

Mandibulas lūzuma fiksējošās sistēmas galīgo elementu analīze

Zoja Veide¹, Modris Dobelis²,
Ivars Knets³, Janis Laizans⁴, ¹⁻⁴ Riga Technical University

Kopsavilkums. Žokļa kaulaudu sintēze pēc lūzuma savienošanas ar miniplāksni ir kļuvusi par standartu apakšžokļa lūzumu ārstēšanā un sejas un žokļu rekonstrukcijas ķirurģijā. Miniplāksnes bieži ir pakļautas pārmērīgam spriegumam. Apakšžokļa kaulaudi arī var būt pārslogoti noguruma slodzes rezultātā. Tas var izraisīt kā plākšņu noguruma lūzumus, tā arī skrūvju urbumu paplašināšanos, kas var izraisīt salauzto kaulu fiksācijas novājināšanos. Cilvēka apakšžokļa lūzuma un tā fiksējošās sistēmas galīgo elementu modelis tika attīstīts, lai izpētītu spriegumus un deformācijas, kas rodas plāksnē un kaulaudos košļāšanas laikā. Modelis izveidots, ievērojot sakodiena spēka vērtības un lūzuma sadzīšanas stadijas ietekmi. Analizējot galīgo elementu metodes aprēķinu rezultātus, tika konstatēts, ka uzmodeletā sistēma nevar nodrošināt pilnvērtīgu lūzuma fiksāciju un tika dotas rekomendācijas fiksējošās sistēmas uzlabošanai.

Atslēgas vārdi: galīgo elementu metode, apakšžokļa lūzumu ārstēšana, apakšžokļa galīgo elementu modelis.

I. IEVADS

Zinātniskajos pētījumos medicīnā un zobārstniecībā, lai analizētu spriegumus objektu struktūrās ar sarežģītu morfoloģiju, plaši izmanto deformāciju un spriegumu mērījuma metodi ar tenzodevēja palīdzību [1], fotoelastības metodi [2, 3] un galīgo elementu metodi (GEM) [4, 5, 6, 7]. Galīgo elementu metodes priekšrocība ir iespēja modelēt struktūras ar sarežģītu formu un netieši noteikt tās komplekso mehānisko uzvedību jebkurā teorētiskā punktā. Galīgo elementu metode palīdz risināt tādas svarīgas jautājumus kā emalju bojājumi, zobu izkrišana, protēžu un ortodontisku ierīču strukturāla projektēšana, optimāla implantu skaita plānošana, žokļa lūzumu ārstēšanas metodes izvēle u.c.

Pēdējos gados ir izveidoti vairāki apakšžokļa trīsdimensiju galīgo elementu modeļi [8, 9, 10]. Kopumā vairākiem no tiem piemīt pārmērīgi apakšžokļa ģeometrijas un materiāla īpašību vienkāršojumi. Atšķirības starp deformācijas vērtībām, kas tiek noteiktas eksperimentāli un prognozētas ar GEM, ir tieši atkarīgas no ievadīto ģeometrisko attiecību precizitātes, materiāla īpašībām un robežnosacījumiem, kas imitē eksperimentālo vidi. Vairāki pētnieki [11, 12, 13] ir izteikuši šaubas par galīgo elementu analīzes ticamību un uzsver nepieciešamību ievērot doto parametru ietekmi uz GEM. Turklāt, dator tehnoloģiju attīstība un galīgo elementu analīzes plašāka izmantošana medicīnas nozarēs var dot iespēju izpētīt iepriekšminēto faktoru ietekmi uz rezultātiem, kas iegūti ar galīgo elementu metodes palīdzību.

Rekonstruktīvajā ķirurģijā skrūvju atslābināšanās pārmērīgas slodzes dēļ notiek ļoti bieži. Pie lūzumu ārstēšanas plāksnes noņemšanas laikā vairākos gadījumos ir novērota skrūvju patvaļīga atslābināšanās, turpretim lūzumu sadzīšana bija traucēta ļoti reti. No literatūras ir zināms, ka plāksnes lūzumi ir iespējami no 2,8 līdz 9,8 % gadījumu un apakšžokļa rekonstrukciju neveiksmju vērtība sasniedz 45 % [14].

Lai izvairītos no pēcooperācijas skrūves savienojuma atslābināšanās, ir svarīgi noteikt sprieguma sadalījumu kaulaudos, kas ieskauj biomateriālu. Analizējot ar implantāciju saistītos biomehāniskos pētījumus, tika atklāta pozitīva korelācija starp reģionu ar paaugstinātu spriegumu un kaulu rezorbciju. Jo īpaši skrūves savienojuma atslābināšanās un kaulu rezorbcija ir saistīta ar maksimāliem spriegumiem interfeisā kaulaudi-implants tuvākajā pēcooperācijas posmā. Lai analizētu šo nesaderību, ievērojot sarežģīto biomehānisko apakšžokļa uzvedību, tika izmantota galīgo elementu metode. Matemātisko modeļu ekstrapolācija klīniskajā praksē nevar būt absolūta, bet tā var nodrošināt speciālistus ar informāciju par detalizētu spriegumu un deformāciju vērtību sadalījumu sistēmā apakšžoklis-fiksējošā ierīce.

Dotajā darbā tika attīstīts lauza cilvēka apakšžokļa GEM modelis ar mērķi izpētīt spriegumus un deformācijas, kas rodas fiksējošajā sistēmā un kaulaudos košļāšanas laikā. GEM lietota, ievērojot sakodiena spēka vērtības un lūzuma sadzīšanas stadijas pakāpi.

