



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

REŠERŠNÍ STUDIE DLAH PRO LÉČBU TUMORÓZNÍ DOLNÍ ČELISTI

A RESEARCH STUDY OF PLATE FOR THE TREATMENT OF TUMOROUS MANDIBLE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matúš Mäsiar

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2023

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Matúš Mäsiar
Studijní program:	Základy strojního inženýrství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2022/23

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

Rešeršní studie dlah pro léčbu tumorózní dolní čelisti

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Velké defekty dolní čelisti vzniklé po nádorovém onemocnění jsou pro chirurgy neustále velkou výzvou. Onemocněním je poškozena značná část kostní tkáně, která musí být odstraněna. Poté je aplikována buďto komerčně dostupná dlah, nebo dlah vytvořená pacientovi přímo na míru s využitím 3D tisku. Určení a posouzení mechanického namáhání soustavy dolní čelisti s dlahou a mechanické interakce mezi dlahou a dolní čelistí je možné provést výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie dlahy na základě rešeršní studie.
3. Vytvoření výpočtového modelu soustavy dlahy s dolní čelistí s deficitem kostní tkáně.
4. Provedení deformační a napěťové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

NARRA, N., VALÁŠEK, J., HANNULA, M., MARCIÁN, P., SÁNDOR, G., HYTTINEN, J. A WOLFF, J.: Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. Journal of biomechanics, roč. 47, č. 1, str. 264-268. DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.11.016, 2014.

BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In Engineering Mechanics 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80-214-5497-2, 2017.

KORIOTH, T.W., ROMILLY, D.P., HANNAM, A.G.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. American Journal of Physical anthropology, roč. 88, str. 69-96. DOI: 10.1002/ajpa.1330880107, 1992.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Táto bakalárska práca sa zaoberá problémom liečby tumoróznej dolnej čeľuste pomocou rekonštrukčnej dlahy a fixačných skrutiek. V rámci práce je uvedená základná anatómia v oblasti riešeného problému a taktiež rešeršná štúdia použitia rekonštrukčných dláh na základe dostupnej literatúry. Následne bola vykonaná deformačne-napäťová analýza dolnej čeľuste s dvomi rôznymi aplikovanými rekonštrukčnými dlahami výpočtovým modelovaním, konkrétne pomocou metódy konečných prvkov v programe ANSYS Workbench 22.2. V práci je podrobne opísaná tvorba dvoch variantov výpočtového modelu a následne bola vyhodnotená napätosť a deformácia riešenej sústavy.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

dolná čeľusť, mandibula, rekonštrukčná dlaha pre konkrétneho pacienta, cad modelovanie, výpočtové modelovanie, metóda konečných prvkov, deformačne-napäťová analýza

ABSTRACT

This bachelor's thesis aims to address the issue of treating tumorous conditions in the lower jaw by implementing a reconstructive plate. The thesis includes an examination of basic anatomy related to the specific problem, along with a research study on the utilization of reconstructive plates based on available literature. Subsequently, a stress-strain analysis of the lower jaw with the two different applied reconstructive plates was performed using computational modeling, specifically employing the finite element method within ANSYS Workbench 22.2. The thesis provides a detailed description of the creation of two variations of the computational model, followed by an evaluation of the stress and deformation exhibited by the system.

KEYWORDS

lower jaw, mandible, patient-specific reconstruction plate, cad modeling, computational modeling, finite element method, stress-strain analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

MÄSIAR, Matúš. *Rešeršní studie dlah pro léčbu tumorózní dolní čelisti*. Brno, 2023. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Petr Marcián.

ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som bakalársku prácu na tému *Rešeršní studie dlah pro léčbu tumorózní dolní čelisti* vypracoval sám pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. s využitím vlastných znalostí a uvedenej odbornej literatúry.

V Brně dne 20. 5. 2023

.....
Matúš Mäsiar

POĎAKOVANIE

Týmto by som chcel poďakovať vedúcemu bakalárskej práce Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. za cenné rady, užitočné pripomienky, ochotu a odborné vedenie pri písaní tejto záverečnej práce. Ďalej by som chcel poďakovať mojim rodičom a priateľom, ktorí ma podporovali počas štúdia na vysokej škole.

OBSAH

Úvod	11
2 Popis problémovej situácie	12
2.1 Formulácia problému.....	12
2.2 Ciele práce	12
3 Základná anatómia súvisiaca s riešenou problematikou	13
3.1 Kosti dolnej čeľuste	13
3.2 Základná stavba kosti	14
3.3 Adaptácia kosti na mechanické zaťažovanie	14
3.4 Rozdelenie hustoty kostného tkaniva	15
3.5 Svaly dolnej čeľuste	16
4 Nádorové ochorenia dolnej čeľuste	18
4.1 Liečba nádorových ochorení	18
4.1.1 Označovanie parciálnych resekcí	18
4.2 Rekonštrukcia dolnej čeľuste	19
4.3 Rekonštrukčné dlahy	21
4.3.1 Materiál rekonštrukčných dláh.....	21
4.4 Materiál skrutiek.....	22
5 Rešeršná štúdia odbornej literatúry týkajúcej sa riešeného problému	23
5.1 Rešerš prác zameraných na D-N analýzu dolnej čeľuste	23
5.2 Rešerš používaných mechanických vlastností kosti	26
6 Výpočtový model	27
6.1 Model geometrie.....	27
6.1.1 Model geometrie dolnej čeľuste.....	27
6.1.2 Model geometrie rekonštrukčnej dlahy	28
6.1.3 Model geometrie fixačných skrutiek	29
6.1.4 Model geometrie dolnej čeľuste s dlahou	29
6.2 Konečnoprvkový model	30
6.3 Model materiálu.....	32
6.4 Model väzieb	33
6.5 Model záťaže	34
6.6 Nastavenie riešiča	36
7 Prezentácia a analýza výsledkov.....	37

7.1	Deformačné posuvy dolnej čeľuste s rekonštrukčnou dlahou	37
7.2	Redukované napätie HMM na rekonštrukčnej dlahe	39
7.3	Redukované napätie HMM na skrutkách	42
7.4	Redukované pretvorenie HMM v kostnom tkanive	43
7.5	Porovnanie rekonštrukčnej dlahy var.DA a var.DB	45
	Záver.....	47
	Zoznam použitej literatúry	48
	Zoznam použitých symbolov a skratiek.....	54

ÚVOD

Nádorové ochorenia dolnej čeľuste predstavujú závažný problém, ktorý si vyžaduje špeciálny prístup a adekvátnu liečbu. Pre zamedzenie šírenia nádoru musí byť odstránený a s tým je väčšinou spojené aj odstránenie značnej časti okolitého kostného tkaniva. Pre obnovu kvality života pacienta môže byť k tomuto vzniknutému deficitu kostného tkaniva pristupované dvoma spôsobmi.

Buď premostením kostným štepom, ktorý je odobraný z inej kosti pacienta a následného uchytenia pomocou fixačnej dlahy. Alternatívne môže byť použité premostenie pomocou samostatnej rekonštrukčnej dlahy v prípade dočasnej rekonštrukcie, ak zdravotný stav pacienta neumožňuje podstúpiť operáciu s kostným štepom [1] alebo ak sa vykonáva pooperačné pozorovanie na prípadné opätovné objavenie nádoru [2].

Hlavným cieľom týchto operácií je čo najrýchlejšie obnoviť pôvodnú funkciu čeľuste. Pre dosiahnutie tohto cieľa musia byť dôkladne identifikované hranice nádoru, napríklad z CT snímok, pre jeho odstránenie (resekciu). Následne je aplikovaná buď komerčne dostupná dlaha alebo dlaha vyrobená na mieru pre konkrétneho pacienta. Komerčne dostupné dlahy sú zvyčajne dodávané v rovnej forme, ktorú musí chirurg za pomoci nástrojov vytvarovať do požadovaného tvaru. Týmto procesom môžu v dlaha vzniknúť mikrotrhliny, ktoré ovplyvňujú životnosť dlahy [2]. Použitím na mieru vyrobenej dlahy je tomuto problému možné predísť, to ale vyžaduje individuálnejší prístup.

2 POPIS PROBLÉMOVEJ SITUÁCIE

Dolná čeľusť s deficitom kostného tkaniva, ktorý vznikne po odstránení nádorového ochorenia, vedie k potrebe premostenia pomocou rekonštrukčnej dlahy. Týmto premostením sa zmení celkové namáhanie dolnej čeľuste. Určenie týchto zmien, ako je deformácia a napätosť, vyžaduje vhodný výber metódy riešenia, napríklad výpočtovým modelovaním využitím metódy konečných prvkov (MKP).

Pri tvorbe výpočtového modelu sa vyskytuje niekoľko ďalších problémov, ako je spracovanie dát z CT zariadenia, vytvorenie modelu geometrie ľudskej dolnej čeľuste a tvorba modelu geometrie rekonštrukčnej dlahy tak, aby spájala špecifickú geometriu kostného tkaniva. Následnou deformačne napätovou analýzou je možné posúdiť navrhnuté sústavy a určiť, či nedôjde k zlyhaniu niektorého prvku pri zaťažení.

2.1 FORMULÁCIA PROBLÉMU

Na základe popisu problémovej situácie je možné problém určiť ako:

Vykonanie rešeršnej štúdie týkajúcej sa použitia dláh na dolnej čeľuste a následná deformačne-napätová analýza pre vybrané dlahy.

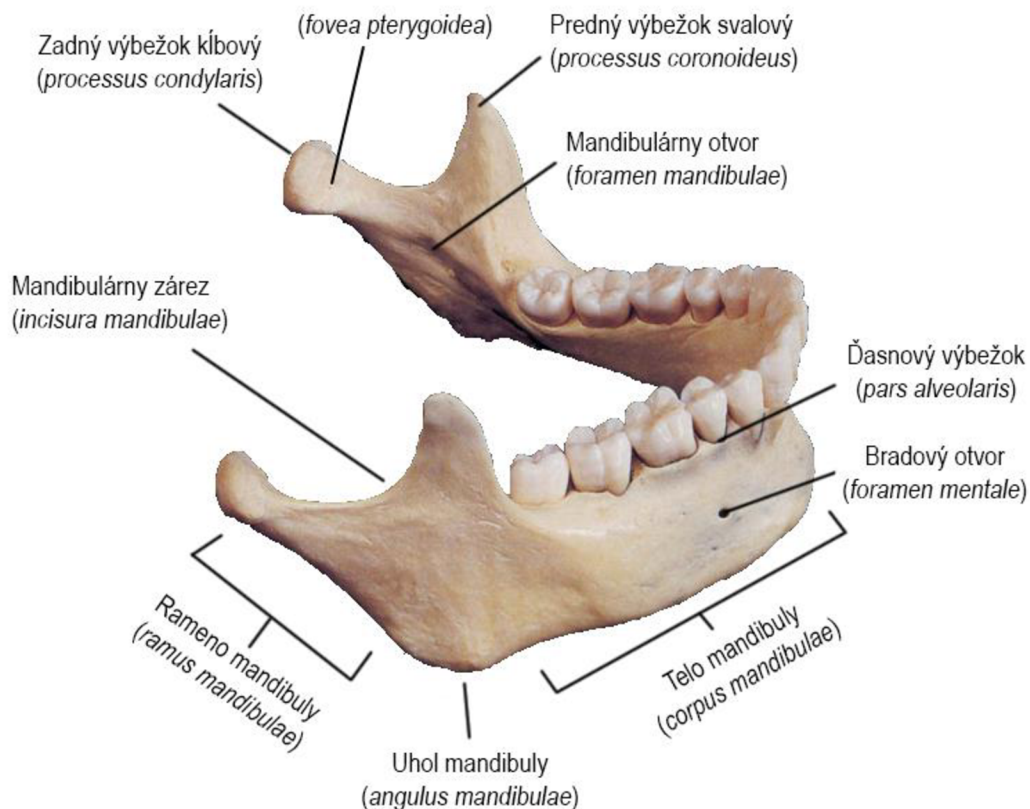
2.2 CIELE PRÁCE

- Vykonanie rešeršnej štúdie súvisiacou s riešenou problematikou.
- Vytvorenie modelu geometrie dlahy na základe rešeršnej štúdie.
- Vytvorenie výpočtového modelu sústavy dlahy s dolnou čeľusťou s deficitom kostného tkaniva.
- Vykonanie deformačnej a napätovej analýzy.

3 ZÁKLADNÁ ANATÓMIA SÚVISIACA S RIEŠENOU PROBLEMATIKOU

3.1 KOSTI DOLNEJ ČEĽUSTE

Dolná čeľusť (latinsky *mandibula*), vid' obr. 3.1, je najsilnejšia a najväčšia tvárová kosť, primárne zaisťuje funkcie žuvania, hryzenia a rozprávania. Skladá sa z horizontálneho tela (lat. *corpus mandibulae*) zahnutého do tvaru písmena „U“ a dvoch vertikálnych ramien (lat. *ramus mandibulae*). Tieto dve časti sa zbiehajú v tupom uhle (lat. *angulus mandibulae*). [3; 4]



Obrázok 3.1 Stavba dolnej čeľuste dospelého človeka (Prevzaté a upravené z [5])

Telo dolnej čeľuste (lat. *corpus mandibulae*) je hrubá a nepárová kostnatá časť, v ktorej sú ukotvené zuby. Konkrétne v ďasnovom výbežku (lat. *pars alveolaris*) [6]. Vďaka zubom je telo tvrdé a odolné voči poškodeniu. [3; 4]

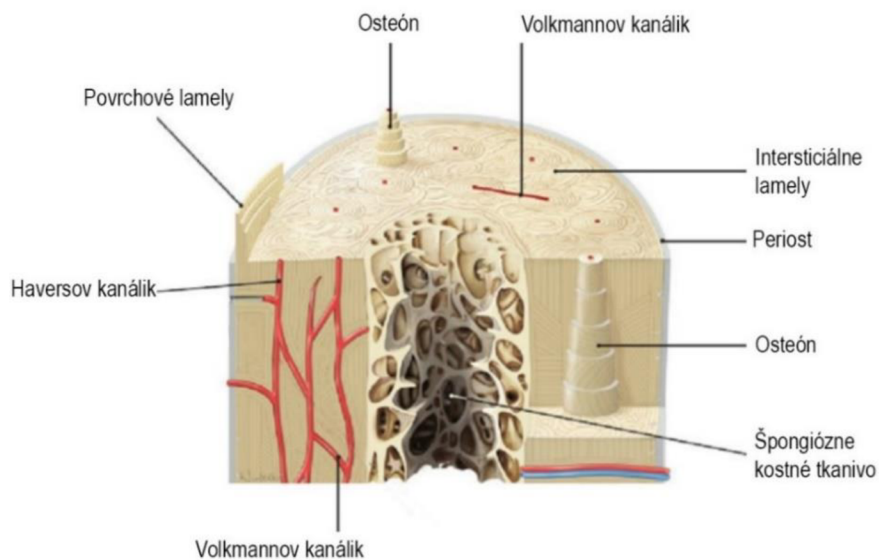
Ramo dolnej čeľuste (lat. *ramus mandibulae*) poskytuje miesta na uchytenia svalov potrebných na pohyb dolnej čeľusti. Rozdeľuje sa na predný výbežok svalový (lat. *processus coronoideus*) a zadný výbežok kĺbový (lat. *processus condylaris*). Na vnútornej ploche ramena sa nachádza mandibulárny otvor (lat. *foramen mandibulae*). [3; 4; 6]

3.2 ZÁKLADNÁ STAVBA KOSTI

Všetky kosti v ľudskom tele majú tri základné štrukturálne časti (viď obr. 3.2). Obal kosti, periost (lat. *periosteum*) a pod ním sa nachádza kompaktné kostné tkanivo (lat. *substantia compacta*) a špongiózne kostné tkanivo (lat. *substantia spongiosa*). Kombináciou týchto tkanív sa dlhým evolučným procesom vyvinuli kosti s prispôbenými mechanickými vlastnosťami vzhľadom k ich umiestneniu pri zachovaní čo najnižšej hmotnosti a veľkosti. [7]

Kompaktné alebo kortikálne kostné tkanivo tvorí tvrdú a hustú stenu na povrchu kosti a je tvorené osteónmi (Haversovým systémom), ktorý je tvorený približne piatimi až dvadsiatimi rúrkovitými kostnými lamelami sústrednými okolo Haversového kanálu, ktorým vedú krvné cievy a nervy. [4; 7]

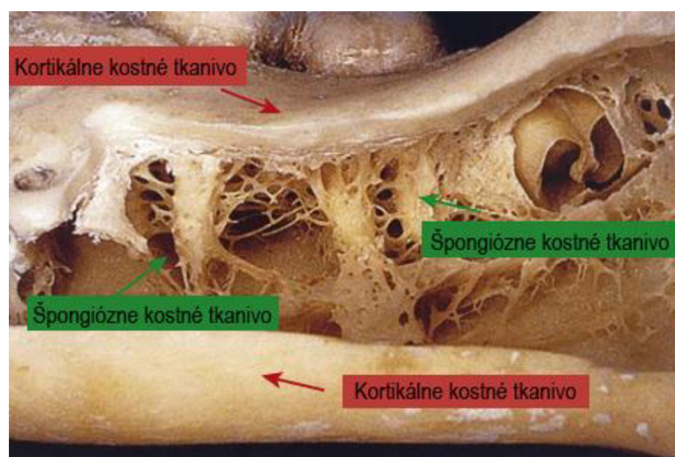
Špongiózne kostné tkanivo tvorí pórovitú a ľahkú štruktúru, zloženú z rozvetvených tyčovitých kostí (lat. *trabeculae*). Priestor medzi nimi je vyplnený červenou kostnou dreňou, ktorá sa počas života jedinca postupne premieňa na žltú kostnú dreň. [4]



