBN 80-7192-500-4
- [111] Vacek M., Bittner J., Gnatologie, Avicenum, Praha 1986

12.3 Dizertační a diplomové závěrečné práce

- [112] Borák L., Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010, 194 str. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [113] 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.
- [114] Kršek Pavel, Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice, dis. práce, Brno 2000
- [115] 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.
- [116] Nelson J. G., Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics, The University of British Columbia, Nov. 1986, Supervisor: A.G. Hannam.

12.4 Internetové odkazy a ostatní

- [117] <http://www.ansys.com>
- [118] <http://www.materialise.com>
- [119] <http://www.ablesw.com/>
- [120] <http://www.simpleware.com/>
- [121] <http://www.vascops.com/>
- [122] <http://www.synthes.com>
- [123] <http://www.custompartnet.com>
- [124] <http://pocketdentistry.com/6-bone/>
- [125] <http://www.geomagic.com/>
- [126] <http://www.planmeca.com/>
- [127] <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
(všechny odkazy dostupné v srpnu 2016)

13. Tvůrčí činnost

13.1 Publikace

2014

Petr Marcián, Libor Borák, Jiří Valášek, Jozef Kaiser, Zdeněk Florian, Jan Wolff; Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a Feasibility study, Journal of Biomechanics, 2014

Jan Wolff, Nathaniel Narra, Anna-Kaisa Antalainen, Jiří Valášek, Jozef Kaiser, George K. Sándor, Petr Marcián; Finite element analysis of bone loss around failing implants, Materials & Design, 2014

2013

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 Huottilainen, 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

2012

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., Marcián P., Řehák K., Krpalek D., Florian Z.; STRESS-STRAIN ANALYSIS OF RESTORED FIRST MOLAR TOOTH WITH CAVITY OF CLASS II., Engineering Mechanics, Vol. 19, 2012, No. 2/3, p. 131-141, ISSN: 1802 – 1484

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

2011

Valášek J., Řehák K., Krpalek D., Marcián P., Florian Z.; Stress Strain Analysis Of Save Firsth Molar Tooth With Cavity Of Class II. In 13th Conference APLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Institute of Physics of Materials, Academy of Science of the Czech Republic, 2011. s. 227-230. ISBN: 978-80-87012-33-8.

Valášek J., Marcián P., Krpalek D., Řehák K., Manek F., Florian Z.; Stress Strain Analysis Of Restored First Molar With Cavity Of Class I. In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. Svratka: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 635-638. ISBN: 978-80-87012-33-8.

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.

2010

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.

Valášek J., Marcián P., Borák L., Florian Z., Krpalek D., Konečný O.; Stress - strain analysis of human mandible fixator. Computational Mechanics 2010. Plzeň: Západočeská univerzita, 2010. ISBN: 978-80-7043-919-7.

Marcián P., Florian Z., Borák L., Krpalek D., Valášek J.; Biomechanical Study of Disk Implants, Part II. Engineering Mechanics, 2010, roč. 17, č. 2, s. 111-121. ISSN: 1802- 1484.

13.2 Tvůrčí aktivity

ROI Analysis

Marcián, P.; Konečný, O.; Borák, L.; Valášek, J.; Krpalek, D.; Florian, Z.: biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

CT Data Anylysis

Marcián, P., Konečný, O. Krpalek, D., Valášek, J., Borák L., Florian, Z.: CT Data Anylysis, biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

STL Model Creator

Marcián, P.; Konečný, O.; Borák, L.; Valášek, J.; Krpalek, D.; Florian, Z.: STL Model Creator; biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

13.3 Projekty

2013

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluřešitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2013

2012

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluřešitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2013

2011

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

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluřešitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2013

2010

Tvorba výpočtových modelů v biomechanice – spoluřešitel

zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluřešitel

zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

Použité symboly a zkratky

APDL – ANSYS Graphical User Interface – klasické prostředí programu ANSYS
ASCII – American Standard Code for Information - kódová tabulka, která definuje znaky anglické abecedy
AT – Anterior Temporal - přední sval spánkový
ATP – Adeosin trifosfát
BMI – Body Mass Index – Index tělesné hmotnosti
BS – Balancing side – balancující (vyrovnávací) strana
BVF, (BV/TV) – bone volume fraction, objemový podíl kostní tkáně, [-]
CAD – Computer Aided Design - počítačem podporované projektování
CBCT – Cone Beam Computer Tomography – počítačová tomografie s kuželovým paprskem
CT – počítačová tomografie
CT-číslo – velikost intenzity pixelu, [-]
DICOM – datový formát pro uložení CT/MR snímků
DLMS – Direct Metal Laser Sintering - způsob 3D tisku kovů
DM - Deep Masseter- hluboký sval žvýkácí
E – Youngův modul, modul pružnosti, [MPa]
f – koeficient smykového tření, [-]
F – síla, [N]
FDM - Fused Deposition Modeling - způsob 3D tisku
FYZ 1 – řešená úloha fyziologické čelisti 1
FYZ 2 – řešená úloha fyziologické čelisti 2
G – modul pružnosti ve smyku, [MPa]
GUI – programové prostředí
HMH – von Misesovo ekvivalentní napětí, [MPa]
HU – Hounsfieldovy jednotky (hustota tkání), [-]
igs – Initial Graphics Exchange Specification – formát souboru určený k popisu 3D objektu
JP – Jetted Photopolymer – způsob 3D tisku
LOM – Laminated Object Manufacturing - způsob 3D tisku
LP – Lateral Pterygoid - vnější sval křídlový
MKP – metoda konečných prvků
MP – Medial Pterygoid - vnitřní sval křídlový
MRI – magnetická rezonance
MT – Middle Temporal - střední sval spánkový
OS – operační systém
PAC 1 – řešená varianta fixační dlahy pro pacienta 1
PAC 2 – řešená varianta fixační dlahy pro pacienta 2
 p_{BS} – kontaktní tlak v kondylech na balanční straně [MPa]
PCG – Preconditioned gradient solver – iterační řešič v programu ANSYS
PT – Posterior Temporal - zadní sval spánkový
 p_{WS} - kontaktní tlak v kondylech na pracující straně [MPa]
Re – mez kluzu
Rm – mez pevnosti
ROI – oblast zájmu
ROT – natočení, [rad]
rtg. – rentgen
SLA – Stereolithography – způsob 3D tisku
SLS – Selective Laser Sintering – způsob 3D tisku kovů
SM - Superficial Masseter - povrchový sval žvýkácí
STL – Stereolithography – formát souboru určený k popisu 3D objektu
TM – temporomandibulární
U – posuvy, [mm]
ÚMTMB – Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
 U_{SUM} – celkový deformační posuv [mm]
WS – working side – pracující strana
 μ – Poissonovo číslo, [-]
 ρ – hustota, [kg/m³]
 σ_1 – první (maximální) hlavní napětí
 σ_3 – třetí (minimální) hlavní napětí
 σ_{HMH} – ekvivalentní napětí podle podmínky HMH [MPa]
 ε_{HMH} – ekvivalentní přetvoření podle podmínky HMH [-]

Životopis autora

Jméno a příjmení: Jiří Valášek
Datum narození: 16. května 1984
Národnost: česká
E-mail: 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 – dosud 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

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