II. METODE UN MATERIĀLS

Apakšžokļa ģeometriskais modelis ar lūzumu fiksējošo plāksni pamatā ir ņemts no [15] darba, bet tika ievērojami modificēts un uzlabots: mandibulas materiālam tika piešķirtas īpašības, kas vairāk atbilst reāliem kaulaudiem, izveidots jauns kontakta veids starp apakšžokli un fiksējošo plāksni, spēku robežnosacījumos ir ietverti par 5 vairāk darbojošos muskuļu pāru. Mandibulas un fiksējošās sistēmas skrūves savienojuma modelēšanai apakšžoklī tika izveidoti urbumi ar diametru 1,8 mm un garumu 4,5 mm, kā arī fiksējošā sistēma tika papildināta ar speciālām galvskrūvēm. Apakšžokļa virsmas neregulārās formas dēļ, starp plāksni un kaulu tika paredzēta sprauga. Plāksnes un mandibulas ģeometriskā modeļa pārveidojumi tika veikti ar SolidWorks 2008 programmatūras palīdzību un tālāk eksportēti uz galīgo elementu aprēķinu programmatūru ANSYS v.11, izmantojot par starpformātu IGES datu failu formātu.

Apakšžokļa kompaktie kaulaudi tika modelēti kā ortotrops, heterogēns, kompozītmateriāls, bet mandibulas trabekulārā

daļa – kā izotropas materiāls. Mandibulas materiāla īpašības – elastības modulis E , Puasona koeficients μ un bīdes modulis G – atkarībā no reģiona un kaulaudu veida ir parādītas 1. tabulā.

1. tabulā apzīmējumi X , Y , Z nosaka materiāla lokālās koordinātu sistēmas virzienus, kur X virziens sakrīt ar žokļa garenvirzienu, Y – ar tangenciālo virzienu un Z – ar radiālo. Lokālās koordinātu sistēmas plaknes apzīmētas ar XY , XZ , YZ . Žokļa gareniskā ass sakrīt ar līkni, kas iet pa apakšžokļa centru no mandibulas labās locītavas līdz kreisās locītavas virsmai. Ass Y virziens tika izvēlēts perpendikulāri X asij un tangenciāli katram saistītam žokļa šķērsgrizumam. Materiāla Z ass ir perpendikulāra plaknei, kas veido X un Y asis.

1. TABULA

GALĪGO ELEMENTU MODELĪ IZMANTOTĀS CILVĒKA APAKŠŽOKĻA MATERIĀLA MEHĀNISKĀS ĪPAŠĪBAS [7]

Lokalizācija	Materiāla mehāniskās īpašības								
	E , GPa			μ			G , GPa		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Kompaktie kaulaudi (zoda zona)	22,9	14,2	10,5	0,19	0,31	0,29	6,0	3,7	4,8
Kompaktie kaulaudi (premolārā zona)	25,5	14,5	10,2	0,15	0,30	0,25	6,2	3,4	6,2
Kompaktie kaulaudi (molārā zona)	19,5	13,6	10,2	0,39	0,20	0,55	6,2	4,1	5,9
Kompaktie kaulaudi (mandibulas zars)	17,0	6,9	8,2	0,31	0,33	0,31	4,6	2,9	2,8
Trabekulārie kaulaudi	0,38	0,38	0,38	0,47	0,47	0,47			

Fiksējošā plāksne ar skrūvēm tika modelēta kā viena mehāniska sistēma. Titāns tika izvēlēts kā plāksnes un skrūvju materiāls. Galīgo elementu modelī izmantoja sekojošas titāna īpašības: elastības modulis – 100 GPa, Puasona koeficients – 0,3. Lūzums tika modelēts ar plāna (0,8-1,2 mm) starpslāņa palīdzību. Starpslānis bija novietots starp kaula fragmentiem. Slāņa materiāla uzvedība tika raksturota kā izotropā, homogēna un lineāri elastīga. Lūzuma dzīšanas un jauno kaulaudu reģenerācijas gaitā slāņa materiāla īpašības mainījās.

Trīsdimensiju pārvietojumu ierobežojumi tika definēti divpusēji uz deniņu kaulu virsmām. Šie ierobežojumi imitēja statisko apakšžokļa kustību ar mandibulas locītavas fiksāciju pie galvaskausa. Šajā gadījumā tika pieņemts, ka abas locītavu galvas ir centrētas savās locītavu iedobēs. Modelis bija ierobežots arī no vertikālās kustības, lai modelētu zobu rindu standarta sakļaušanos. Modelējot sakodiena punktus, ierobežojumi tika novietoti uz molāro reģionu augšējām zobu virsmām.

Noslogošanas režīms tika noteikts ar muskuļu spēku, kas imitē košļāšanu. Galīgo elementu apakšžokļa modeļa sloģošana noteikta ar vairākiem spēka vektoriem, kas imitē muskuļu spēku, kas izkļiedēts pa muskuļa piestiprināšanas laukumu. Muskuļu grupas slodzes vērtības atkarībā no X , Y un

Z asu virzienos ir parādītas 2. tabulā. Ordinātas X , Y un Z raksturo muskuļu trīs dimensiju virzienus: X - Y plakne – frontālā plakne, X - Z – horizontālā plakne, Y - Z – vidējā sagitālā plakne.