Obrázok 3.2 Štruktúra kosti (Prevzaté a upravené z [7])

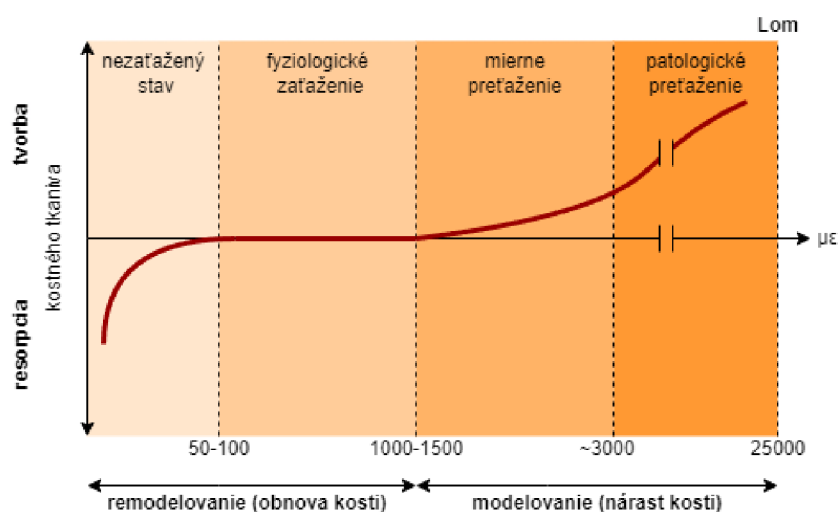
3.3 ADAPTÁCIA KOSTI NA MECHANICKÉ ZAŤAŽOVANIE

Podľa Wolffovho zákona si kosť prispôbuje tvar a hustotu kostného tkaniva vzhľadom na jej zaťaženie [7]. Hlavná funkcia dolnej čeľuste je schopnosť odolať namáhaniu, preto sa v nej tvoria hustejšie a tvrdšie kortikálne a hrubšie špongiózne kosti (viď obr. 3.3). [8]



Obrázok 3.3 Rez dolnou čeľusťou (Prevzaté a upravené z [8])

Frostova hypotéza mechanostatu opisuje odozvu kosti mladého dospelého človeka na mechanickú záťaž [9]. Veľkosť oblastí je udávaná v mikrostrainoch ($1000 \mu\epsilon$ je 0,1% pretvorenia čo odpovedá pretvoreniu $\epsilon=0,001$). Jednotlivé typy odoziev delí do 4 kategórií (viď obr. 3.4). Nezaťažený stav, pri ktorom nedochádza k dostatočnému mechanickému namáhaniu kosti a dochádza k resorpcii (znižovaniu) kostného tkaniva. Fyziologické zaťaženie je stav pri ktorom dochádza k remodelácii (obnova) kostného tkaniva. Po miernom preťažení dochádza k nárastu kostného tkaniva. Po prekročení medznej hodnoty $\sim 3000 \mu\epsilon$ dochádza k patologickému preťaženiu, čo spôsobí prudké zvýšenie tvorby kostného tkaniva, kvôli čomu kosť stráca svoju pružnosť a po prekročení $25000 \mu\epsilon$ vedie k lomu. [10]



Obrázok 3.4 Rozdelenie hodnôt pretvorenia kosti podľa stavy mechanického zaťaženia (Vytvorené podľa [11])

3.4 ROZDELENIE HUSTOTY KOSTNÉHO TKANIVA

Medzi dôležité vplyvy na mechanické vlastnosti kosti a aj vhodné umiestnenie rekonštrukčnej dlahy patrí hustota kosti, ako aj kvalita kosti. Prvé klasifikované rozdelenie vzniklo v roku 1985 Lekholmom a Zarbom, čo Misch v roku 1988 použil na navrhnutie štyroch typov hustôt kostí D1-D4 (viď obr. 3.5) podľa množstva výskytu kompaktného a špongiózneho tkaniva na dolnej a hornej čeľusti (viď tab. 3.1). [8]



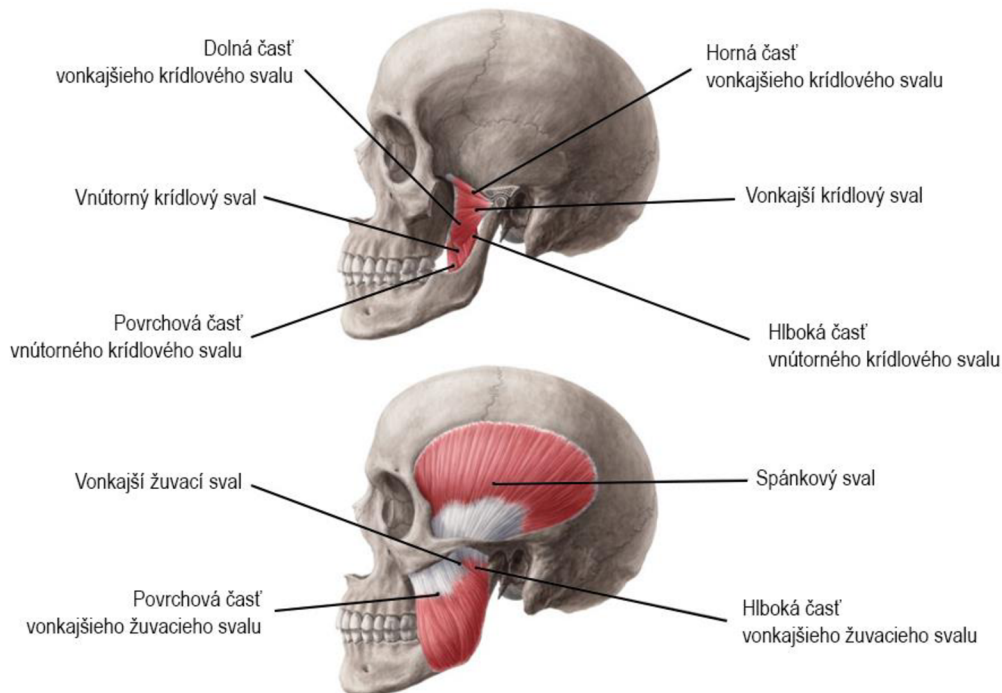
Obrázok 3.5 Typy kostnej hustoty podľa Mische (Prevzaté z [8])

Tabuľka 3.1 Popis rozdelenia kostnej hustoty podľa Mische (Prevzaté z [8])

Opis	Výskyt: predná mandibula	Výskyt: zadná mandibula	Výskyt: horná čelúšť
D1 Hustá kompakta	92 %	8 %	0 %
D2 Hustá/pórovitá kompakta, hrubá špongióza	66 %	26 %	8 %
D3 Pórovitá kompakta a riedka špongióza	0 %	3 %	97 %
D4 Riedka špongióza	0 %	22 %	78 %

3.5 SVALY DOLNEJ ČELUSTE

V rámci riešenia tejto práce sú dôležité hlavne žuvacie svaly (lat. *musculi masticatores*), ktoré najviac namáhajú dolnú čelúšť. Patrí medzi ne *m. temporalis*, *m. masseter*, *m. pterygoideus medialis* a *m. pterygoideus lateralis* (viď obr. 3.6). Všetky svaly sú párové, nachádzajú sa na oboch stranách lebky. Ich hlavné funkcie sú elevácia (zatváranie), depresia (otváranie), protrakcia (pohyb vpred) a retrakcia (pohyb vzad) čeluste. [6; 12]



Obrázok 3.6 Žuvacie svaly (Prevzaté a upravené z [11])

Spánkový sval (*m. temporalis*) je zo všetkých žuvacích svalov najsilnejší a je možné ho rozdeliť na prednú, strednú a zadnú časť. Podieľa sa na elevácii, protrakcii a retrakcii čeľuste. Upína sa na predný výbežok svalový. [6; 12]

Vonkajší žuvací sval (*m. masseter*) je možné rozdeliť na povrchový a hlboký žuvací sval. Má rovnaké funkcie ako sval spánkový, až na retrakciu, ktorá sa vyskytuje len u novorodencov. Upína sa na vonkajšiu stranu uhla a ramena dolnej čeľuste. [6]

Vnútorň krídlový sval (*m. pterygoideus medialis*) pomáha pri addukcii (zatváraní) čeľuste a pri jednostrannej aktivácii sa účastní pri vytváraní trecích žuvacích pohybov (na pracovnej strane). Upína sa na vnútornú stranu uhla a ramena dolnej čeľuste. [12]

Vonkajší krídlový sval (*m. pterygoideus lateralis*) zahajuje opačný pohyb ako ostatné žuvacie svaly a to depresiu a pri jednostrannej aktivácii nastáva pri ňom rovnaký efekt ako na vnútornom krídlovom svale. Upína sa na *fovea pterygoidea*. [12]

4 NÁDOROVÉ OCHORENIA DOLNEJ ČEĽUSTE

Existuje niekoľko typov nádorových ochorení, ktoré postihujú dolnú čeľusť. Delia sa na benígne (nezhubné) a malígne (zhubné) [13; 14].

- Benígne – napríklad ameloblastom (najvyskytovanejší, 1 % zo všetkých ústnych nádorov), osteom, cementom, odontom [14].
- Malígne – karcinomy, sarkomy a prípadné metastatické nádory (z iných častí tela) [13].

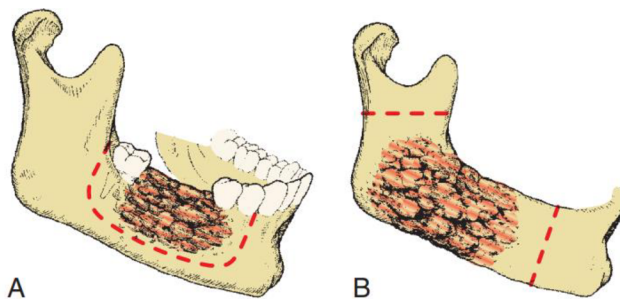
4.1 LIEČBA NÁDOROVÝCH OCHORENÍ

Liečba nádorových ochorení dolnej čeľuste závisí na rôznych faktoroch ako je typ a štádium nádoru, vek pacienta a jeho celkový zdravotný stav a taktiež poloha nádoru. Možnosti liečby zahŕňujú chirurgický zákrok, rádioterapiu, chemoterapiu alebo kombináciu týchto spôsobov. [13]

Ako primárna liečba pre zhubné a aj nezhubné nádory sa často používa chirurgický zákrok resekciou, odstránením časti dolnej čeľuste. Mala by byť vedená vo vzdialenosti 1 cm od hranice nádoru získaného z röntgenového snímku. Následne môže byť potrebná rekonštrukcia pre obnovu tvaru a funkcie kosti. [15]

Typy resekcií:

- **Marginálna (segmentálna)** vid' obr. 4.1 – a – odstránenie nádoru bez narušenia spojitosti kosti [15].
- **Parciálna** obr. 5.1 – b – odstránenie nádoru rezom cez celú hrúbku čeľuste, s malou veľkosťou až po hemimandibulektómiu (odstránenie celej polovice dolnej čeľusti zasiahnutej nádorovým ochorením) vid' obr. 5.1 [15].



Obrázok 4.1 Označenie resekcií: a) Marginálna resekcia, b) Parciálna resekcia (Prevzaté z [15])

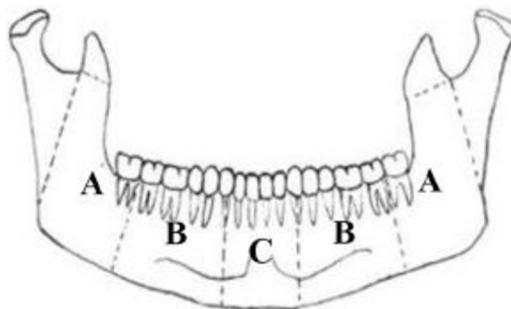
4.1.1 OZNAČOVANIE PARCIÁLNYCH RESEKCIÍ

Defekty dolnej čeľuste sa dajú charakterizovať podľa ich lokácie a rozsahu. Je ich možné deliť pomocou klasifikačných systémov z prác Urkena a kol. (1991) [16], Browna a kol. (2016) [17] alebo Lina a kol. (2021) [18].

Klasifikácia podľa Lina a kol. (2021) [18] rozdeľuje dolnú čeľusť na tri segmenty – A, B a C (vid' obr. 4.2) s definovanými rozmermi vzhľadom k anatómii nasledovne:

- A – od 3. stoličky (vrátane) po rameno dolnej čeľuste

- B – od 1. črenového (česky *třenového*) zubu po 3. stoličku
- C – oblasť medzi očnými zubami (čes. *špičáky*)



Obrázok 4.2 Rozdelenie oblastí defektov na dolnej čeľuste (Prevzaté z [18])

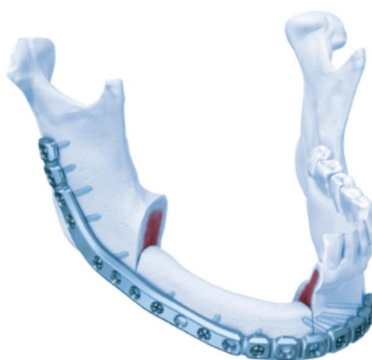
4.2 REKONŠTRUKCIA DOLNEJ ČEĽUSTE

Zámer rekonštrukcie dolnej čeľuste po predchádzajúcej resekcii je obnoviť štruktúru a funkciu dolnej časti tváre a zlepšiť kvalitu života pacienta [19]. Kritéria pre úspešnú rekonštrukciu sú:

1. Obnoviť spojitosť dolnej čeľuste [20].
2. Docielenie symetrického obrysu tváre [20].
3. Obnovenie funkcie čeľuste [20].

Táto technika zahŕňa použitie štepu (časti kosti z inej časti tela), fixačnej dlahy a fixačných skrutiek na rekonštrukciu čeľusti (viď obr. 4.3) [15]. Podľa pôvodu sa použitý štep rozdeľuje na:

- autograft – darca je aj príjemca [15].
- allograft – štep rovnakého biologického pôvodu [15].
- xenograft – darca je geneticky odlišného pôvodu, najpoužívanejšie sú hovädzie kosti [15].
- kostné tkaninové inžinierstvo – použitie BMP (bone morphogenetic proteins), skupiny aminokyselín a polypeptidov v nosičoch, ktoré sú schopné formovať kosť [15; 20].



Obrázok 4.3 MatrixMANDIBLE™ System – rekonštrukčná dlaha s kostným štepom (Prevzaté z [23])

Za posledných 40 rokov sú najpoužívanejšie takzvané vaskularizované (obsahujúce krvné cievy) kostné štepy. Táto technika je označovaná ako najviac spoľahlivá, účinná a nákladovo efektívna na rekonštrukciu dolnej čeľusti [21; 22]. Najčastejšie odberové miesta sú ihlica (*lat. fibula*), hrebeň bedrovej kosti (*lat. crista iliaca*) a lopatka (*lat. scapula*) [20].

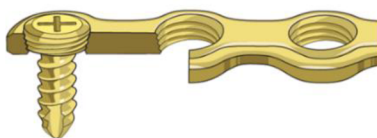
4.3 REKONŠTRUKČNÉ DLAHY

V prípade zlého zdravotného stavu, ktorý pacientovi nedovoľuje podstúpiť rekonštrukčnú operáciu za pomoci kostného štepu [1] alebo v prípade pooperačného monitorovania pre znovu objavenie nádoru je možné použiť samostatne rekonštrukčnú dlahu dolnej čeľuste uchytenú pomocou fixačných skrutiek, ktorá obnoví obrys tváre a schopnosť prijímať komfortne stravu [2].

Najrozšírenejšie komerčne dostupné sú AO/ASIF rekonštrukčné dlahy (viď obr. 4.4) s uzamykacím závitom v otvore pre skrutku (viď obr. 4.5) [24]. Tieto dlahy sú dodávané rovné a počas operácie ich musí chirurg vytvarovať do požadovaného tvaru [25]. Týmto môžu v dlahe vzniknúť mikrotrhliny, ktoré podstatne ovplyvňujú jej životnosť, tejto problematike sa dá vyhnúť použitím personalizovaných dláh, navrhnutých špecificky pre pacientovu rekonštrukciu dolnej čeľuste [2] ďalej skúmaných v 5.1.



Obrázok 4.4 AO 2,0 mm Mandible Locking Plate System (Prevzaté z [26])



Obrázok 4.5 AO Locking head plate (Prevzaté z [27])

4.3.1 MATERIÁL REKONŠTRUKČNÝCH DLÁH

Najpoužívanejší materiál, ktorý sa používa na výrobu rekonštrukčných dláh je komerčne čistý (ďalej značený ako CP) titán a jeho zliatiny. Kvôli jeho pevnosti, röntgenovej priepustnosti (nespôsobuje artefakty, chyby, pri počítačovej tomografii), biologickej kompatibilite a inertnosti (nereaguje s kostným tkanivom, čo zaručí dokonalú osteointegráciu – spojenie skrutky s kosťou). Povrch dlahy z titánu je pokrytý tenkou vrstvičkou titánového oxidu čo mu zaisťuje odolnosť voči korózii. [13]

Podľa množstva obsahu vyplňujúcich prvkov (dusík, kyslík, uhlík, vodík a železo) sa titán rozdeľuje do štyroch tried CP Ti 1 až CP Ti 4. Pre lepšie mechanické vlastnosti je možné použiť zliatiny $\alpha+\beta$, ktoré disponujú väčšou medzou klzu (R_e) a medzu pevnosti (R_m), viď tab. 4.1. [28]

Tabuľka 4.1 Prehľad mechanických vlastností zliatin titánu (Prevzaté z [28; 29])

Zliatina titánu	E	μ	R _e	R _m	Typ zliatiny
	[MPa]	[-]	[MPa]	[MPa]	
CP titán 1	102700	0,3	170	240	α
CP titán 2	102700	0,3	275	345	α
CP titán 3	103400	0,3	380	450	α
CP titán 4	104100	0,3	485	550	α
Ti-6Al-4V	114000	0,34	795÷875	860÷965	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-4V ELI ¹	110000	0,34	825÷869	895÷930	$\alpha+\beta$

4.4 MATERIÁL SKRUTIEK

Je preukázané, že vanád je toxický, tým pádom je ideálne použiť titánovú zliatinu Ti-6Al-7Nb, kvôli priamemu kontaktu s kosťou [28]. Materiálové charakteristiky tejto zliatiny sú uvedené v tab. 4.2.