2. TABULA

CILVĒKA APAKŠŽOKĻA GALĪGO ELEMENTU MODEĻA MUSKUĻU SLODŽU VĒRTĪBAS [7]

Muskuļu grupas	Muskuļa ortogonālās komponentes (N)					
	Labā puse			Kreisā puse		
	X	Y	Z	X	Y	Z
<i>Superior masseter</i>	17	72	43,5	-17	72	34,5
<i>Profundus masseter</i>	5,85	8,19	-3,9	-5,7	7,98	-3,8
<i>Medial pterygoid</i>	-28,98	47,04	22,3	29,04	47,08	22
<i>Anterior temporalis</i>	34,2	122,4	0,2	-34,2	122,4	0,2
<i>Medial temporalis</i>	3,5	12,74	-7,7	-4,2	15,26	-9,1
<i>Posterior temporalis</i>	3,36	7,56	-13,56	-3,36	7,56	-13,56
<i>Inferior lateral pterygoid</i>	-37,8	-10,5	45,6	37,8	-10,5	45,6
<i>Superior lateral pterygoid</i>	17,04	1,64	14,4	17,04	1,64	14,44

Kontakts starp apakšžokli un lūzumu fiksējošo plāksni tika modelēts ar nelineāro galīgo elementu metodi kā kontakta berze. Darbā tika izmantots ortotropas berzes modelis, kas noteikts ar berzes koeficientiem. Kontakts tika modelēts starp skrūvju un apakšžokļa urbumu virsmām. Berzes koeficienta vērtība virzienā, kas ir paralēls skrūves garenasij, tika definēta kā 0,9, bet skrūves virsmas tangenciālajā virzienā – kā 0,4.

III. REZULTĀTU ANALĪZE

Žokļa lūzuma fiksācijas efektivitātes novērtēšanai darbā tika aprēķināta sprieguma intensitāte un totālās deformācijas intensitāte kaulaudiem un *von Mises* spriegums ar totālām deformācijām fiksējošai plāksnei ar skrūvēm. Analīzes tika veiktas pie diviem slodžu režīmiem: pie košļāšanas muskuļu slodžu vērtības, kas atbilst vidēja spēka sakodienam un pie slodzes palielināšanas par 25 %, kas atbilst stipram sakodienam. Bez tam analīze notika dažādās lūzuma sadzīšanas stadijās: 0,1 %, kas atbilst lūzuma slāņa elastības modulim 0,01 GPa, 25 %, kas atbilst $E=5,5$ GPa un 50 %, pie $E=11$ GPa. Visi aprēķini tika veikti ar ANSYS v. 11 galīgo elementu programmatūras palīdzību.

Galīgo elementu modelēšanas rezultātu novērtēšana tika izpildīta ar plāksnes un mandibulas spriegumu un deformāciju analīzes palīdzību. Titāna fiksējošajai sistēmai 3. tabulā ir doti maksimālais *von Mises* ekvivalentais spriegums un totālā deformācija kaula sadzīšanas stadijās 0,1, 25 un 50 % un pie slodzes, kas atbilst vidēji stipram sakodienam un stipram sakodienam. Tādam pašam objektam 1. un 2. attēlā ir parādīts sprieguma sadalījums sadzīšanas stadijās 0,1 un 50 % un pie vidēja muskuļu spēka.

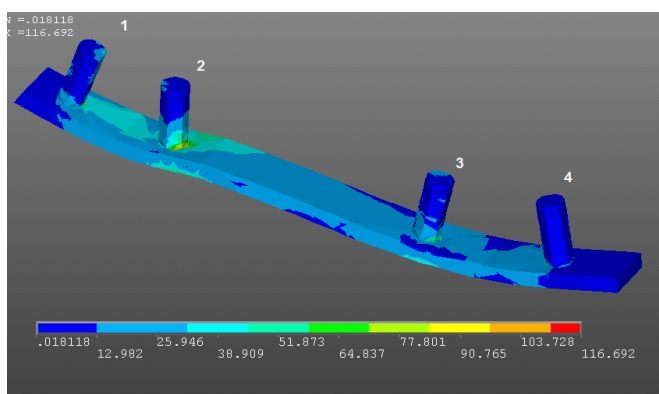
3. TABULA

TITĀNA FIKSĒJOŠĀS SISTĒMAS MAKSIMĀLAIS VON MISES EKVIVALENTAIS SPRIEGUMS UN TOTĀLĀ DEFORMĀCIJA KAULA SADZĪŠANAS STADIJĀS 0,1, 25 UN 50 % PIE SLODZĒM, KAS ATBILST VIDĒJI STIPRAM SAKODIENAM (NORM.) UN STIPRAM SAKODIENAM (+25 %)

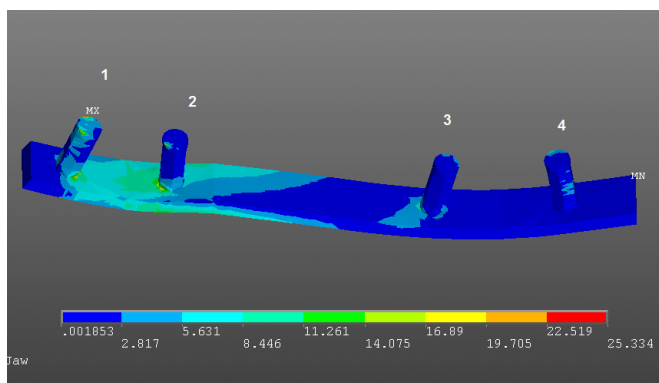
Noteiktie parametri	Slodzes režīms	Dzīšanas stadijas		
		0,1%	25%	50%
σ , MPa	norm.	116,7	27,5	25,3
	+ 25 %	152,8	33,2	32,6
ϵ	norm.	$1,51 \times 10^{-3}$	$0,34 \times 10^{-3}$	$0,33 \times 10^{-3}$
	+ 25 %	$1,98 \times 10^{-3}$	$0,48 \times 10^{-3}$	$0,42 \times 10^{-3}$

Analizējot modelēšanas rezultātus, var teikt, ka vislielākās sprieguma vērtības tika iegūtas pie kaulaudu sadzīšanas pakāpes 0,1 %, pie tam, palielinot muskuļu spēku par 25 %, spriegums palielinās par 31 %. Sprieguma vērtības pie 25 un 50 % sadzīšanas atšķiras nenozīmīgi un sastāda apmēram 25 % no sprieguma vērtības, kas atbilst 0,1 % sadzīšanas pakāpei pie vidēji stipra sakodiena.

Totālās deformācijas uzvedība atbilst sprieguma uzvedībai, pie tam maksimālā deformācija nepārsniedz $1,98 \times 10^{-3}$ vērtību. Maksimāla ekvivalenta sprieguma lokalizācija fiksējošajā sistēmā dažādos gadījumos atšķiras. Pie sadzīšanas stadijas 0,1 % spriegums tika lokalizēts vietā, kur otrā skrūve ir piestiprināta pie plāksnes. Pie 25 un 50 % stadijām maksimālā sprieguma lokalizācija tika konstatēta uz pirmās skrūves gala (1. un 2. att.).



1. att. Titāna fiksējošās sistēmas von Mises ekvivalentais spriegums pie 0,1 % kaula sadzīšanas stadijas un vidēja muskuļu spēka.



2. att. Titāna fiksējošās sistēmas von Mises ekvivalentais spriegums pie 50 % kaula sadzīšanas stadijas un vidēja muskuļu spēka.

Gan pirmajā, gan arī otrajā gadījumā vislielākās sprieguma vērtības tika novērotas fiksējošajā plāksnē pie otrās skrūves. Šajā vietā pie nelabvēlīgiem apstākļiem, piemēram, pie slodzes palielināšanās, kuru izraisa košļāšanas muskuļi vai sakodiena kontaktvietu izmaiņas, var sagaidīt mikroplaisu rašanos un turpmāku lūzuma vietas veidošanos.

Titāna tecēšanas robežas sprieguma vērtība pie statistikas slodzes atrodas robežās no 900 līdz 1000 MPa. Nevienā aplūkotajā gadījumā aprēķinātās von Mises ekvivalenta sprieguma vērtības nepārsniedza 900 MPa. Turklāt titāna noguruma stiprība bīdē, kas ir no 450 līdz 500 MPa, arī ir ievērojami augstāka nekā galīgo elementu simulācijā iegūtās vērtības. Var teikt, ka pie izvēlētās fiksējošās sistēmas formas un izmēriem un pie uzdotajiem slodžu režīmiem nav plāksnes vai skrūvju sagrūšanas riska plastiskas deformācijas vai noguruma rezultātā.

4. tabulā ir dots maksimālais spriegums un totālā deformācija, kas aprēķināti mandibulas kaulaudos skrūvju un kaula kontaktvietās. Kā var redzēt, vislielākā sprieguma intensitāte un deformācija tika konstatētas pie 0,1 % kaulaudu sadzīšanas pakāpes. Šajā gadījumā pie slodzes palielināšanas spriegums palielinās par 16,5 %, bet deformācija par 60 %. Nākošajās sadzīšanas stadijās lūzuma vietā pie kaulaudu izturības palielināšanās sprieguma un deformācijas vērtības mainās nedaudz. Sprieguma palielināšanās sastāda vidēji 5 %, salīdzinot ar 25 un 50 % sadzīšanas stadijām un apmēram 18 % pie slodzes palielināšanās. Totālā deformācija palielinās vidēji par 8 %, salīdzinot sadzīšanas stadijas 25 un 50 %, un par 20 % pie stipra sakodiena.

4. TABULA

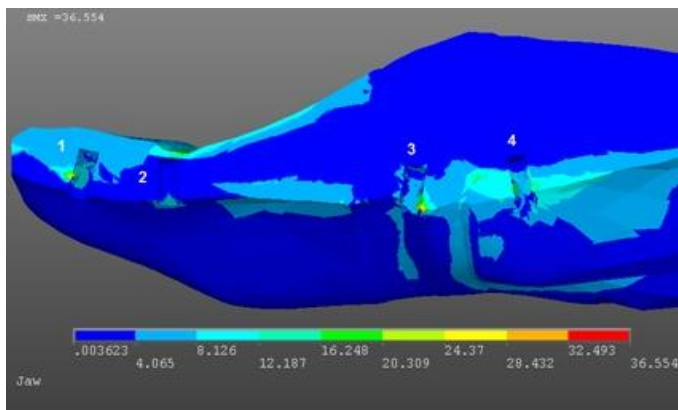
MAKSIMĀLĀ SPRIEGUMA INTENSITĀTE UN MAKSIMĀLĀ TOTĀLĀ DEFORMĀCIJA MANDIBULAS KAULAUDOS KAULA SADZĪŠANAS STADIJĀS 0,1, 25 UN 50 % PIE SLODZĒM, KAS ATBILST VIDĒJI STIPRAM SAKODIENAM (NORM.) UN STIPRAM SAKODIENAM (+25 %)