Tabuľka 4.2 Mechanické vlastnosti Ti-6Al-7Nb (Prevzaté z [28])

Zliatina titánu	E	μ	R _e	R _m	Typ zliatiny
	[MPa]	[-]	[MPa]	[MPa]	
Ti-6Al-7Nb	114000	0,3	880÷950	900÷1050	$\alpha+\beta$

¹ Extra low interstitial (extra nízky počet vyplňujúcich prvkov)

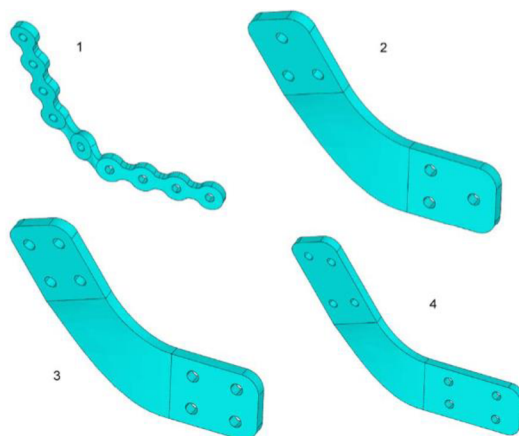
5 REŠERŠNÁ ŠTÚDIA ODBORNEJ LITERATÚRY TÝKAJÚCEJ SA RIEŠENÉHO PROBLÉMU

5.1 REŠERŠ PRÁC ZAMERANÝCH NA D-N ANALÝZU DOLNEJ ČELUSTE

V práci Koriotoh a kol. (1992) [30] je vytvorený 3D model čeľuste, na ktorom autori hľadajú D-N stavy pomocou MKP analýzy. Dolná čeľusť bola rozdelená na niekoľko častí a každej bol priradený ortotropný model materiálu. Autori v práci uvádzajú váhové koeficienty pre pravú (pracujúcu) stranu, ľavú (balansujúcu) stranu a smery pôsobenia jednotlivých síl svalov pomocou kosínusových vektorových súradníc pri jednostrannom (pravom) molárnom zovretí čeľuste. Maximálne hodnoty síl svalov boli prevzaté z dizertačnej práce Nelson (1986) [31].

Práca Kimura a kol. (2006) [32] sa zaoberá posúdením vhodného počtu kotviacich skrutiek s cieľom minimalizovať mechanické namáhanie dlahy určenej na rekonštrukciu dolnej čeľusti. D-N stavy sú určené MKP analýzou. V tejto štúdií autori poukazujú, že zvýšením počtu kotviacich skrutiek na oboch stranách (z dvoch na tri) dochádza k výraznému zmenšeniu namáhania v dlahe v okolí kritickej skrutky, ktorá je najbližšie ku kostnému deficitu.

V práci Knoll a kol. (2006) [33] porovnávajú mechanické namáhanie komerčných rekonštrukčných dláh a dláh vyrobených na mieru s rôznym usporiadaním otvorov pre skrutky – tj. trojuholníkové, štvorcové a obdĺžnikové (viď obr. 5.1). Týmto dlahám potom autori zisťovali D-N stavy pomocou MKP analýzy. Ako vyhovujúce boli označené len personalizované dlahy s usporiadaním dier do štvorca a do obdĺžnika, pre zvyšné dva typy redukované napätie HMH na dlahe a aj na skrutkách výrazne prevyšovalo medzu klzu materiálu.

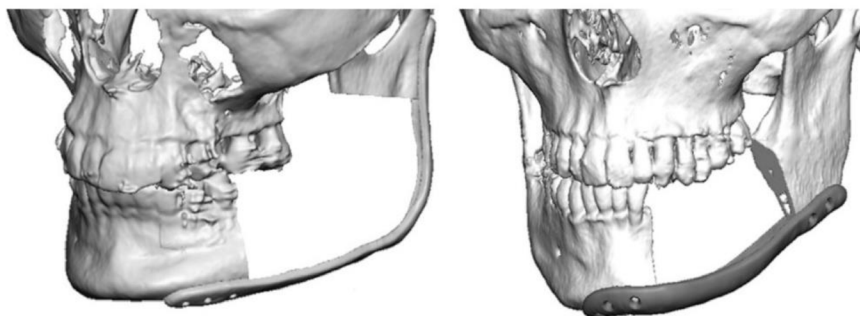


Obrázok 5.7 Rekonštrukčné dlahy v práci Knoll a kol. (Prevzaté z [33])

Nagasao a kol. (2010) [34] vo svojej práci pomocou MKP analýzy porovnávajú zmeny D-N stavov v rekonštrukciách dolnej čeľusti použitím dlahy bez a s kostným štepom. Výrazné väčšie mechanické namáhanie nastáva v spojení skrutka-kosť pri použití dlahy bez kostného štepu.

Cieľom práce Narra a kol. (2014) [25] je posúdenie dizajnu personalizovaných dláh (viď obr. 5.2) určených pre dvoch konkrétnych pacientov s ameloblastomom, s následnými resekciami

typu AB, B. D-N stavy boli určené MKP analýzou. V práci bol použitý ortotropný model materiálu kortikálneho kostného tkaniva. Výsledkom práce podľa autorov je, že vyššie hodnoty redukovaného pretvorenia v mandibulárnom okolí kotviacich skrutiek môžu viesť ku kostnej resorpcii (vstrebávaniu kostného tkaniva) čo môže ovplyvniť fixačnú schopnosť skrutky.



Obrázok 5.2 Personalizované dlahy v práci Narra a kol. (Prevzaté z [25])

Bujtár a kol. (2014) [35] v práci analyzuje 4 rôzne defekty dolnej čeľuste s odlišnými resekciami (BC, B, A, BAB), ktoré sú spojené bežnou, komerčne dodávanou dlahou. Pomocou MKP analýzy sú určené D-N stavy. Pre každý typ resekcie je výpočet skonštruovaný na 4 typy spojenia kosti s dlahou, buď pomocou krátkej, monokortikálnej skrutky alebo dlhej, bikortikálnej skrutky. Buď s uzamykacím mechanizmom v dlahe alebo bez neho. Pre resekciu typu B vzhľadom k hodnotám redukovaných napätí a pretvoreniu v skrutke, je vhodné použiť monokortikálnu skrutku ideálne s uzamykacím mechanizmom.

Práca Gutwald a kol. (2017) [36], sa zaoberá optimalizáciou na mieru vyrobených dláh dolnej čeľuste, pre typ resekcie B, za cieľom zvýšenia odolnosti voči lomu dlahy. Pomocou MKP je nájdené kritické miesto, v ktorom je potrebné zhrubieť dlahu, týmto je možné zmenšiť maximálne namáhanie o 31%. Finálny tvar dlahy (viď obr. 5.3) je potom porovnaný s komerčne dostupnou dlahou MKP analýzou ale aj experimentálnou metódou, ktorá je modelovaná uchytением dláh vytlačených pomocou SLS kotviacimi skrutkami na polyuretánovú dolnú čeľusť s totožnou geometriou ako vo výpočtovom modelovaní. Sústava je následne nehybne uložená v testovacom zariadení, podoprená v oblasti kondylov a rezákov. Následne je cyklicky zaťažovaná v oblasti uhlov dolnej čeľusti pomocou spúšťajúceho sa prútu. Únavovým testovaním bolo zistené, že personalizovaná dlaha dosahuje väčšie počty záťažových cyklov aj pri záťažovej sile približne o 30% väčšej [36].



Obrázok 5.3 Personalizovaná dlaha v práci Gutwald a kol. (Prevzaté z [36])

Rozsiahla práca Lin a kol. (2021) [18] sa venuje širokej kombinácii navrhnutých dláh pre dolnú čeľusť (komerčne dostupných a na mieru vyrobených určených na uchytienie zubných implantátov v chýbajúcej oblasti alebo na uchytienie kostného štepu) a veľkostí resekcií.

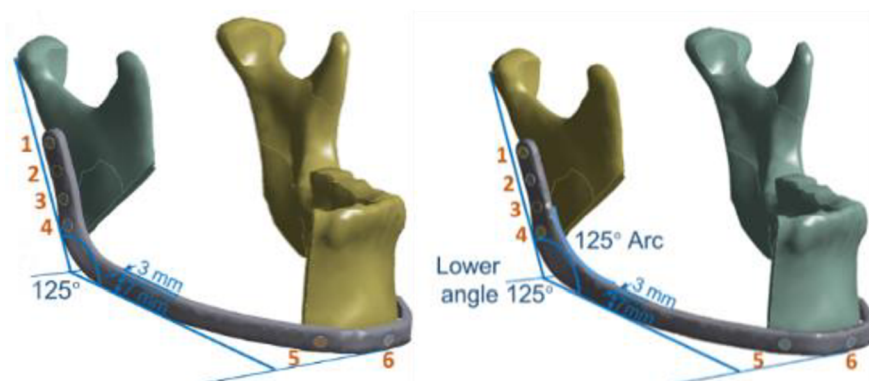
Všetkým kombináciám sú potom MKP analýzou zistené D-N stavy, ktoré sú taktiež overené experimentálnou metódou, obdobnou ako v práci Gutwalda a kol., cyklickým zaťažovaním buď do počtu cyklov 250 000, čo má simulovať mechanické namáhanie polroka po operácii alebo do poškodenia dlahy lomom. Pre rekonštrukcie dolnej čeľuste resekcií typu B je použitie personalizovanej dlahy označované ako vyhovujúce, zatiaľ čo použitím komerčne dostupnej dlahy nastal lom približne v polovici požadovanej životnosti, v mieste najbližšiemu kostnému deficitu od ramena dolnej čeľuste. To sa deje z dôvodu, že komerčné dlahy neposkytujú dostatočnú tuhosť na udržanie stability, čo vedie ku skrúteniu čeľusti.

Práca Koper a kol. (2021) [37] sa zaoberá topologickou optimalizáciou dlahy dolnej čeľuste pre resekciu typu AB (viď obr. 5.4) a následným experimentálnym overením. Pomocou MKP analýzy bol optimalizovaný tvar preddefinovanej dlahy, tak aby lom dlahy nastal tesne pred lomom polyuretánovej dolnej čeľuste. Experimentálna metóda bola vykonaná na rozdiel od predchádzajúcich prác statickým zaťažovaním s rozdelením sily 70% na uhol nepostihnutej časti a 30% na uhol časti čeľusti s resekciou. Lom dláh nastal v predpokladaných miestach s najväčším mechanickým namáhaním zistených z D-N stavov.



Obrázok 5.4 Personalizovaná dlaha v práci Koper a kol., pred a po topologickej optimalizácii (Prevzaté z [37])

Práca Zhong a kol. (2022) [2] porovnáva dve personalizované dlahy, bez spevnenia a so spevnením v oblasti uhlu dolnej čeľusti (viď obr. 5.5). D-N stavy sú určené MKP analýzou simulovaním najprv jednostranným (ľavým) zatnutím v oblasti molárov a následne zatnutím v oblasti rezákov. Na nespevnej dlahe je oproti spevnenej dlahe maximálne redukované napätie HMH o 33% väčšie pri zatnutí v rezákoch a o 25% väčšie pri zatnutí v ľavých molároch. Aj keď je prvotný dizajn viac namáhaný, môže byť podľa autorov preferovaný pre zachovanie flexibility, reprezentované maximálnym hlavným pretvorením, čo značí schopnosť dlahy absorbovať cyklické zaťaženie a minimalizovať prenos záťaže na fixačné skrutky.



Obrázok 5.5 Personalizované dlahy v práci Zhong, bez a so spevnením v uhle (prevzaté z [2])

V Brne na ÚMTMB sa podobnou témou zaoberala úspešne vyriešená diplomová práca Fňukal (2017) [38], ktorej cieľom bolo vykonať D-N analýzu dolnej čeľuste s aplikovaným komerčným fixátorom s resekciou typu B v troch rôznych veľkostiach.

Rešeršnou štúdiou bolo zistené, že navrhnutie rekonštrukčnej dlahy bez použitia kostného štepu sa prejaví na zvýšení mechanického namáhania v spojení skrutky s kosťou, ktoré je možné zmenšiť použitím fixačných skrutiek väčšieho priemeru alebo zvýšením počtu fixačných skrutiek. Najviac namáhané miesto dlahy sa takmer vo všetkých prácach nachádza v oblasti ramena dolnej čeľusti najbližšiemu ku kostnému deficitu. V prípade potreby by bolo ideálne použiť štvoruholníkové usporiadanie dier skrutiek na dlahe.

5.2 REŠERŠ POUŽÍVANÝCH MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ KOSTI

V závislosti od použitej metódy, ako je napríklad výpočet pomocou zdanlivej hustoty získanej z CT snímok [39], tzv. CT čísla (označované aj HU – Hounsfield jednotka) je možné určiť Youngov modul pružnosti v ťahu nasledujúcimi prepočtovými vzťahmi [40].

$$\rho = 0,000732 \cdot HU + 0,112715 \text{ [g/cm}^3\text{]} \quad (1)$$

$$E = 10500 \cdot \rho^{2,29} \text{ [MPa]} \quad (2)$$

V tabuľke 5.1 je uvedený súhrn mechanických vlastností kostných tkanív od rôznych autorov. Najpoužívanejší je homogénny izotropný lineárne pružný (Hookeovský) model materiálu, charakterizovaný modulom pružnosti v ťahu (Youngov modul) E [MPa] a Poissonovým číslom (pomerom) μ [-].

Tabuľka 5.1 Súhrn elastických vlastností kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva od rôznych autorov

Autor	Kortikálne kostné tkanivo		Špongiózne kostné tkanivo	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
Borchers a kol. (1983) [41]	13700	0,30	1370	0,30
Rubin a kol. (1993) [42]	11500	0,30	1910	0,30
Nagasao a kol. (2002) [43]	15000	0,33	1500	0,30
Sevimay a kol. (2005) [44]	13700	0,30	1100	0,30
Şimşek a kol. (2006) [45]	14800	0,30	1850	0,30
Baggi a kol. (2008) [46]	13700	0,30	1000	0,30
Wu a kol. (2020) [47]	14800	0,30	1480	0,30

Model materiálu s $\mu=0,3$ [-] pre obe kostné tkanivá, E=13700 MPa pre kortikálne kostné tkanivo a E=1370 MPa pre špongiózne kostné tkanivo je často používaný aj v novších prácach (2009) [48], (2014) [49], (2021) [18] a z toho dôvodu boli tieto materiálové charakteristiky použité aj v tejto práci.

6 VÝPOČTOVÝ MODEL

Táto kapitola je venovaná opisu tvorby výpočtového modelu použitého pre riešenie formulovaného problému výpočtovým modelovaním pomocou MKP. Výpočtový model je tvorený čiastkovými modelmi (modelom geometrie, materiálu, väzieb a záťaže), ktoré budú popísané v nasledujúcich podkapitolách.

6.1 MODEL GEOMETRIE

V tejto práci boli na základe rešeršnej štúdie vytvorené dve sústavy dolnej čeľuste s resekciou typu B, spojených rekonštrukčnými dlahami a zafixovaných pomocou bikortikálnych skrutiiek o priemeru 2,7 mm s premenlivou dĺžkou.

6.1.1 MODEL GEOMETRIE DOLNEJ ČEĽUSTE

V programe STL Model Creator vytvoreným na ÚMTMB a dodaným vedúcim práce boli spracované CT snímky formátu DICOM, taktiež dodané vedúcim práce, segmentáciou (vybranie požadovaných oblastí, vid' obr. 6.1).



Obrázok 6.1 Príklad segmentácie CT snímku

Proces tvorby modelu bol rozdelený na dve časti, najskôr bola segmentovaná dolná čeľusť ako celok a neskôr bolo segmentované len špongiózne kostné tkanivo. Následne boli snímky exportované do modelu vo formáte STL (vid' obr. 6.2 – a).