Noteiktie parametri	Slodzes režīms	Dzīšanas stadijas		
		0,1 %	25 %	50 %
σ , MPa	norm.	31,04	19,5	18,5
	+ 25 %	36,5	23,1	22,6
ϵ	norm.	0,1353	0,0114	0,0105
	+ 25 %	0,2158	0,0143	0,0132

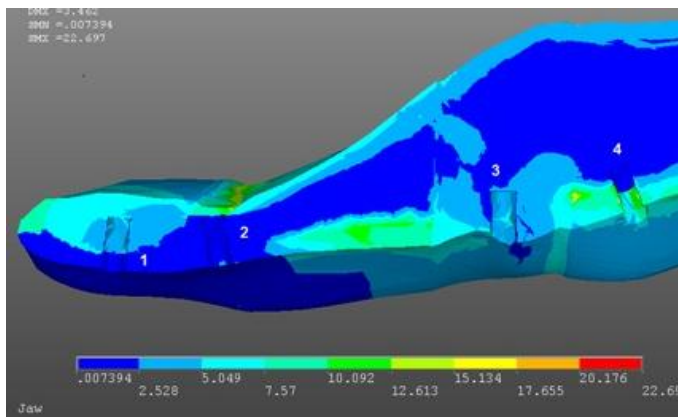
3. un 4. attēlā parādīts sprieguma sadalījums mandibulas kaulaudos skrūvju piestiprināšanas vietās 0,1 un 50 % sadzīšanas stadijās pie muskuļu spēka, kas atbilst stipram sakodienam. Kā var redzēt, sprieguma sadalījums abos gadījumos ir atšķirīgs. Ja pirmajā gadījumā (0,1 % sadzīšanas stadija) maksimālais spriegums koncentrējas pie trešās skrūves, tad lielas sprieguma vērtības tika novērotas arī pie pirmās skrūves, bet otrajā gadījumā (50 % sadzīšanas stadija) maksimālā sprieguma lokalizācija ir konstatēta uz mandibulas virsmas no iekšējās puses netālu no otrās skrūves. Šajā gadījumā liela spriegumu koncentrācija tika noteikta iekšā kaulaudos gan starp otro un trešo, gan arī starp trešo un ceturto skrūvi.

Analizējot deformācijas sadalījumu mandibulas kaulaudos, var konstatēt, ka vislielākās deformācijas vērtības atrodas

dažādās vietās. Sākotnējā sadzīšanas stadijā maksimālās deformācijas vērtības tika iegūtas tieši lūzuma vietā – pie 50 % kaulaudu sadzīšanas vislielākās deformācijas koncentrējas pie otrās skrūves. Salīdzinot maksimālās deformācijas lokalizācijas vietu ar kopējo pārvietojumu sadalījumu sākotnējā sadzīšanas stadijā (5. att.) un ievērojot deformāciju un pārvietojumu lielās vērtības, var konstatēt, ka uzmodelētais lūzumu fiksācijas veids nav pietiekoši labs kaulaudu sadzīšanas pirmajā etapā. Pirmajā etapā tāda veida lūzumus nepieciešams fiksēt ar divām plāksnēm. Tālāk pie 25 % sadzīšanas pakāpes lūzumu varētu fiksēt jau ar vienu plāksni.



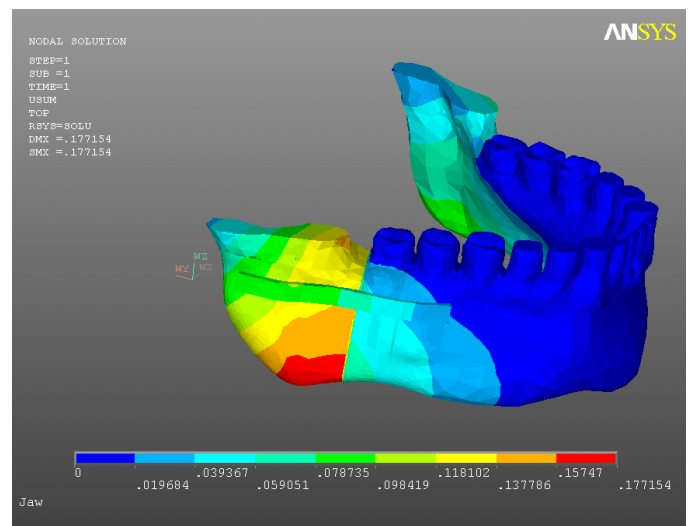
3. att. Sprieguma intensitāte mandibulas kaulaudos skrūvju piestiprināšanas vietās 0,1 % sadzīšanas stadijā pie muskuļu spēka, kas atbilst stipram sakodienam.



4. att. Sprieguma intensitāte mandibulas kaulaudos skrūvju piestiprināšanas vietās 50 % sadzīšanas stadijās pie muskuļu spēka, kas atbilst stipram sakodienam.