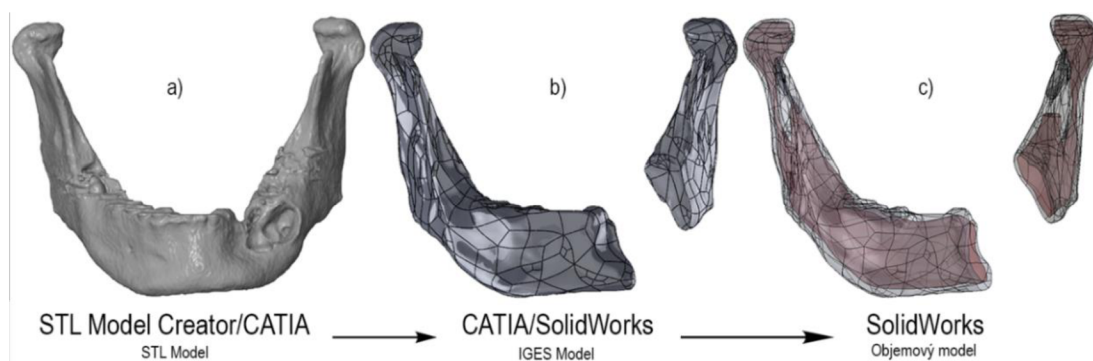
Tieto STL modely boli ďalej upravované v CAD programoch Meshmixer, GOM Inspect, v ktorých boli vykonané drobné úpravy (odstránenie zubov, zaslepovanie dier, dodatočné odstránenie artefaktov, ktoré bolo náročné odstrániť priamo v programe STL Model Creator) a taktiež bol odstránený nádor vyskytujúci sa v ľavej časti dolnej čeľusti.

Tomuto STL modelu bol v CAD programe CATIA automaticky vytvorený plošný model a ďalej importovaný vo formáte IGES (vid' obr. 6.2 – b) do ďalšieho CAD programu SolidWorks 2022.

V režime sústavy v programe SolidWorks bola od tela dolnej čeľuste príkazom „Cavity“ odčítaná časť špongiózneho kostného tkaniva a tak vznikol model kortikálneho kostného tkaniva, resp. finálny objemový model dolnej čeľuste (vid' obr. 6.2 – c).

Na základe anatomických poznatkov (vid' kap. 3.5, [50]) boli vytvorené plochy úponov svalov na kortikálnom kostnom tkanive za pomoci splajnov a následným príkazom „Extruded

„Boss/Base“ tak aby plochy pretínali objemový model. Príkazom „Split“ tak boli získané požadované plochy. Rovnakým spôsobom boli vytvorené plochy pre okrajové podmienky (oblasť stoličiek na pravej polovici dolnej čeľusti a oblasti temporomandibulárnych kĺbov).



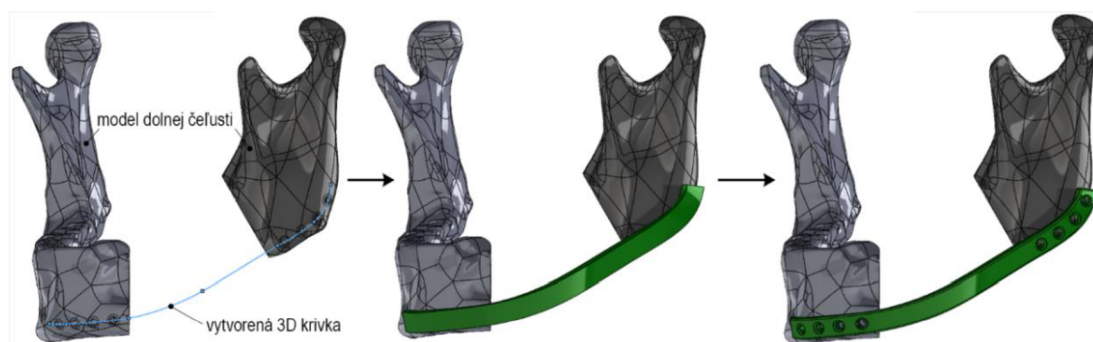
Obrázok 6.2 Postup tvorbu modelu: a) STL model, b) IGES model, c) objemový model

6.1.2 MODEL GEOMETRIE REKONŠTRUKČNEJ DLAHY

Na základe rešeršnej štúdie boli vymodelované dve rôzne rekonštrukčné dlahy, variant DA („zboku“) a variant DB („zospod“) v parametrickom CAD programe SolidWorks.

6.1.2.1 REKONŠTRUKČNÁ DLAHA – var.DA

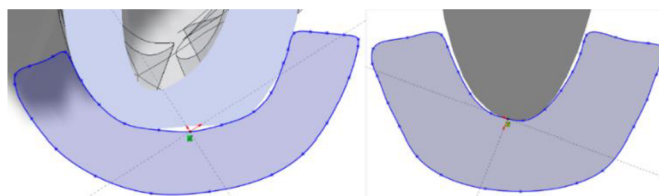
Dlaha je navrhnutá na základe práce Zhong a kol. (2022) [2]. Na konci vytvorenej 3D krivky opisujúcej nedeformovanú mandibulu (viď obr. 6.3) bol vytvorený obdĺžnikový profil (7 mm x 3 mm). Ťahaním profilu po 3D krivke príkazom „Loft Boss/Base“ bola vytvorená plná dlaha (viď obr. 6.3). Ďalej boli na dlahe vytvorené diery pre skrutky o priemere 2,7 mm pomocou príkazu „Hole Wizard“. Docielenie finálneho tvaru modelu (viď obr. 6.3) boli použité príkazy „Chamfer“ na vytvorenie plochy pre zapustenie hlavy skrutky do dlahy (0,6 mm do hĺbky, uhol skosenia 45°), príkaz „Fillet“ na hrany pozdĺž dlahy (polomer 0,5 mm), na konci dlahy (polomer 0,6 mm) a zvyšné hrany v dierach pre skrutky (polomer 0,2 mm).



Obrázok 6.3 3D krivka (naľavo), plná dlaha A (uprostred), finálny model dlahy A (napravo)

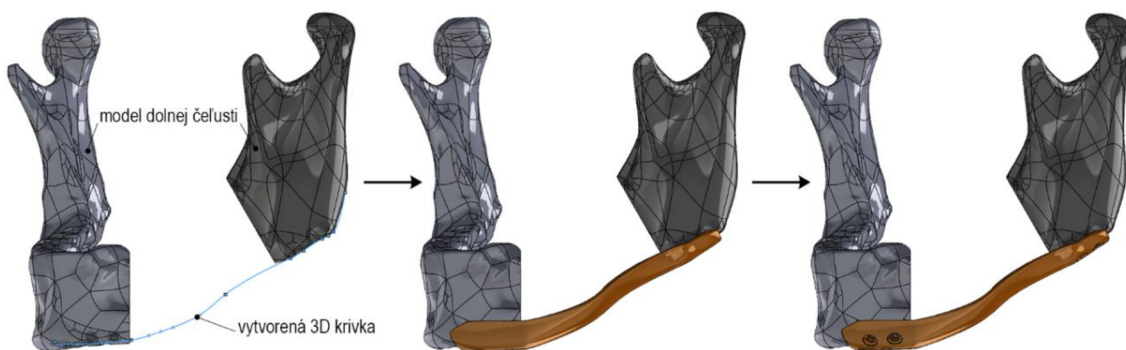
6.1.2.2 REKONŠTRUKČNÁ DLAHA – var.DB

Dlaha je navrhnutá na základe práce Narra a kol. (2014) [25]. Pozdĺž vytvorenej 3D krivky opisujúcej nedeformovanú mandibulu (viď obr. 6.5) bolo vytvorených množstvo profilov (viď obr. 6.4), tak aby opisovali kortikálne kostné tkanivo podľa umiestnenia náčrtu. Šírka profilu bola stanovená na 2,6 mm (oblasť tela mandibuly, kraje dlahy) až 3 mm (prechod od kraja dlahy po spodok dlahy v oblasti ramena mandibuly za cieľom vyrovnania plochy pre diery na skrutky).



Obrázok 6.4 Profily dlahy: oblasť tela dolnej čeľuste (naľavo), oblasť ramena dolnej čeľuste (napravo)

Ťahaním profilu po 3D krivke príkazom „Loft Boss/Base“ bola vytvorená plná dlahá (viď obr. 6.5). Pomocou príkazu „Hole Wizard“ boli vytvorené diery pre skrutky s priemerom 2,7 mm. Pre získanie konečného tvaru dlahy (viď obr. 6.5) boli použité príkazy „Chamfer“ na vytvorenie plochy pre zapustenie hlavy skrutky do dlahy (0,6 mm do hĺbky, uhol skosenia 45°), príkaz „Fillet“ na hrany na koncoch dlahy (polomer 1 mm) a zvyšných hrán v otvoroch na skrutky (polomer 0,2 mm).



Obrázok 6.5 3D krivka (naľavo), plná dlahá B (uprostred), finálny tvar dlahy B (napravo)

6.1.3 MODEL GEOMETRIE FIXAČNÝCH SKRUTIEK

Po diskusii s vedúcim práce bol model skrutky zjednodušený (valcová plocha bez závitú, viď obr. 6.6), vďaka čomu bol urýchlený výpočet. Z toho dôvodu boli ale výsledky redukovaných napätí na skrutke a redukovaných pretvorení v kostnom tkanive brané len ako orientačný odhad a boli vyhodnocované len v mieste výskytu maximálnych hodnôt.

K vytvoreniu modelu bol použitý parametrický CAD program SolidWorks orotovaním náčrtu príkazom „Revolved Boss/Base“ (valcová plocha s priemerom 2,7 mm, priemer hlavy skrutky 3,7 mm). Následne boli hrany zaoblené a skosené pre dosiahnutie požadovaného tvaru.

Dĺžky jednotlivých skrutiek boli prispôbené tak, aby sa „zavrtali“ do dvoch kortikálnych kostných tkanív, ak to poloha skrutiek dovoľovala.

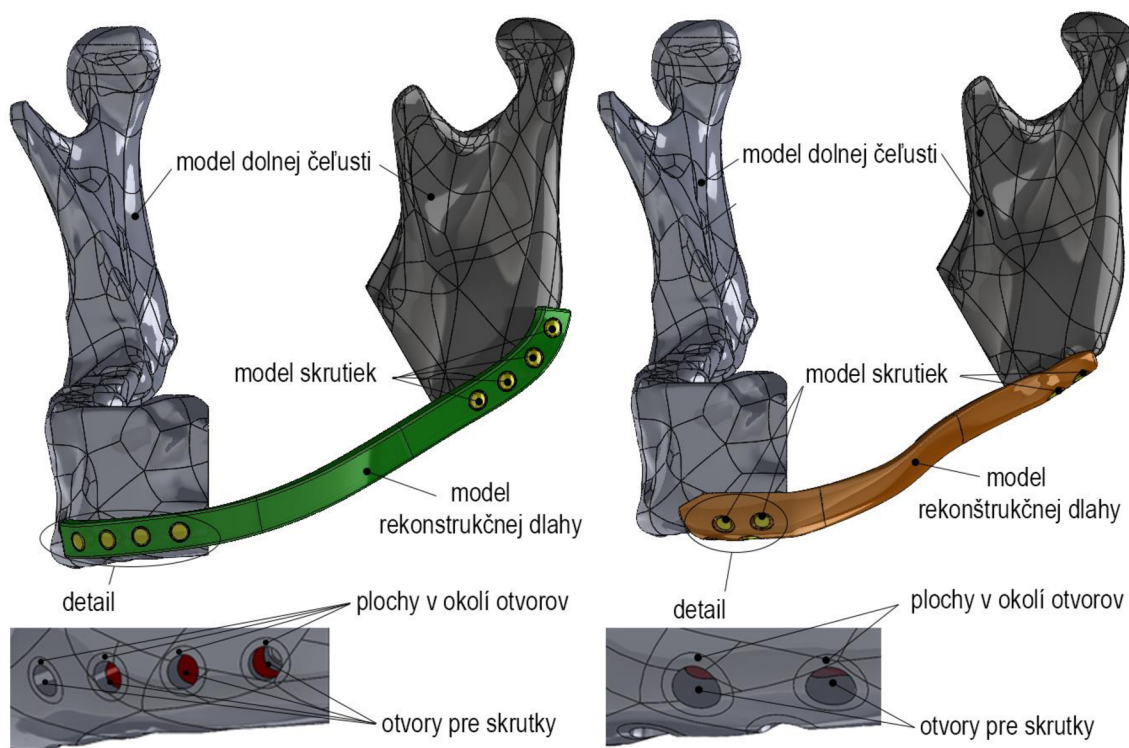


Obrázok 6.6 Zjednodušený model skrutky

6.1.4 MODEL GEOMETRIE DOLNEJ ČEĽUSTE S DLAHOU

Všetky vytvorené prvky, vyššie popísané, boli vložené do režimu sústavy v programe SolidWorks kde boli príkazom „Mate“ spojené a pre oba varianty boli vytvorené diery pre skrutky príkazom „Cavity“, odčítaním objemov kortikálneho a špongiózneho tkaniva od jednotlivých skrutiek.

Taktiež boli vytvorené kruhové plochy v okolí skrutkových otvorov na kortikálnom kostnom tkanive pre zvýšenie presnosti analýzy zjemnením konečnoprvkovej siete v lokálnej oblasti (viď obr. 6.7). Dlahy boli z rovnakého dôvodu rozdelené na tri časti pomocou vytvorených rovín a príkazom „Split“.



Obrázok 6.7 Finálne modely geometrie dolnej čeľusti s aplikovanými dlahami: var.DA (naľavo), var.DB (napravo)

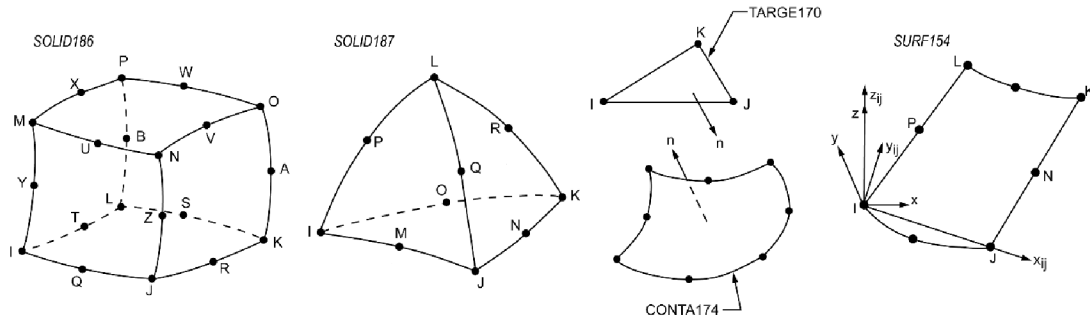
6.2 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Vytvorené modely geometrie boli importované do výpočtového programu ANSYS 22.2 Workbench vo formáte Parasolid (*.x_t).

Metóda konečných prvkov je založená na rozdelení riešeného telesa na konečný počet prvkov, buď priestorových alebo rovinných. Tieto prvky sú definované veľkosťou a tvarom, a vzájomne sú spojené v uzloch, čím vytvárajú sieť. Zmenšovaním týchto prvkov získavame vyššiu presnosť výpočtu, avšak za cenu predĺženia času potrebného na výpočet. Preto je vhodné zjemňovať sieť, teda zmenšovať prvky iba v kritických miestach, kde je vyššia potreba presnosti výpočtu.

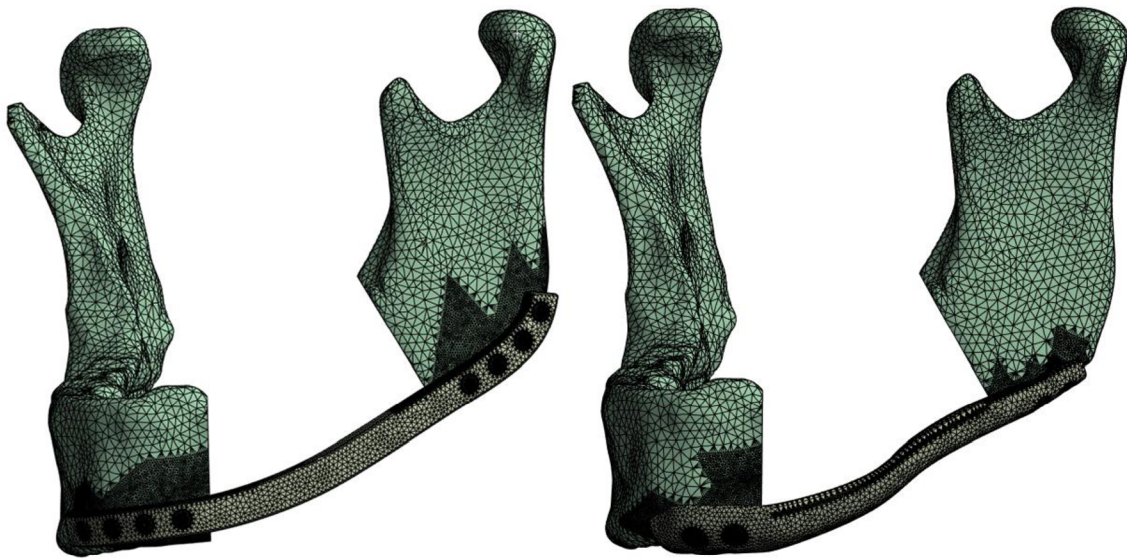
Sieť bola vytvorená v preprocesore ANSYS v nástroji Mesh pomocou kvadratických šesťstenov SOLID186 (geometrie skrutky), dvadsať uzlovými prvkami a taktiež pomocou kvadratických štvorstenov SOLID187 (zvyšné telesá), tento prvok je vhodný na vyplnenie nepravidelných tvarov a je definovaný desiatimi uzlami. Oba uvedené prvky majú v každom uzle tri stupne voľnosti (UX, UY, UZ) pre posuvy v osiach x, y, z. Kontaktné väzby medzi telesami boli diskretizované dvojicou prvkov TARGE170 a CONTA174. Na plochách kde bolo aplikované zaťaženie, boli vytvorené prvky SURF154. [51]

Všetky použité prvky sú zobrazené na obr. 6.8.

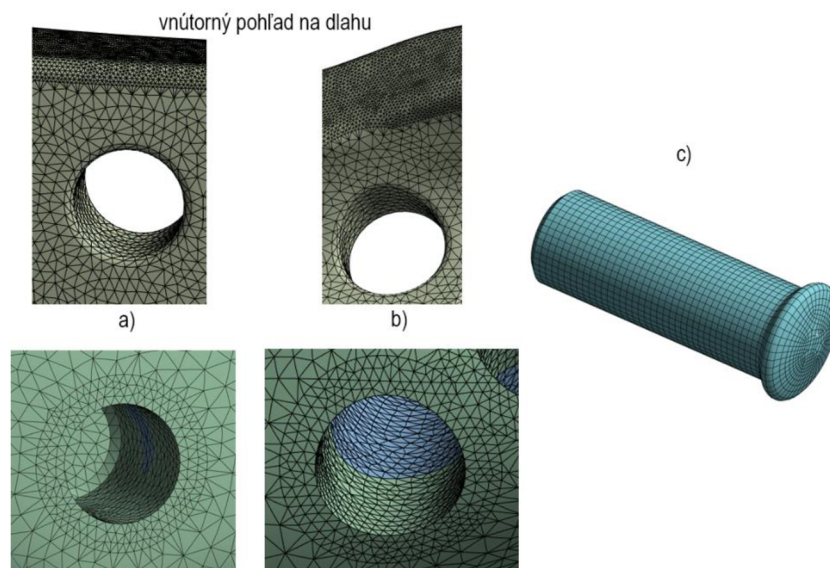


Obrázok 6.8 Prvky použité pre diskretizáciu objemových modelov geometrie (prevzaté z [51])

Z dôvodu výskytu maximálnych napätí a pretvorení na povrchu, bola globálna veľkosť prvku generovaná automaticky a sieť bola upravovaná len na povrchu príkazom „Surface sizing“. Konkrétne zjemnenie siete bolo aplikované na povrchy kortikálnych a špongiózných kostných tkanív (2 mm), plochy dier v kostnom tkanive (0,3 mm), blízke okolie dier na kortikálnom kostnom tkanive (0,2 mm), plochy kortikálneho kostného tkaniva pod dlahou (0,5 mm), povrch skrutiek (0,2 mm), valcové plochy dier na dlahách a stykové plochy dlahy s kortikálnym kostným tkanivom (0,3 mm), plocha kritického miesta na dlahe (0,1 mm) a zvyšné plochy dlahy (1 mm). Diskretizované modely geometrie sú zobrazené na obr. 6.9, s detailmi hustoty siete na obr. 6.10.



Obrázok 6.9 Diskretizované modely geometrie dolnej čeľuste s dlahou: var.DA (naľavo), var.DB (napravo)



Obrázok 6.10 Detail hustoty siete: a) var.DA, b) var. B, c) skrutka

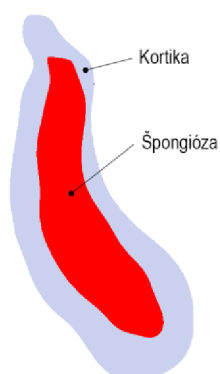
Celkový počet uzlov a prvkov u jednotlivých variantov je uvedený v tab 6.1.

Tabuľka 6.1 Počet uzlov a prvkov jednotlivých variantov

variant	Počet uzlov	Počet prvkov
DA	1095032	404531
DB	1370353	503193

6.3 MODEL MATERIÁLU

Vo všetkých prvkoch výpočtového modelu bola použitá najjednoduchšia a najpoužívanejšia forma modelu materiálu – homogénny izotropný a lineárne pružný (Hookeovský) model materiálu. Špongiózne kostné tkanivo bolo modelované ako neusporiadané (bez rozvetvenia, vid' obr. 6.11). Prehľad použitých materiálových vlastností je uvedený v tab. 6.2.



Tabuľka 6.2 Prehľad mechanických vlastností použitých materiálov (prevzaté z [28; 29; 41])

	E [MPa]	μ [-]
Kortika	13700	0,3
Špongióza	1370	0,3
Ti-6Al-4V	114000	0,34
Ti-6Al-7Nb	114000	0,3

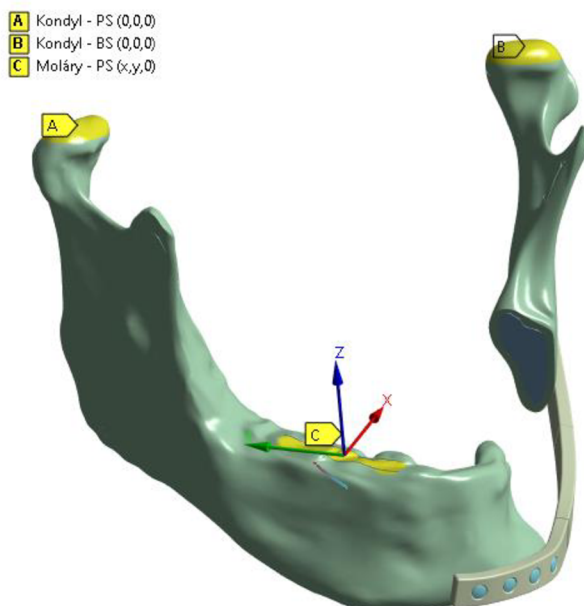
Obrázok 6.11 Model kostného tkaniva

6.4 MODEL VÄZIEB

Pre riešenie problému bolo nevyhnutné zaviazať sústavu do priestoru, čo je možné zaistiť definovaním vhodných okrajových podmienok. U oboch variantov boli použité rovnaké okrajové podmienky.

Použitím príkazu „Remote Displacement“ a anatomických poznatkov boli obmedzené posuvy vo všetkých smeroch v oblasti oboch kondylov, čo predstavuje funkciu temporomandibulárneho kĺbu. Rovnakým príkazom bol v oblasti stoličiek obmedzený posuv v osi z, čo simuluje zatnutie zubov v rovine oklúzie (rovina prechádzajúca rezákmi a druhými stoličkami) vid' obr. 6.12.

Pre všetky väzby tohto typu bola povolená rotácia vo všetkých smeroch, čo predstavuje reálne fyziologické namáhanie dolnej čeľuste. Taktiež bol nastavený parameter „Behavior“ na „Deformable“ čo umožňuje programu počítať s deformáciou vybranej oblasti a jej blízkeho okolia.



Obrázok 6.12 Okrajové podmienky (obmedzenie pohybu)

Spojenie kortikálneho a špongiozného tkaniva bolo realizované spojením do jednej súčasti v integrovanom modelári DesignModeler pomocou príkazu „Form New Part“ s ponechaním parametru „Shared Topology Method“ na „Automatic“.

Spojenie typu BONDED (zlepené – pevné spojenie) bolo použité na stykové povrchy skrutiek a ich príslušných otvorov v kostnom tkanive.

Spojenie typu FRICTIONAL (trécie) bolo nastavené medzi plochami kortikálnej kosti a rekonštrukčnými dlahami pre prípad, že by došlo k ich styku. V literatúre [52; 53] sa uvádza koeficient trenia medzi mandibulárnou kosťou a Ti-6Al-4V s hodnotou $f = 0,45$ [–]. Parameter „Interface Treatment“ bol pre všetky trecie spojenia nastavený na „Adjust to Touch“, kedy si program sám určí potrebnú vzdialenosť pre uzavretie medzery a dosiahnutie kontaktu.

Taktiež boli vytvorené dva varianty spojenia rekonštrukčných dláh s fixačnými skrutkami, typom BONDED (označované spodným indexom Z, napr. var.DA_Z) a typom FRICTIONAL (označované spodným indexom T, napr. var.DB_T) s hodnotou koeficientu trenia $f = 0,36 [-]$ prevzatého z [54].

6.5 MODEL ZÁŤAŽE

Najväčšie namáhanie dolnej čeľuste dochádza pri zhryze, kedy sú zuby hornej aj dolnej čeľuste v priamom kontakte. Tento pohyb je zaistený pomocou žuvacích svalov (viď kap 3.5).

Veľkosť síl v jednotlivých svaloch, ich smerové kosínusy a váhové koeficienty boli prevzaté z práce [30] a ich hodnoty sú uvedené v tab. 6.3.

Tabuľka 6.3 Sily žuvacích svalov, ich smerové kosínusy a váhové koeficienty pre jednostranný molárový zhryz² (prevzaté z [30])

Sval	Časť	Celková sila vo svale [N]	Smerový kosínus [-]			Váhový koeficient ³	
			X	Y	Z	P/PS	L/BS
Vonkajší žuvací sval	Povrchová (SM)	190,40	-0,207	+0,885	+0,419	0,72	0,60
	Hlboká (DM)	81,60	-0,546	+0,758	-0,358	0,72	0,60
Vnútrotný krídlový sval	(MP)	174,80	+0,486	+0,791	+0,372	0,84	0,60
Spánkový sval	Predná (AT)	158,00	-0,149	+0,988	+0,044	0,73	0,58
	Stredná (MT)	95,60	-0,221	+0,837	-0,500	0,66	0,67
	Zadná (PT)	75,60	-0,208	+0,474	-0,855	0,59	0,39
Vonkajší krídlový sval	Horná (ILP)	66,90	+0,630	-0,174	+0,757	0,30	0,65

² Súradnice X, Y, Z sú vzťahované ku globálnemu karteziánskemu súradnému systému, kde rovina XY je rovnobežná k frontálnej rovine v ktorej bola zobrazená dolná čeľusť, rovina XZ má smer roviny oklúzie a rovina YZ je kolmá na roviny XZ a XY [30].

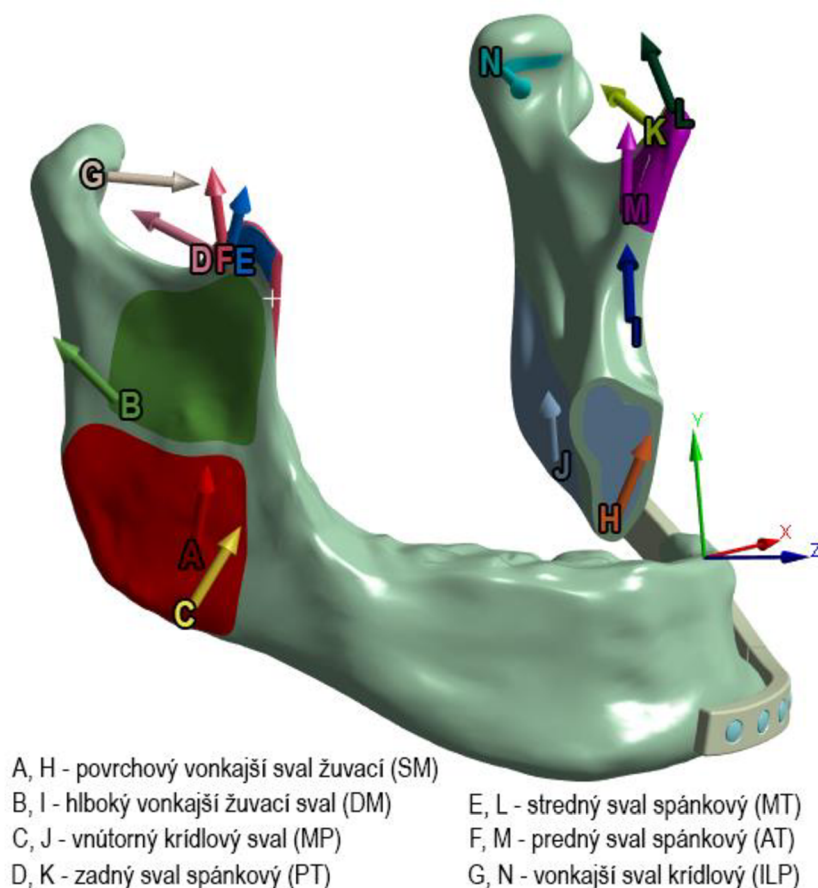
³ P – pravá, PS – pracujúca strana, L – ľavá, BS – balansujúca strana

Sily jednotlivých svalov v jednotlivých smeroch použitých vo výpočtovom modeli sú uvedené v tab. 6.4. Boli získané násobením celkovej sily jednotlivých svalov a ich príslušných hodnôt smerových kosínusov a váhových koeficientov pre príslušnú stranu.

Tabuľka 6.4 Výsledné veľkosti síl žuvacích svalov v jednotlivých smeroch

Sval	Pracujúca strana (PS)			Balansujúca strana (BS)		
	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
SM	-28,4	+121,3	+57,4	+23,6	+101,1	+47,9
DM	-32,1	+44,5	-21,0	+26,7	+37,1	-17,5
MP	+71,4	+116,1	+54,6	-51,0	+83,0	+39,0
AT	-17,2	+114,0	+5,1	+13,7	+90,5	+4,0
MT	-14,0	+52,8	-31,5	+14,2	+53,6	-32,0
PT	-9,3	+21,1	-38,1	+6,1	+14,0	-25,2
ILP	+12,6	-3,5	+15,2	-27,4	-7,6	+32,9

Výsledné sily aplikované na predpripravené plochy sú zobrazené na obr. 6.13.



Obrázok 6.13 Model záťaže

Zaťaženie uvedenej v tab. 6.4, odpovedá reakčnej stykovej sile v oblasti molárov približne 340 N. Hodnota bola získaná aplikovaním silovej reakcie do vstupnej okrajovej podmienky a následným spustením výpočtu v programe ANSYS.

6.6 NASTAVENIE RIEŠIČA

V záložke „*Analysis Settings*“ bol riešič bol nastavený na „*Iterative*“. Pomocou APDL kódu bola presnosť iteračného PCG riešiča nastavená na $1 \cdot 10^{-4}$, vloženíím do príkazového riadku cez „*Insert Commands*“. Vložený príkaz:

```
/SOLU
```

```
EQSLV,pcg,1e-4
```

Toto nastavenie viedlo k skráteniu výpočtového času.

7 PREZENTÁCIA A ANALÝZA VÝSLEDKOV

V rámci riešeného problému bola prevedená D-N analýza dolnej čeľuste s deficitom kostného tkaniva (resekcia typu B) a použitím dvoch variantov rekonštrukčných dlah (var.DA, var.DB).

Analyzované boli deformačné posuvy celej riešenej sústavy, redukované napätie na základe podmienky HMM na rekonštrukčných dlahách a skrutkách, redukované pretvorenie na základe podmienky HMM kostného tkaniva. Nasledujúce výpočtové vzťahy použitých redukovaných veličín boli prevzaté z [55].

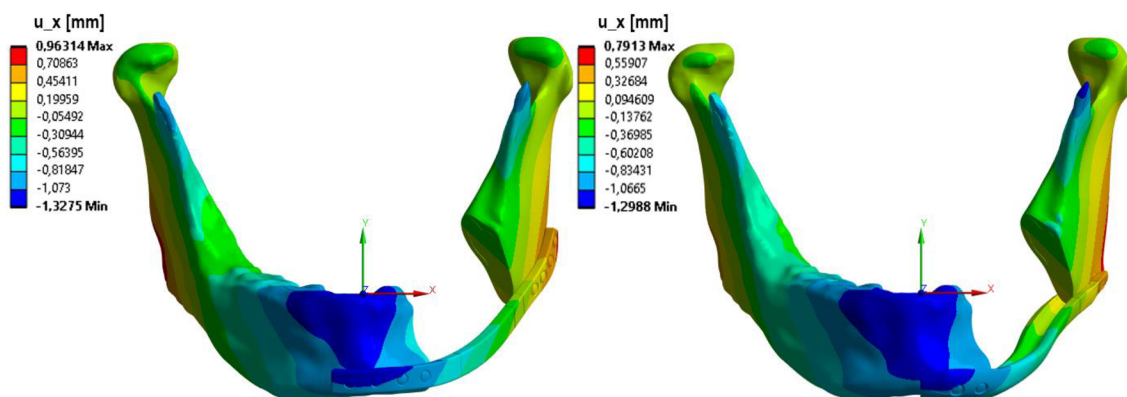
$$\sigma_{HMH} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (3)$$

$$\varepsilon_{HMH} = \frac{1}{1 + \mu} \cdot \sqrt{\frac{1}{2} \cdot [(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2]} \quad (4)$$

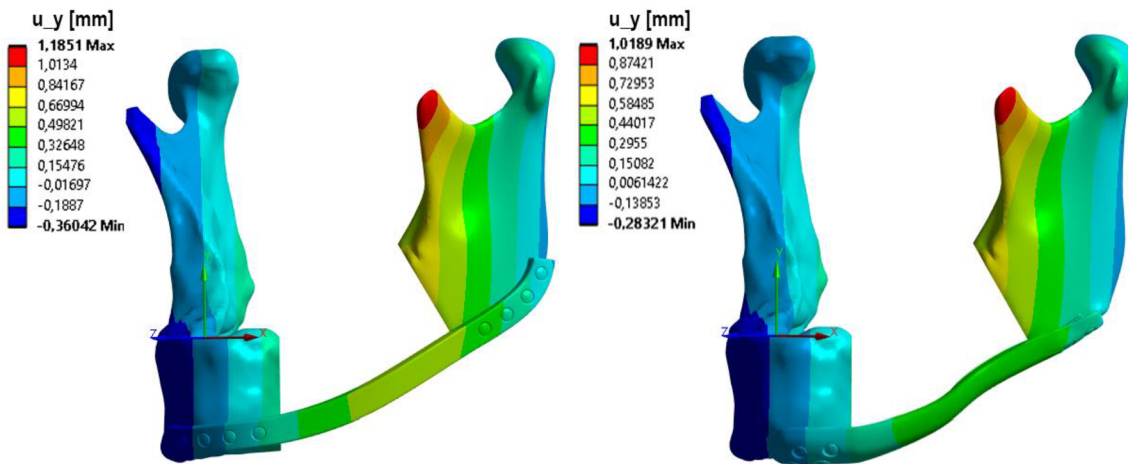
Výsledky boli zobrazované na nedeformovanom modeli.