Viena no problēmām, kas ir saistīta ar lūzumu fiksējošām sistēmām, ir bieži novērotās komplikācijas, piemēram, skrūvju patvaļīga atslābināšanās, plāksnes pārslogošana un plāksnes lūzums. Visbiežākie komplikāciju iemesli ir kaulaudu un fiksācijas sistēmas defekti. Turklāt slodzes, kas radās košļāšanas gaitā, bieži pārslogo plāksnes un var radīt kaulu rezorbciju ap skrūvi un skrūves patvaļīgu atslābināšanos. Mūsdienās kaulaudu sagrūšanas problēma nav pilnībā izprasta. Tomēr tas ir būtisks jautājums protezēšanas lūzumu ārstēšanas nozarē. Tā kā kaulu struktūra ir ļoti sarežģīta un kaulaudu

mehāniskās īpašības ir ļoti nevienmērīgas, ir grūti noteikt sprieguma vai deformācijas ticamu kritisko vērtību, kas izraisa kaulu remodelēšanas fenomenu un sekojošo kaulaudu masas zudumu. Spiedes sprieguma vērtība 40 MPa ir raksturīga normālas fizioloģiskas aktivitātes apstākļiem un, kā secināts [16] darbā, spiedē kritiskais sprieguma līmenis kaulaudu rezorbcijai ir aptuveni 50 MPa. Savukārt [17] darbā tika ziņots, ka 25 MPa spriegums atbilst augšējai robežai kaula remodelēšanai spiedes gadījumā. Mūsu pētījumā nevienā gadījumā noteiktais sprieguma līmenis nepārsniedza kritisko līmeni 50 MPa, bet spriegums 25 MPa tika pārsniegts pie 0,1 % sadzīšanas stadijas divos gadījumos: pie slodzes, kas atbilst vidēja spēka sakodienam un stipram sakodienam. No tā var konstatēt, ka uzmodelētajā lūzuma fiksācijas sistēmā varētu notikt kaulaudu rezorbcija apkārt trešajai skrūvei un kā sekas notikt skrūves patvaļīga atslābināšanās.



5. att. Kopējais pārvietojums 0,1 % sadzīšanas stadijā pie muskuļu spēka, kas atbilst stipram sakodienam.

Vietējais sprieguma maksimums parasti neizraisa spontānu plāksnes bojājumu. Tomēr, ja ir zināms, ka pacients izpilda vairāk par tūkstoš košļāšanas kustībām nedēļā, dinamiskā deformācija veidojas sakarā ar lielo slogošanas līmeņa izmaiņu skaitu, kas var izraisīt noguruma lūzumu plāksnes noteiktā vietā, kas ir arī apstiprināts klīniskajā praksē [18, 19]. Dotajā datormulācijā konkrētā modeļa gadījumā potenciāli bīstama vieta tika konstatēta uz fiksējošās plāksnes starp otro un trešo skrūvi.

Pētījumos, kas saistīti ar kaulaudu remodelēšanu, ir svarīgi tādi parametri kā, piemēram, slogošanas lielums, frekvence un ilgums. Faktiskā sprieguma sadalījumu un tā vērtības, kas rodas lauztajā apakšžoklī, ietekmē vairāki faktori, tādi kā kaulaudu struktūra un kvalitāte, pieliktais muskuļu spēks, zobu kontaktu vietas un fiksācijas ierīces atrašanās vietas.

Sakodiena pilnības pakāpe arī jāpiemin sakarā ar ietekmi uz osteosintēzi. Gadījumos, kad pacientam ir pilnīgi visi zobi ar atbilstošu sakodiena attiecību, košļāšanas spēki ir vienmērīgi sadalīti zobu sistēmā un kritiskais spriegums varētu nebūt apakšžokļa kaulaudu vai fiksējošās ierīces iekšpusē. No otras

puses, pacientam ar visiem zobiem varētu būt arī paaugstināts sakodiena spēks, un tāpēc lūzums un plāksnes būs pakļautas lielākai slodzei.

Lūzumu fiksējošajām plāksnēm ir jābūt bioloģiski saderīgām ar žokļa kaulaudiem, bet tām arī ir jāpiemīt attiecīgām mehāniskām īpašībām. Klīniskajos pētījumos tika konstatēts, ka pavisam nav vēlams tāda situācija, ka kauls vispār nav pakļauts slodzei [18, 19]. Ir zināms, ka kaulu tulznas veidošanai kaulaudu sintēzi un kaulu saaudzēšanu kavē spriegumu un deformāciju trūkums kaulā. Slodzes trūkuma rezultātā ne tikai lauztā daļa, bet arī visa kaula struktūra kļūst osteoporoza. Fiksējošai plāksnei ir jābūt pietiekami stiprai, lai veicinātu lūzumu dzīšanu, bet ne tik stingrai, lai kavētu kaula nepieciešamo deformēšanos. Tāpēc jauna veida fiksējošām plāksnēm ir jāatbilst šādām prasībām: 1) jābūt bioloģiskai saderībai ar kaulaudiem; 2) fiksējošās plāksnes stingumam jābūt pēc iespējas tuvākam kaulaudu stingumam. Lūzuma fiksējošās plāksnes, kas tiek izgatavotas no kompozītmateriāliem, atbilst tādām prasībām, jo tās var saražot līdzīgas kaulaudu stingumam. Tādām plāksnēm ir augsta īpatnējā izturība, un tās nav toksiskas. Kompozīta materiāla plāksnes specifisko uzvedību var pielāgot gandrīz jebkurām prasībām, izvēloties piemērotas matricas un armējošus materiālus.

IV. SECINĀJUMI

1. Izstrādātais cilvēka mandibulas un tā lūzuma fiksējošās sistēmas galīgo elementu simulācijas modelis (kompaktajiem kaulaudiem lietotas ortotropa heterogēna kompozītmateriāla īpašības, uzlabots lietotais muskuļu spēku modelis, starp apakšžokli un fiksējošo sistēmu izveidota kontakta virsma saskaņā ar ortotropo berzes modeli) ļauj precīzāk izpētīt spriegumus un deformācijas, kas rodas plāksnē un kaulaudos košļāšanas laikā.
2. Skaitliskas modelēšanas gaitā noteiktās spriegumu un deformācijas vērtības dod iespēju secināt, ka pie izvēlētās fiksējošās sistēmas formas un izmēriem un pie noteiktiem slodžu režīmiem nav plāksnes vai skrūvju sagrūšanas riska plastiskas deformācijas vai noguruma dēļ. Atrastas potenciāli bīstamas vietas pie modelēšanas apstākļu izmaiņas, kur var rasties mikroplaisas un kuras var būt par plāksnes lūzuma iemeslu.
3. Aprēķinātās kaulaudu deformācijas un pārvietojumu vērtības dod iespēju secināt, ka izvēlētā sistēma nevar nodrošināt lūzuma nepieciešamo fiksāciju sākotnējā kaulaudu sadzīšanas etapā. Pamatojoties uz modelēšanas rezultātiem, konstatēts, ka tad lūzumu nepieciešams fiksēt ar divām plāksnēm.
4. Galīgo elementu modelēšanas rezultāti var būt izmantoti sejas ķirurģijā jauno fiksējošo sistēmu īpašību novērtēšanai, kā arī individuālas ģeometriskas formas miniplāksņu izstrādei. Turpmāk modeļi var attīstīt, lai ievērotu arī no laika atkarīgās materiālu īpašības.

LITERATŪRAS SARAKSTS

1. **Benzing U.R., Gall H., Weber H.** Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10, pp. 188–198.
2. **Mahler D.B., Peyton F.A.** Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent. Res.*, 1955, 34, pp. 831–838.
3. **Hellden L.B., Derand T.D.** Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *J Oral Maxillofac Implant.*, 1998, 13, pp. 190–196.
4. **Gomes de Oliveira S., Seraidarian P.I., Landre J., Oliveira D.D.** Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J. of Oral Rehabilitation*, 2006, 33, pp. 874–880.
5. **Jeon P.D., Turley P.K., Moon H.B., Ting K.** Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *J Orthod. Dentofacial Orthop.*, 1999, 115, pp.267–274.
6. **Sukhun J., Kelleway J., Helenius M.** Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J. of Biomedical Materials Research*, 2007, 10, pp. 234–246.
7. **Sukhun J., Lindqvist C., Helenius M.** Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. *J. of Biomedical Materials Research*, 2007, 10, pp. 247–256.
8. **Vollmer D., Meyer U., Joos U., Vegh A., Piffko J.** Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.*, 2000, 28, pp. 91–96.
9. **Gallas Torreira M., Fernandez J.R.** A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *J Craniomaxillofac Surg.*, 2004, 5, pp. 303–307.
10. **Kofod T., Cattaneo P.M., Dalstra M., Melsen B.** Three-dimensional finite element analysis of the mandible and temporomandibular joint during vertical ramus elongation by distraction osteogenesis. *J Craniofac Surg.*, 2005, 4, pp. 586–593.
11. **Huiskes R., Hollister S.J.** From structure to process, form to organ: Recent developments of FE analysis in orthopaedic biomechanics. *J Biomed. Eng.*, 1993, 115, pp. 520–527.
12. **Al-Sukhun J., Lindqvist C., Kontio R.** Modelling of orbital deformation using finite element analysis method. *J R Soc Interface*, 2006, 7, pp. 1742–5689.
13. **Al-Sukhun J., Lindqvist C., Kontio R.** Orbital stress analysis. Part II: Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human orbit. *J Oral Maxillofac Surg.*, 2007, 8, pp. 1134–1151.
14. **Atilgan S., Erol B., Yardimeden A., Yaman F., Ucan M.C.** A Three Dimensional Analysis of Reconstruction Plates Used in Different Mandibular Defects. *J. Biotechnol. & Biotechnol.*, 2010, 24, pp. 1893–1896.
15. **Dobelis M., Knets I., Bigestans A., Middleton J., Laizans J.** FEM Stress Analysis of Fractured Mandible. In: *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering – 4, Fifth International Symposium on Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Roma, 2001, p. 1–6.
16. **Sugiura T., Horiuchi K., Sugimura M., Tsutsumi S.** Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskel Neuron Interact*, 2000, 1(2), pp. 165–170.
17. **Watanabe F., Hata Y., Komatsu S., Ramos T. C., Fukuda H.** Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *J. Odontology*, 2003, 91, pp. 31–36.
18. **Wagner A., Krach W., Schicho K., Undt G.** A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *J. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 2002, 94, pp. 678–686.
19. **Hastings G.W.** *Biodegradable implants in fracture fixation*, London, World, Scientific, 1993, p. 19–34.

Zoja Veide, M.Sc.ing. (1996), Riga Technical University, researcher (2003-present), Institute of Biomaterials and Biomechanics, lecturer (2000-present), Riga Technical University.

Current and previous research interests are associated with investigation of mechanical properties of jaw bone tissue and also evaluation of didactic methods in engineering graphics and CAD.

Member of International Geometry and Engineering Graphics Association BALTGRAF (2002-present), e-mail: zv@neolain.lv.