7.1 DEFORMAČNÉ POSUVY DOLNEJ ČEĽUSTE S REKONŠTRUKČNOU DLAHOU

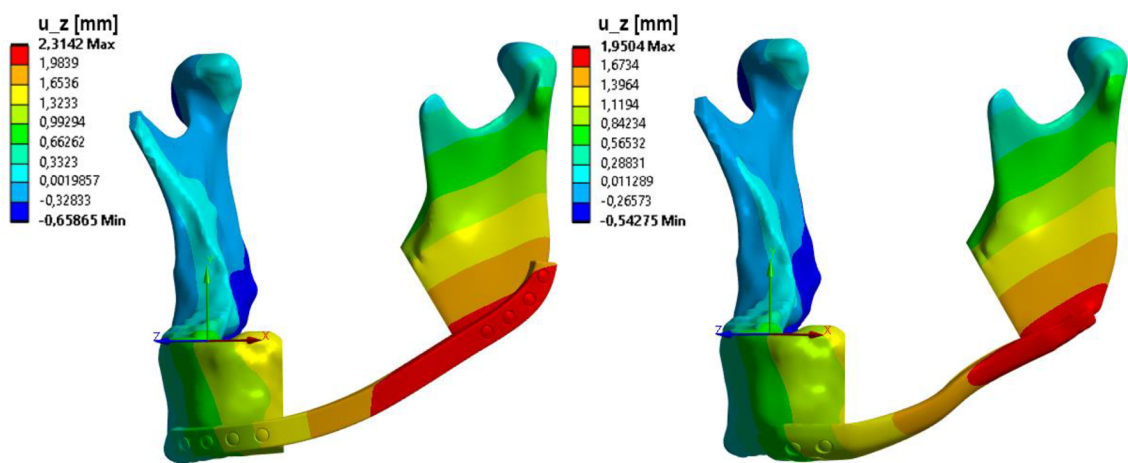
Na nasledujúcich obrázkoch sú zobrazené deformačné posuvy dolných čeľustí s dvoma typmi aplikovanej rekonštrukčnej dlahy (var.DAZ, var.DBZ) v ose X (viď obr. 7.1), v ose Y (viď obr. 7.2), v ose Z (viď obr. 7.3) a celková deformácia (viď obr. 7.4).



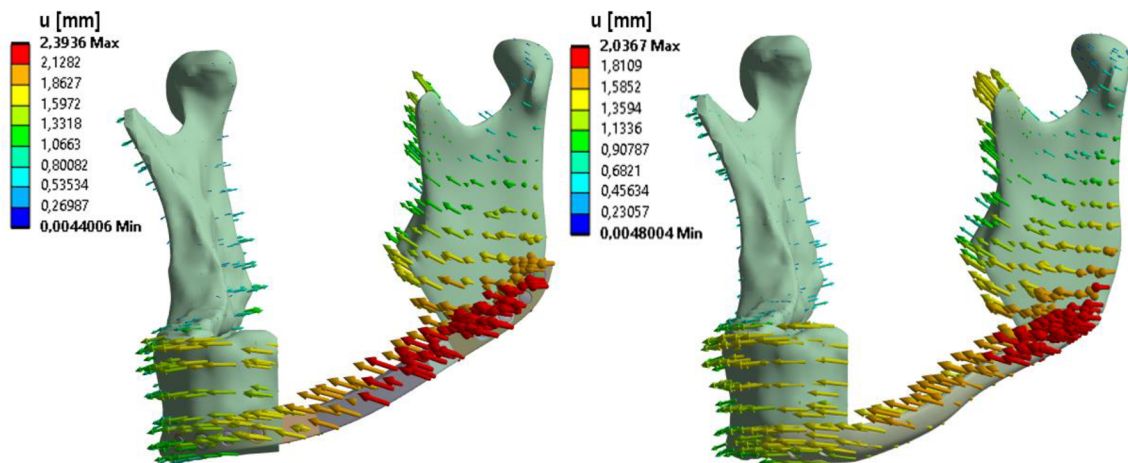
Obrázok 7.1 Deformačné posuvy [mm] v ose X pre: var.DAZ (naľavo), var.DBZ (napravo)



Obrázok 7.2 Deformačné posuvy [mm] v ose Y pre: var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)



Obrázok 7.3 Deformačné posuvy [mm] v ose Z pre: var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)

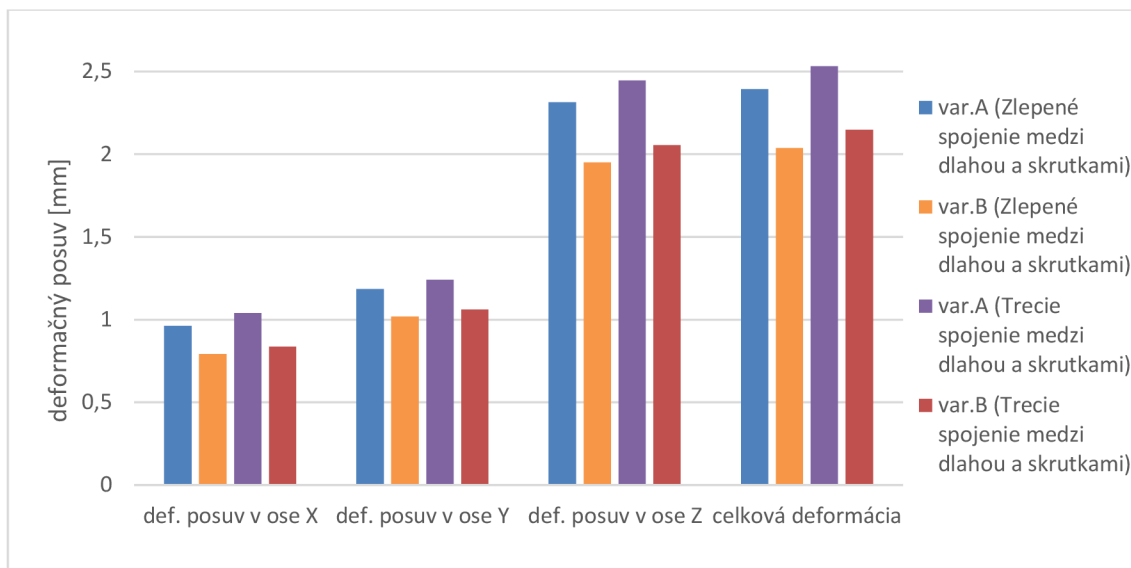


Obrázok 7.4 Celkové deformačné posuvy [mm] pre: var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)

V oboch variantoch sa maximálne deformačné posuvy vyskytovali v rovnakých miestach. Až na maximálny posuv v ose X, kde dochádzalo pri var. Az v oblasti uhlu dolnej čeľusti na pravej strane (bez aplikovanej dlahy), pre var. Bz k tomuto maximálnemu posuvu dochádzalo v oblasti uhlu dolnej čeľusti na ľavej strane (s aplikovanou dlahou). V ose Y boli maximálne posuvy v oblasti predného výbežku svalového, v ose Z sa vyskytovali na spodnej hrane dolnej čeľusti v oblasti uhlu smerom k chýbajúcemu kostnému tkanivu. Maximálne posuvy

dosahuje dlahu var.DA_Z, kde deformačný posuv v ose X dosiahol hodnoty 0,96 mm, v ose Y 1,19 mm, v ose Z 1,95 mm a celkový deformačný posuv 2,39 mm.

V prehľade maximálnych deformačných posuvov zobrazených na obr. 7.5 je možné vidieť mierny pokles deformačných posuvov (približne -6%) medzi var.DA_Z a var.DB_Z. Použitím trecieho kontaktu medzi rekonštrukčnou dlahou a fixačnými skrutkami vznikne mierny nárast deformačných posuvov (približne +5,6% pre var.DA, +5% pre var.DB).



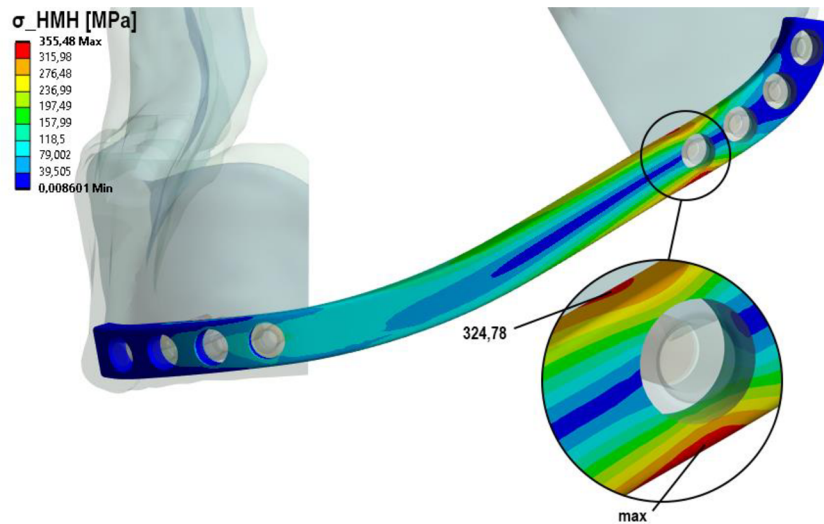
Obrázok 7.5 Maximálne deformačné posuvy [mm] v jednotlivých smeroch pre var.DA_Z, var.DB_Z, var.DA_T a var.DB_T

7.2 REDUKOVANÉ NAPÄTIE HMH NA REKONŠTRUKČNEJ DLAHE

Rekonštrukčné dlahy boli hodnotené k medznému stavu pružnosti. Pri vyhodnocovaní bezpečnosti bolo porovnávané maximálne redukované HMH napätie v dlahu s hodnotou medze klzu titánovej zliatiny Ti-6Al-4V. Maximálne redukované napätia sa v oboch variantoch vyskytovali v okolí prvej skrutky v ramene dolnej čeľusti.

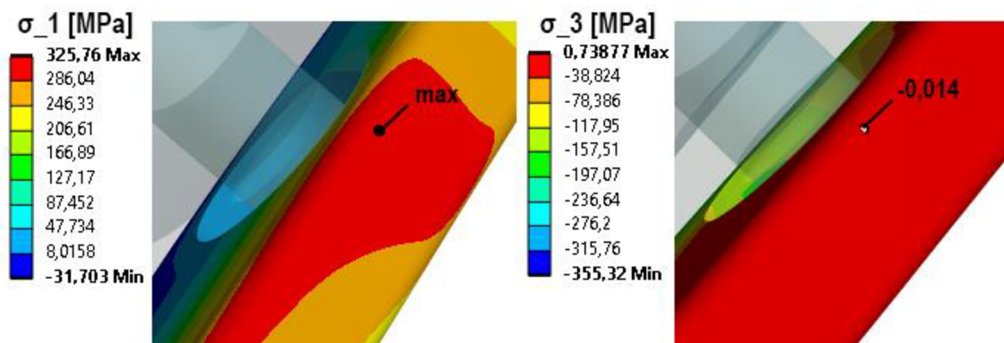
Variant DA_Z

Na obr. 7.6 je zobrazený priebeh redukovaného napätia HMH pre dlahu variantu DA_Z s maximálnou hodnotou 355,48 MPa.



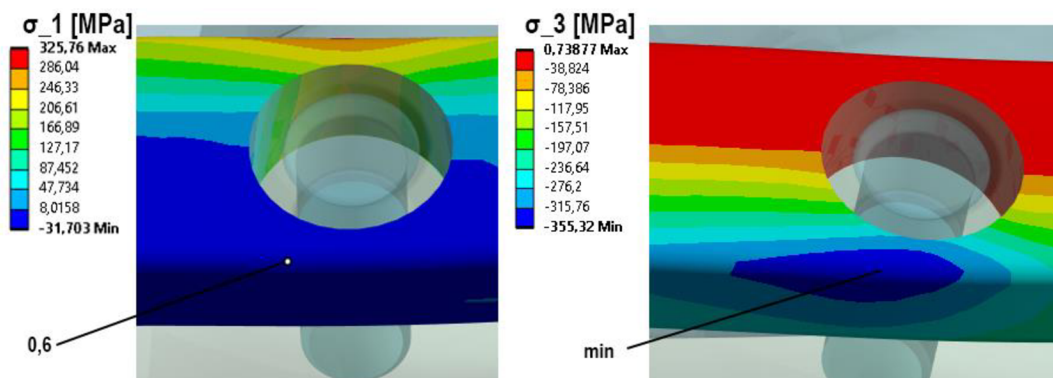
Obrázok 7.6 Redukované (equivalent) napätie σ_{HMH} [MPa] rekonštrukčnej dlahy var.DA_Z s detailom miesta maximálnych napätí

Z priebehu hlavných napätí (maximum principal) σ_1 a (minimum principal) σ_3 v mieste výskytu maximálneho redukovaného napätia je možné posúdiť typ namáhania v dlahy. Priebeh týchto napätí na vrchu dlahy je zobrazený na obr. 7.7 a zospodu dlahy na obr. 7.8.



Obrázok 7.7 Priebeh hlavných napätí na vrchnej strane dlahy var.DA_Z: σ_1 (naľavo), σ_3 (napravo)

Z priebehu hlavných napätí na vrchnej strane dlahy s hodnotami $\sigma_1 = 325,76$ MPa a $\sigma_3 = 0,002$ MPa je očividné, že vrch dlahy je namáhaný na ťah.



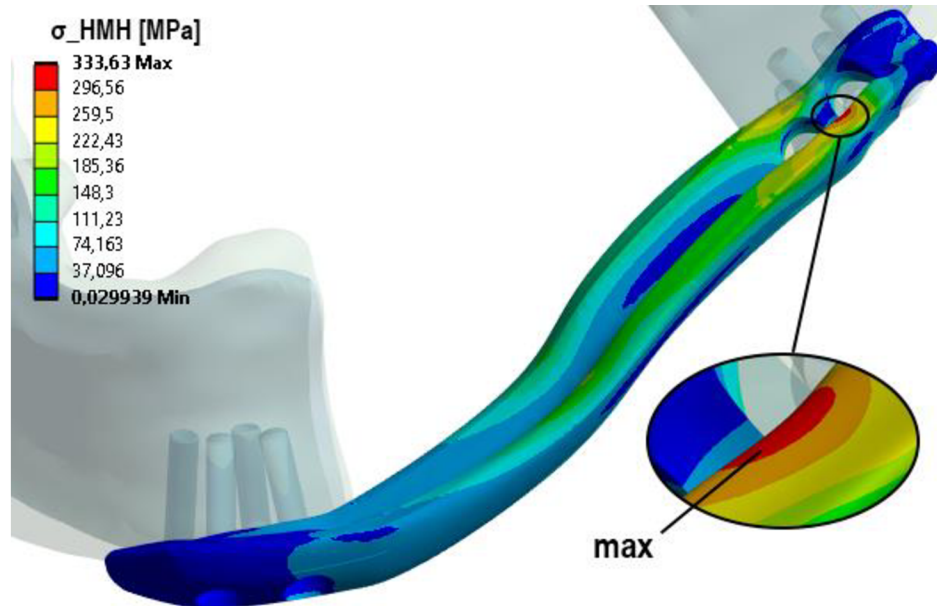
Obrázok 7.8 Priebeh hlavných napätí na spodnej strane dlahy var.DA_Z: σ_1 (naľavo), σ_3 (napravo)

Z priebehu hlavných napätí na spodnej strane dlahy s hodnotami $\sigma_1 = 0,6$ MPa a $\sigma_3 = -355,32$ MPa vyplýva, že táto strana je namáhaná na tlak.

Z priebehu týchto napätí je možné usúdiť, že dlahu var.DA v mieste 5. skrutky v oblasti ramena dolnej čeľusti je dominantne namáhaná na ohyb.

Variant DB

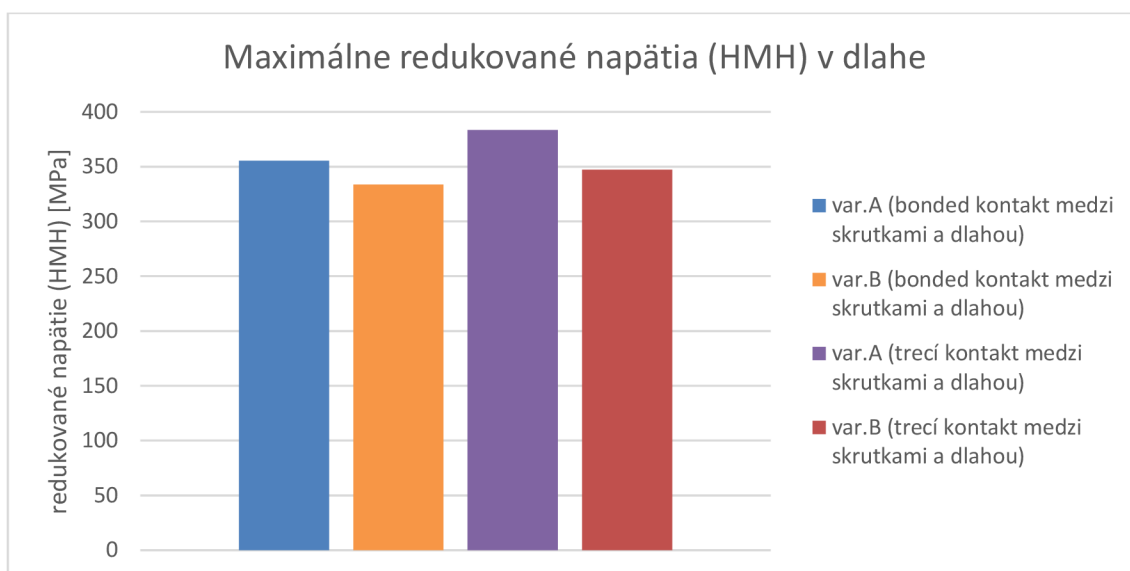
Na obr. 7.9 je zobrazený priebeh redukovaného napätia HMH pre dlahu variantu DBz s maximálnou hodnotou 333,63 MPa.