Modris Dobelis, Professor (2002-present), *Dr.sc.ing.* (1992), Riga Technical University, PhD in Engineering (1985), Institute of Polymer Mechanics, dipl. eng. (1975), Riga Polytechnic Institute.

Current and previous research interests include experimental determination of mechanical properties of bone tissue (1989-1994, 1996-present), introduction of BIM and PLM concepts using contemporary Computer Aided Design methods (1996-present), Riga Technical University. E-mail: Modris.Dobelis@rtu.lv

Ivars Knets, Professor of Riga Technical University (1978-present), Ph.D. in Engineering (1965), *Dr.sc.ing.* (1977), Academician of the Latvian Academy of Science (1992), Academician of the European Academy of Sciences and Arts (2000), Member of the World Council for Biomechanics (1990-2006), Director of the Institute of Biomaterials and Biomechanics of RTU.

Research interests include determination of the biomechanical behavior of hard and soft biological tissue under different loading conditions, creation of different biomaterials used for replacement of damaged biological tissue, evaluation of the compatibility of implant materials with biological tissue.

E-mail: knets@acad.latnet.lv

Janis Laizans, *dipl. eng.* (1971), Riga Polytechnic Institute, researcher (1987-present), Institute of Biomaterials and Biomechanics, Riga Technical University. Current and previous interests include numerical simulations of mechanical properties of hard and soft biological tissue using Finite Element Method. E-mail: Janis.Laizans@csb.gov.lv

Zoja Veide, Modris Dobelis, Ivars Knets, Janis Laizans. Finite Element Analysis of the Mandible Fracture Fixation System

Miniplate osteosynthesis has become a standard treatment of mandibular fracture treatment and reconstruction in oral and maxillofacial surgery. To avoid postoperative mechanical loosening of screws caused by excessive loads, it is important to determine the nature of stress distribution in the bone surrounding the biomaterials. Numerous biomechanical studies of implantation have revealed that there is a direct correlation between high-stressed region and bone resorption. In particular, loosening of screws and bone resorption is associated with high peak stresses at the interface in the immediate postoperative stage.

To investigate the biomechanical behaviour of bone tissue in case of bone fractures in terms of load transfer and stain-stress distribution in the bone/fixation system, finite element model of the fractured mandible was developed. The mandible compact bone was modeled as an orthotropic, heterogenous, composite material, but cancellous bone – as isotropic, homogeneous material. Titanium was taken as material for fixation system. The fracture gap was modeled as a thin layer of material with varying properties during the bone healing period. The developed finite element model was loaded with multiple force vectors to simulate muscle forces over wide areas of attachment. Groups of parallel vectors simulated eight pairs of masticatory muscles (superficial and deep masseter, anterior, middle, and posterior temporalis, medial and lateral pterygoid) assumed to be directly attached to bone.

The model was evaluated taking into account the effect of bite force values and fracture healing stages. The calculated stresses and strains showed that in the fixation system with the chosen shape and dimensions there was no risk of fracture due to fatigue or plastic deformation. However high values of bone tissue strains and displacements indicated that the device used could not provide the necessary fracture fixation at the initial stage of healing. In view of finite element analysis results it was recommended to improve the fixation system by using two plates. This analysis may be useful in evaluating new plate geometry, length and diameter, as well as shape or design and material properties of the fixation plates.

Зоя Вейде, Модрис Добелис, Иварс Кнетс, Янис Лайзанс. Конечно элементное моделирование системы, фиксирующей перелом нижней челюсти

Остеосинтез при помощи мини-пластин является стандартным методом лечения переломов мандибулы в челюстно-лицевой хирургии. Чтобы предотвратить послеоперационное механическое ослабление шурупов, вызванное чрезмерной нагрузкой, важно определить распределение напряжения в костной ткани окружающей биоматериал. Многочисленные исследования, связанные с имплантацией, выявили, что существует прямая связь между местами с повышенным уровнем напряжения и резорбцией костной ткани. В частности, ослабление шурупов, вызванное резорбцией костной ткани, связано с повышенным уровнем напряжения около шурупов непосредственно после операции.

Для исследования биомеханического поведения костной ткани в случае перелома кости относительно передачи нагрузки и распределения напряжения и деформации в кости и фиксирующей системе была разработана конечно элементная модель перелома нижней челюсти. Компактная костная ткань моделировалась как ортотропный гетерогенный композитный материал, трабекулярная кость – как изотропный материал. Материалом фиксирующей системы был выбран титан. Перелом был смоделирован при помощи тонкого слоя со свойствами, изменяющимися в процессе срастания кости. Чтобы симулировать мышечные усилия на широкой площади, модель была нагружена силовыми векторами, распределенными по площади. Группы параллельных векторов имитировали восемь пар жевательных мышц, которые, как предполагалось, были напрямую прикреплены к кости.

Модель была оценена с учетом влияния величины силы укуса и стадии срастания перелома. Расчитанные напряжения и деформации показали, что в данной фиксирующей системе не существует опасности разрушения из-за усталости или пластической деформации. Однако высокие величины деформаций и перемещений костной ткани свидетельствуют о том, что используемая система не обеспечивает необходимую фиксацию перелома на начальной стадии срастания. На основании результатов конечноэлементного анализа было рекомендовано улучшить фиксирующую систему путем использования двух пластин. Данный анализ может быть использован для оценки формы и геометрии, а так же свойств материала новых фиксирующих пластин.