Obrázok 7.9 Redukované (equivalent) napätie HMH [MPa] rekonštrukčnej dlahy var.DBz s detailom miesta maximálneho napätia

Na základe analýzy hlavných napätí bolo zistené, že typ namáhania dlahy var.DB je v tomto mieste rovnaký ako pri var.DA.

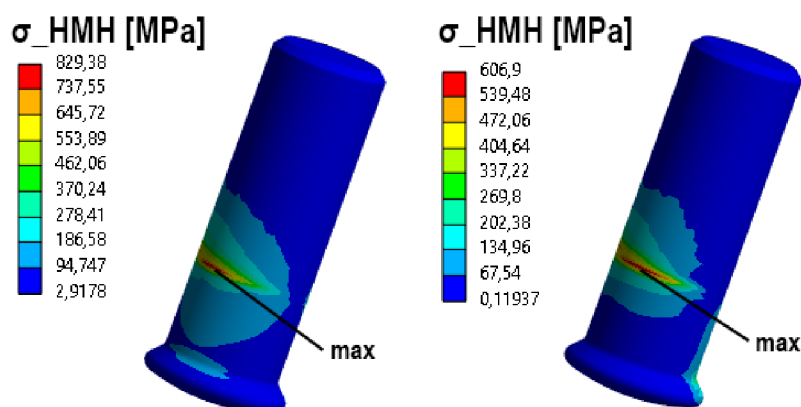
Porovnanie maximálnych redukovaných napätí HMH v dlahu pre dva geometrické varianty dláh je prezentované na obr. 7.10. V prípade dlahy var.DA sa vyskytuje približne o 7% vyššie redukované napätie v porovnaní s dlahou var.DB. V prípade použitia trecieho kontaktu medzi rekonštrukčnou dlahou a fixačnými skrutkami vznikne mierny nárast redukovaného napätia (približne +8% pre var.DA a +4% pre var.DB). Zistené hodnoty maximálnych napätí boli porovnané s medzou klzu Ti-6Al-4V, ktorá je približne 835 MPa (viď tab. 4.1). Je zřejmé, že k dosiahnutiu medzného stavu pružnosti rekonštrukčnej dlahy nedôjde.



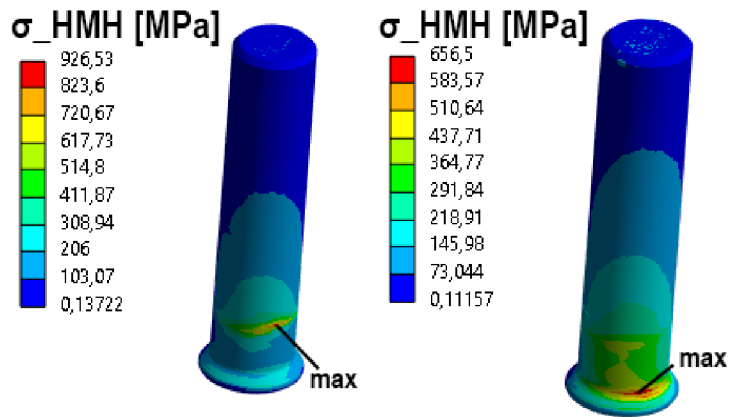
Obrázok 7.10 Maximálne redukované napätia HMH [MPa] dlahy pre var.DA_Z, var.DB_Z, var.DA_T, var.DB_T

7.3 REDUKOVANÉ NAPÄTIE HMH NA SKRUTKÁCH

Redukované napätie HMH na skrutkách bolo vyhodnocované len na najviac namáhanej skrutke, kvôli zjednodušenému modelu bez závitů sa jedná len o odhad priebehu napätí. Vo všetkých variantoch bol najvyšší výskyt redukovaného napätia na 5. skrutke, v oblasti ramena dolnej čeľusti najbližšie k miestu resekcie. Priebehy týchto napätí sú zobrazené na obr. 7.11 pre var. DA a na obr. 7.12 pre var. DB.



Obrázok 7.11 Redukované napätie HMH [MPa] na 5. skrutke: var.DA_Z (naľavo), var.DA_T (napravo)



Obrázok 7.12 Redukované napätie HMH [MPa] na 5. skrutke: var.DB_Z (naľavo), var.DB_T (napravo)

Maximálne hodnoty redukovaného napätia na 5. skrutke sú uvedené tab. 7.1.

Tabuľka 7.1 Maximálne hodnoty redukované napätia HMH na 5. skrutke pre var.DA a var.DB

	var.DA _Z	var.DA _T	var.DB _Z	var.DB _T
$\sigma_{HMH,max}$	829,38 MPa	606,9 MPa	926,53 MPa	656,5 MPa

Porovnaním medze klzu titánovej zliatiny Ti-6Al-7Nb, ktorá má hodnotu približne 915 MPa (viď tab. 4.2), s maximálnymi hodnotami redukovaných napätí HMH na skrutkách je očividné, že medzný stav pružnosti môže nastať len 5. skrutke vo var.DB_Z.

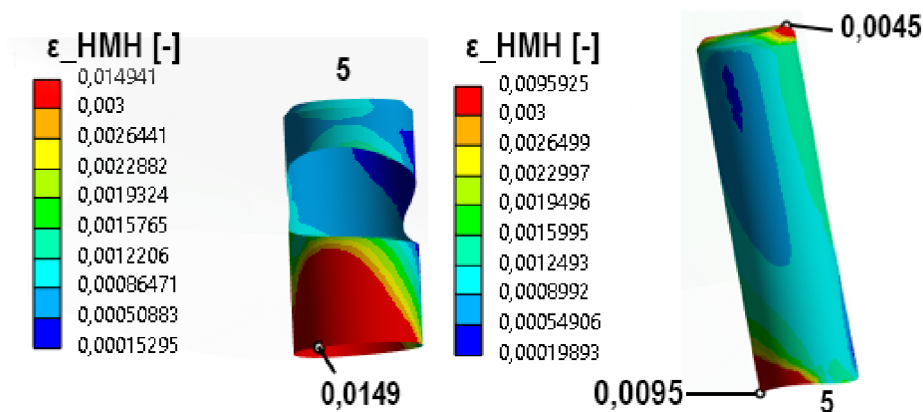
7.4 REDUKOVANÉ PRETVORENIE HMH V KOSTNOM TKANIVE

Redukované pretvorenie v kostnom tkanive bolo analyzované len v najviac namáhanom mieste (otvor 5. skrutky), kvôli zjednodušeniu skrutky bez závitov sa jedná len o odhad priebehu pretvorenia.

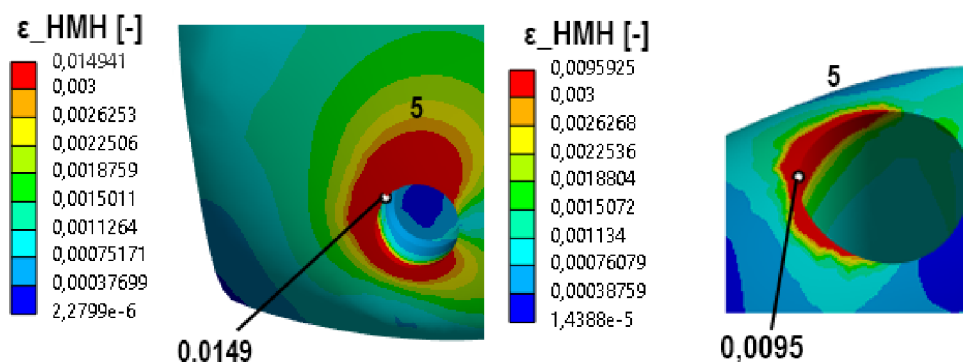
Kritické miesto bolo vyhodnotené vzhľadom k Frostovej hypotéze (viď kap 3.3). Vzhľadom na tento predpoklad bola analyzovaná hodnota redukovaného pretvorenia HMH hlavne pri hodnote 3000 $\mu\epsilon$ ($\epsilon_{HMH} = 0,003 [-]$), čo zodpovedá hranici medzi miernym preťažovaním a patologickým preťažovaním, po prekročení tejto hodnoty dochádza k zvýšenej tvorbe kostného tkaniva. Je nutné podotknúť, že hodnoty uvádzané Frostom sú len orientačné, pretože nezohľadňujú typ kostného tkaniva, vek a pohlavie jednotlivca [7; 9].

Výpočtový variant s použitím kontaktu typu FRICTIONAL medzi rekonštrukčnou dlahou a fixačnými skrutkami spôsobil zníženie maximálneho redukovaného pretvorenia HMH približne o 1%. Vykreslené boli iba výsledky analýzy, získané použitím kontaktu typu BONDED medzi dlahou a skrutkami, ktoré dosiahli vyšších hodnôt.

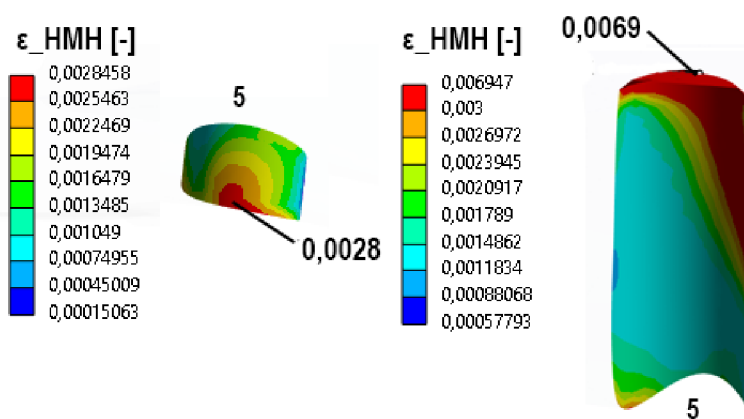
Analyzovaný bol otvor 5. skrutky v kortikálnom kostnom tkanive a jeho okolie ako aj otvor 5. skrutky v spongióznom tkanive. Priebehy redukovaných pretvorenia sú zobrazené na nasledujúcich obrázkoch pre var.DA_Z a var.DB_Z.



Obrázok 7.13 Redukované pretvorenie HMH [-] v kortikálnom kostnom tkanive v 5. otvore v oblasti uhlu, var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)



Obrázok 7.14 Redukované pretvorenie HMH [-] v kortikálnom kostnom tkanive v okolí 5. otvoru v oblasti uhlu, var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)



Obrázok 7.15 Redukované pretvorenie HMH [-] v špongióznom kostnom tkanive v 5. otvore v oblasti uhlu, var.DAz (naľavo), var.DBz (napravo)

Z predchádzajúcich obrázkoch je očividné, ktoré oblasti (zobrazené červenými plochami) prekročili hranicu redukovaného pretvorenia HMH stanovenú Frostom ($\epsilon_{HMH} = 0,003$ [-]). V týchto oblastiach môže dochádzať k zvýšenej modelácii kosti [7; 9].

Najväčšie redukované pretvorenia kostného tkaniva sú uvedené v tab. 7.2. Až na špongiózne tkanivo vo var.DA sú kostné tkanivá patologicky preťažované.

Tabuľka 7.2 Maximálne hodnoty redukovaného pretvorenia v otvore 5. skrutky pre var.DA_Z a var.DB_Z

	Kostné tkanivo	var.DA _Z	var.DB _Z
$\epsilon_{HMH,max}$	Kortikálne	0,01491 [-]	0,00959 [-]
$\epsilon_{HMH,max}$	Špongiózne	0,00285 [-]	0,00695 [-]

7.5 POROVNANIE REKONŠTRUKČNEJ DLAHY VAR.DA A VAR.DB

Porovnanie analyzovaných veličín je zobrazené v tab. 7.3 pre dlahy s kontaktom typu BONDED medzi dlahou a skrutkami a v tab. 7.4. pre dlahy s kontaktom typu FRICTIONAL medzi dlahou a skrutkami.

Z výsledkov sa dospelo k záveru, že oba typy dláh sú porovnateľné s rozdielom maximálnych hodnôt analyzovaných veličín približne 1%. Obe návrhy dláh môžu byť vyhovujúce pričom použitie variantu DB je vhodnejšie vzhľadom na nižšie redukované pretvorenie v kortikálnom kostnom tkanive. Prihliadnutím na náročnosť prípravy geometrie dlahy a celkový objem ($V_{var.DA} = 2,34 \text{ cm}^3$, $V_{var.DB} = 3,52 \text{ cm}^3$) môže byť variant DA označený ako ekonomicky efektívnejší.

Tabuľka 7.3 Porovnanie analyzovaných veličín pre dlahu var.DA_Z a var.DB_Z (kontakt typu BONDED medzi dlahou a skrutkami)

Veličina	Rozmer	var.DA	var.DB	Rozdiel
Maximálny posuv v ose X	[mm]	0,9631	0,7913	1,217 %
Maximálny posuv v ose Y	[mm]	1,1851	1,0189	1,163 %
Maximálny posuv v ose Z	[mm]	2,3142	1,9504	1,187 %
Maximálna celková deformácia	[mm]	2,3936	2,0367	1,175 %
Max. redukované napätie HMH – dlahu	[MPa]	355,48	333,63	1,065 %
Max. redukované napätie HMH – 5. skrutka	[MPa]	829,38	926,53	0,895 %
Max. redukované pretvorenie HMH – kortika	[-]	0,01494	0,00959	1,558 %
Max. redukované pretvorenie HMH – špongióza	[-]	0,00285	0,00695	0,410 %

Tabuľka 7.4 Porovnanie analyzovaných veličín pre dlahu var.DA_T a var.DB_T (kontakt typu FRICTIONAL medzi dlahou a skrutkami)

Veličina	Rozmer	var.DA	var.DB	Rozdiel
Maximálny posuv v ose X	[mm]	1,0401	0,8371	1,243 %
Maximálny posuv v ose Y	[mm]	1,2408	1,0613	1,169 %
Maximálny posuv v ose Z	[mm]	2,4458	2,0544	1,191 %
Maximálna celková deformácia	[mm]	2,5324	2,1475	1,179 %
Max. redukované napätie HMH – dlahu	[MPa]	383,53	347,38	1,104 %
Max. redukované napätie HMH – 5. skrutka	[MPa]	606,90	656,50	0,924 %
Max. redukované pretvorenie HMH – kortika	[-]	0,0144	0,00951	1,514 %
Max. redukované pretvorenie HMH – špongióza	[-]	0,00274	0,00661	0,415 %

ZÁVER

Táto bakalárska práca sa zaoberala rešeršnou štúdiou rekonštrukčných dláh pre dolnú čeľusť, ktorej súčasťou je deformačne-napät'ová analýza tumoróznej dolnej čeľuste, s deficitom kostného tkaniva. Chýbajúca oblasť bola v dôsledku resekcie premostená pomocou rekonštrukčnej dlahy, prispôsobenej na konkrétnu geometriu dolnej čeľuste. Navrhnutie rekonštrukčných dláh bolo založené na výsledkoch rešeršnej štúdie.

Riešenie formulovaného problému bolo vykonané prostredníctvom výpočtového modelovania pomocou metódy konečných prvkov, konkrétne s dvomi variantmi kontaktu medzi dlahou a dolnou čeľusťou, pre dve navrhnuté dlahy simulovaním záťaže dolnej čeľuste pri jednostrannom, molárnom zhryze. Ďalej bola vykonaná deformačne-napät'ová analýza deformačných posuvov, redukovaného napätia HMM na dlahách a najviac namáhanej skrutke a redukovaného pretvorenia HMM kostného tkaniva najviac namáhaného otvoru pre skrutku. Redukované napätie bolo vyhodnotené vzhľadom k medznému stavu pružnosti a redukované pretvorenie kostného tkaniva bolo vyhodnotené k hodnotám z Frostovej hypotézy.

Najväčšie deformačné posuvy a redukované napätia sa nachádzajú v oblasti uhlu dolnej čeľuste najbližšie k resekčnému miestu kostného tkaniva. Napriek tomu nedochádza k zlyhaniu rekonštrukčných dláh ani fixačných skrutiek (až na var.DBz, kde sa redukované napätie HMM 5. skrutky blíži k medze klzu materiálu) vyrobených z titánových zliatin Ti-6Al-4V a Ti-6Al-Nb pri danom zaťažení. Kostné tkanivo je patologicky preťažované v súlade s Frostovou hypotézou avšak k uvoľneniu skrutky z kosti by nemalo dôjsť. Na základe týchto výsledkov a prijatých zjednodušení je možné považovať modely geometrie rekonštrukčných dláh za dostačujúce a vyhovujúce.

Pre dosiahnutie korektnejších výsledkov by bolo možné použiť ortotropný model materiálu kortikálneho kostného tkaniva a previesť deformačne-napät'ovú analýzu s fixačnými skrutkami na ktorých sú modelované závitky.

Dolná čeľusť bola zaťažená staticky v extrémnom stave – zhryze. Je dôležité poznamenať, že pacient pri bežnom fungovaní a spracovaní potravy využíva rádovo menšie zaťaženie dolnej čeľuste, čo môže mať vplyv na výsledky riešenia.

Ciele práce boli splnené.

ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY

- [1] FERRARI, S., C. COPELLI, B. BIANCHI, A. FERRI, T. POLI, T. FERRI a E. SESENNA. Free flaps in elderly patients: Outcomes and complications in head and neck reconstruction after oncological resection. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. Roč. 41 (2013), č.2, s. 167-171 [cit. 2023-04-15]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2012.07.005
- [2] ZHONG, Shengping, Qimin SHI, Jeroen VAN DESSEL, Yifei GU, Yi SUN a Shoufeng YANG. Biomechanical validation of structural optimized patient-specific mandibular reconstruction plate orienting additive manufacturing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. Roč. 224 (2022) [cit. 2023-05-20]. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2022.107023
- [3] PAULSEN, Friedrich a Jens WASCHKE, *Sobotta Atlas of Anatomy, Vol. 3: Head, Neck and Neuroanatomy*. 16th ed. London: Elsevier Health Sciences, 2018. ISBN 9780702052712.
- [4] WHITE, Tim, Michael BLACK a Pieter FOLKENS. *Human Osteology*. 3rd ed. San Diego: Academic Press, 2011. ISBN 9780123741349.
- [5] HUTCHINSON, Matt. *A Brief Atlas of the Human Body*. 2nd ed. Pearson Academic, 2006. ISBN 9780805373738.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2, upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2001-2004. ISBN 80-716-9970-5.
- [7] PAULSEN, Friedrich a Jens WASCHKE, *Sobotta Atlas of Anatomy, Vol.1: General Anatomy and Musculoskeletal System*. 16th ed. London: Elsevier Health Sciences, 2018. ISBN 9780702052699.
- [8] RESNIK, Randolph R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. 4th ed. Missouri: Mosby, 2020. ISBN 9780323391559.
- [9] FROST, H. M. *Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. The Anatomical Record* [online]. Roč. 219 (1987), č.1, s. 1-9 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0003-276X. Dostupné z: doi:10.1002/ar.1092190104
- [10] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. Brno, 2012 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Vedoucí práce Zdeněk Florian.
- [11] FROST, Harold M. *Bone's mechanostat: A 2003 update. The Anatomical Record* [online]. Roč. 275 (2003), č.2, s. 1081-1101 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0003-276X. Dostupné z: doi:10.1002/ar.a.10119
- [12] WASCHKE, Jens a Friedrich PAULSEN. *Sobotta Tables of Muscles, Joints and Nerves*. 2nd ed. London: Elsevier Health Sciences, 2019. ISBN 9780702052729.
- [13] REGEZI, Joseph, James SCIUBBA a Richard JORDAN. *Oral pathology: clinical pathologic correlations*. 7th ed. Philadelphia: Saunders, 2016. ISBN 9780323297684.

- [14] NEVILLE, Brad, Douglas DAMM, Carl ALLEN a Angela CHI. *Oral and Maxillofacial Pathology*. 4th ed. Philadelphia: Saunders, 2015. ISBN 9781455770526.
- [15] HUPP, James, Myron TUCKER a Edward ELLIS. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. 7th ed. Missouri: Mosby, 2018. ISBN 9780323552219.
- [16] URKEN, M., H. WEINBERG, C. VICKERY, D. BUCHBINDER, W. LAWSON a H. BILLER. Oromandibular Reconstruction Using Microvascular Composite Free Flaps: Report of 71 Cases and a New Classification Scheme for Bony, Soft-Tissue, and Neurologic Defects. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery* [online]. Roč. 117 (1991), č.7, s. 733-744 [cit. 2023-05-20]. ISSN 0886-4470. Dostupné z: doi:10.1001/archotol.1991.01870190045010
- [17] BROWN, James, Conor BARRY, Michael HO a Richard SHAW. *A new classification for mandibular defects after oncological resection*. *The Lancet Oncology* [online]. Roč. 17 (2016), č.1, s. 23-30 [cit. 2023-05-20]. ISSN 14702045. Dostupné z: doi:10.1016/S1470-2045(15)00310-1
- [18] LIN, Chun-Li, Yu-Tzu WANG, Chun-Ming CHANG, Cheng-Hsien WU a Wei-Heng TSAI. Design Criteria for Patient-specific Mandibular Continuity Defect Reconstructed Implant with Lightweight Structure using Weighted Topology Optimization and Validated with Biomechanical Fatigue Testing. *International Journal of Bioprinting* [online]. Roč. 8 (2021), č.1 [cit. 2023-05-20]. ISSN 2424-8002. Dostupné z: doi:10.18063/ijb.v8i1.437
- [19] KUMAR, Batchu, V. VENKATESH, K. KUMAR, B. YADAV a S. MOHAN. *Mandibular Reconstruction: Overview*. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* [online]. Roč. 15 (2016), č.4, s. 425-441 [cit. 2023-04-14]. ISSN 0972-8279. Dostupné z: doi:10.1007/s12663-015-0766-5
- [20] KUMAR, Mukesh, Sachin MITTAL, Vidhi VINAYAK a Sonal GROVER. *Current Concepts in Mandibular Reconstruction*. *International Journal of Contemporary Surgery* [online]. Roč. 1 (2013), č.1 [cit. 2023-04-14]. ISSN 2320-9615. Dostupné z: doi:10.5958/j.2321-1024.1.1.015
- [21] BOYD, J. a R. MULHOLLAND. *Fixation of the Vascularized Bone Graft in Mandibular Reconstruction*. *Plastic and Reconstructive Surgery* [online]. Roč. 91 (1993), č.2, s. 274-282 [cit. 2023-04-15]. ISSN 0032-1052. Dostupné z: doi:10.1097/00006534-199302000-00010
- [22] HEAD, Christian, Daniel ALAM, Joel SERCARZ, Jivianne LEE, Jeffrey RAWNSLEY, Gerald BERKE a Keith BLACKWELL. Microvascular flap reconstruction of the mandible: A comparison of bone grafts and bridging plates for restoration of mandibular continuity. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery* [online]. Roč. 129 (2003), č.1, s. 48-54 [cit. 2023-04-15]. ISSN 0194-5998. Dostupné z: doi:10.1016/S0194-59980300480-7
- [23] *MatrixMANDIBLE™ System* [online]. Johnson & Johnson, © 2021 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://www.jnjmedtech.com/en-US/product/matrixmandible-plating-system>
- [24] COLETTI, D.P., R. ORD a X. LIU. Mandibular reconstruction and second generation locking reconstruction plates: Outcome of 110 patients. *International Journal of Oral*

- and Maxillofacial Surgery [online]. Roč. 38 (2009), č.9, s. 960-963 [cit. 2023-04-15]. ISSN 09015027. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijom.2009.03.721
- [25] NARRA, Nathaniel, Jiří VALÁŠEK, Markus HANNULA, Petr MARCIÁN, George SÁNDOR, Jari HYTTINEN a Jan WOLFF. *Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy*. *Journal of Biomechanics* [online]. Roč. 47 (2014), č. 1, s. 264-268 [cit. 2023-05-20]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.016
- [26] *2.0 mm Mandible Locking Plate System* [online]. AO Foundation, © 2023 [cit. 2023-04-15]. Dostupné z: https://media.aofoundation.org/approved/-/media/project/aocd/migrated-images/aoas/_img/inn/aps/2004/slides/914.jpg?h=384&iar=0&w=512&rev=098699ae9c994d508d57da8a69ae6d84
- [27] *Locking plate principles: Locking head screws* [online]. AO Foundation, © 2023 [cit. 2023-04-15]. Dostupné z: https://media.aofoundation.org/-/jssmedia/surgery/91/91_x040_i120.png?w=665
- [28] NIINOMI, Mitsuo. *Mechanical properties of biomedical titanium alloys*. *Materials Science and Engineering: A* [online]. Roč. 243 (1998), č.1-2, s. 231-236 [cit. 2023-04-23]. ISSN 09215093. Dostupné z: doi:10.1016/S0921-5093(97)00806-X
- [29] CALLISTER, William D. a David G. RETHWISCH. *Materials science and engineering: an introduction*. 8th ed. Hoboken: Wiley, 2010. ISBN 978-047-0419-977.
- [30] KORIOTH, Tom, Douglas ROMILLY a Alan HANNAM. *Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible*. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. Roč. 88 (1992), č.1, s. 69-96 [cit. 2023-04-23]. ISSN 0002-9483. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.1330880107
- [31] NELSON, Gregory J. *Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics*. Vancouver, 1986. Dizertačná práca. University of British Columbia. Faculty of dentistry. Vedoucí práce A. G. Hannam. Dostupné z: <https://open.library.ubc.ca/collections/ubctheses/831/items/1.0096998>.
- [32] KIMURA, Akiko, Tomohisa NAGASAO, Tsuyoshi KANEKO, Tamotsu TAMAKI, Junpei MIYAMOTO a Tatsuo NAKAJIMA. *Adquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. Roč. 34 (2006), č.4, s. 193-200 [cit. 2023-05-20]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2006.01.003
- [33] KNOLL, Wolf-Dieter, Andreas GAIDA a Peter MAURER. *Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. Roč. 34 (2006), č. 4, s. 201-209 [cit. 2023-04-23]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2006.01.004
- [34] NAGASAO, Tomohisa, Junpei MIYAMOTO, Tamotsu TAMAKI a Hiromasa KAWANA. *A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* [online]. Roč. 109 (2010), č. 3, s. 346-356 [cit. 2023-05-20]. ISSN 10792104. Dostupné z: doi:10.1016/j.tripleo.2009.10.009

- [35] BUJTÁR, Péter, János SIMONOVICS, Károly VÁRADI, George SÁNDOR a C.M.E. AVERY. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. Roč. 42 (2014), č.6, s. 855-862 [cit. 2023-05-20]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2013.12.005
- [36] GUTWALD, Ralf, Raimund JAEGER a Floor LAMBERS. Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. Roč. 20 (2017), č.4, s. 426-435 [cit. 2023-05-20]. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2016.1240788
- [37] KOPER, David, Carine LEUNG, Lars SMEETS, Paul LAEVEN, Gabriëlle TUIJTHOF a Peter KESSLER. Topology optimization of a mandibular reconstruction plate and biomechanical validation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Roč. 113 (2021) [cit. 2023-05-20]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104157
- [38] SEMERÁK, J. *Rešeršní studie fixátorů zlomenin dolních čelistí*. Brno, 2016. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Petr Marcián.
- [39] BORÁK, L. a P. MARCIÁN. *Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study*. In *Engineering Mechanics*. Prague: Institute of Thermomechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic, 2017. ISBN 978-80-214-5497-2.
- [40] AVERY, C.M.E., Péter BUJTÁR, János SIMONOVICS, Tamás DÉZSI, Károly VÁRADI, George SÁNDOR a Jingzhe PAN. A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model [online]. Roč. 35 (2013), č.10, s. 1421-1430 [cit. 2023-05-18]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2013.03.014
- [41] BORCHERS, L. a P. REICHART. Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *Journal of Dental Research* [online]. Roč. 62 (1983), č. 2, s. 155-159 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0022-0345. Dostupné z: doi:10.1177/00220345830620021401
- [42] RUBIN, P.J., R.L. RAKOTOMANANA, P.F. LEYVRAZ, P.K. ZYSSET, A. CURNIER a J.H. HEEGAARD. *Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component*. *Journal of Biomechanics* [online]. Roč. 26 (1993), č.6, s. 725-739 [cit. 2023-05-17]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(93)90035-D
- [43] NAGASAO, T., M. KOBAYASHI, Y. TSUCHIYA, T. KANEKO a T. NAKAJIMA. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. Roč. 30 (2002), č.3, s. 170-177. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1054/jcms.2002.0310
- [44] SEVIMAY, M., F. TURHAN, M.A. KILIÇARSLAN a G. ESKITASCIOGLU. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*

- [online]. Roč. 93 (2005), č.3, s. 227-234 [cit. 2023-04-16]. ISSN 00223913. Dostupné z: doi:10.1016/j.prosdent.2004.12.019
- [45] ŞİMŞEK, Barış, Erkan ERKMEN, Derviş YILMAZ a Atılım ESER. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis [online]. Roč. 28 (2006), č. 3, s. 199-213 [cit. 2023-04-16]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2005.04.025
- [46] BAGGI, Luigi, Ilaria CAPPELLONI, Michele DI GIROLAMO, Franco MACERI a Giuseppe VAIRO. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. Roč. 100 (2008), č. 6, s. 422-431 [cit. 2023-04-16]. ISSN 00223913. Dostupné z: doi:10.1016/S0022-3913(08)60259-0
- [47] WU, Aaron, Jui-Ting HSU, Lih-Jyh FUH a Heng-Li HUANG. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *Journal of the Formosan Medical Association* [online]. Roč. 119 (2020), č.10, s. 1514-1523 [cit. 2023-04-16]. ISSN 09296646. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfma.2019.12.001
- [48] BARBIER, L., J. SLOTEN, G. KRZESINSKI a VAN DER PERRE. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. Roč. 25 (2009), č. 11, s. 847-858 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0305-182X. Dostupné z: doi:10.1046/j.1365-2842.1998.00318.x
- [49] EL-ANWAR, Mohamed a Mohamed MOHAMMED. Comparison between two low profile attachments for implant mandibular overdentures. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology* [online]. Roč. 12 (2014), č. 1, s. 45-53 [cit. 2023-04-16]. ISSN 1687157X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jgeb.2014.03.006
- [50] *Muscular Attachments to the Mandible. In: TeachMeAnatomy* [online]. England & Wales: TeachMe Series, © 2023 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://teachmeanatomy.info/wp-content/uploads/Muscular-Attachments-to-the-Mandible-Body-Ramus-768x813.jpg.webp>
- [51] Element Reference, ANSYS Academic Research Mechanical, Help System, ANSYS, Inc., Release R2, ©2022 [přístup 20-05-2023].
- [52] BEN ACHOUR, Anas, Carola PETTO, Heike MEIßNER, Anita MOSTOFA, Uwe TEICHER, Steffen IHLENFELDT a Günter LAUER. *Evaluation of a method to measure the friction coefficient between vital mandibular bone and biomedical materials. Biotribology* [online]. Roč. 28 (2021) [cit. 2023-05-20]. ISSN 23525738. Dostupné z: doi:10.1016/j.biotri.2021.100198
- [53] WANG, Chenchen, Gangqiang ZHANG, Zhipeng LI et al. Tribological behavior of Ti-6Al-4V against cortical bone in different biolubricants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Roč. 90 (2019), s. 460-471 [cit. 2023-05-20]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2018.10.031
- [54] *Typical Coefficient of Friction Values for Common Materials* [online]. MechGuru, 2011 [cit. 2023-05-24]. Dostupné z: <https://mechguru.com/machine-design/typical->

[coefficient-of-friction-values-for-common-materials/](#)

- [55] Equivalent (von Mises), ANSYS Academic Research Mechanical, Help System, ANSYS, Inc., Release R2, ©2022 [pristup 20-05-2023].

ZOZNAM POUŽITÝCH SYMBOLOV A SKRATIEK

Symbol	Rozmer	Význam
μ	[-]	Poissonove číslo (pomer)
$\mu\varepsilon$	[-]	mikrostrain
A-C	[-]	klasifikácia typu resekcie
D1-D4	[-]	klasifikácia hustoty
E	[MPa]	Youngov modul pružnosti v ťahu
F	[N]	sila
HU	[-]	Hounsfield jednotka
R_e	[MPa]	medza klzu
R_m	[MPa]	medza pevnosti
T	[-]	trečí kontakt medzi dlahou a skrutkou
DA-DB	[-]	označenie modelu geometrie rekonštrukčnej dlahy
Z	[-]	zlepený kontakt medzi dlahou a skrutkou
ε	[-]	pretvorenie
ρ	[g/cm ³]	hustota
σ_1	[MPa]	Prvé (maximálne) hlavné napätie
σ_3	[MPa]	Tretie (minimálne hlavné napätie)

Skratka	Význam
3D	trojrozmerný
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AOSIF	Association of the Study of Internal Fixation
APDL	ANSYS Parametric Design Language
AT	predný spánkový sval; Anterior temporalis
BS	Balansujúca Strana
CAD	Computer Aided Design
CATIA	Computer Aided Three-dimensional Interactive Application
CP	komerčne čistý (titán); commercially pure
CT	počítačová tomografia; Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DM	hlboký žuvací sval; Deep Masseter
D-N	Deformačne-Napät'ové
FEM	Finite Element Method
HMH	podmienka redukovaného napätia alebo pretvorenia; Huber, von Mises, Hencky

IGES	the Initial Graphics Exchange Specification
ILP	horná časť vonkajšieho krídlového svalu; Inferior Lateral Pterygoid
m.	musculus
MKP	Metódy Konečných Prvkov
MP	vnútorný krídlový sval; Medial Pterygoid
MT	stredný spánkový sval; Middle Temporalis
PCG	iteračný riešič programu ANSYS; Preconditioned Conjugate Gradient
PS	Pracujúca Strana
PT	zadný spánkový sval; Posterior Temporalis
SLS	Selective Laser Sintering
SM	povrchový žuvací sval; Superficial Masseter
STL	STeoreoLithography
ÚMTMB	Ústav Mechaniky Telés, Mechatroniky a Biomechaniky
