

UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE
„CAROL DAVILA”, BUCUREȘTI
ȘCOALA DOCTORALĂ
DOMENIUL MEDICINĂ DENTARĂ

*STUDIU ASUPRA PLĂCILOR PRIMARE DE
RECONSTRUCȚIE ÎN OSTEOSINTEZA
MANDIBULARĂ*

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

Conducător de doctorat:

PROF. UNIV. DR. BUCUR ALEXANDRU

Student-doctorand:
TARHON RADU CANTEMIR

2018

Cuprins

Cuprinsul tezei de doctorat.	pagina 1
Lista lucrarilor stiintifice publicate	pagina 4
Lista abrevierilor utilizate	pagina 4
Introducere	pagina 5
1. Studiu asupra comportamentului biomecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate fără a asocia grefe de os în plastia reconstructivă post rezecție segmentară de mică amploare a corpului mandibular (clasa B Urken)	pagina 8
1.1 Introducere	pagina 8
1.2 Material și metodă	pagina 8
1.3 Rezultate	pagina 10
1.4 Discuții	pagina 12
1.5 Concluzii	pagina 13
2. Studiu asupra comportamentului bio-mecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate în plastia reconstructivă a defectelor de mare amploare post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare (clasa B+R Urken) – analiză prin metoda elementelor finite	pagina 14
2.1 Introducere	pagina 14
2.2 Material și metodă	pagina 15
2.3 Rezultate	pagina 18
2.4 Discuții	pagina 21

2.5 Concluzii	pagina 21
3. Studiu F.E.A. asupra oboselii materialului si duratei de viață a plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate în reabilitarea post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare	pagina 23
3.1 Introducere	pagina 23
3.2 Material și metodă	pagina 24
3.3 Rezultate	pagina 27
3.4 Discuții	pagina 28
3.5 Concluzii	pagina 28
4. Studiu privind efectul poziționării chingii pterigo-maseterine asupra comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare	pagina 29
4.1 Introducere	pagina 29
4.2 Material și metodă	pagina 30
4.3 Rezultate	pagina 32
4.4 Discuții	pagina 34
4.5 Concluzii	pagina 36
5. Contribuții personale	pagina 37
6. Concluzii	pagina 38
Bibliografie selectiva	pagina 40

Cuprinsul tezei de doctorat

Introducere	pagina 6
I. Partea generală	
1.Importanța și rolul plăcii primare de reconstrucție mandibulară	pagina 9
1.1. Argumente privind refacerea primară a continuității mandibulei	pagina 9
1.2. Clasificarea defectelor mandibulare cu întreruperea continuității osoase	pagina 12
1.3. Musculatura masticatorie – noțiuni de biomecanică	pagina 19
1.4. Istoricul reconstrucției mandibulei	pagina 23
1.5. Mijloace actuale de reconstrucție a mandibulei.....	pagina 25
2. Placa primară de reconstrucție mandibulară din aliaj de titan (Ti-6Al-4V) - caracteristici.....	pagina 33
3. Utilizarea plăcii primare de reconstrucție mandibulară reflectată în studiile publicate în literatura de specialitate	pagina 41
3.1 Rezultate favorabile ale utilizării plăcii primare de reconstrucție mandibulară oglindite în literatura de specialitate	pagina 41
3.2 Probleme legate de folosirea plăcii primare de reconstrucție mandibulară, așa cum rezultă din literatura de specialitate	pagina 43

II. Contribuții personale

4. Studiu asupra comportamentului biomecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate fără a asocia grefe de os în plastia reconstructivă post rezecție segmentară de mică amploare a corpului mandibular (clasa B Urken)	pagina 49
4.1 Introducere	pagina 49
4.2 Material și metodă	pagina 59
4.3 Rezultate	pagina 64
4.4 Discuții	pagina 71
4.5 Concluzii	pagina 74
5. Studiu asupra comportamentului bio-mecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate în plastia reconstructivă a defectelor de mare amploare post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare (clasa B+R Urken) – analiză prin metoda elementelor finite	pagina 75
5.1 Introducere	pagina 75
5.2 Material și metodă	pagina 87
5.3 Rezultate	pagina 83
5.4 Discuții	pagina 88
5.5 Concluzii	pagina 91
6. Studiu F.E.A. asupra oboselii materialului și duratei de viață a plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate în reabilitarea post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare	pagina 92
6.1 Introducere	pagina 92
6.2 Material și metodă	pagina 96
6.3 Rezultate	pagina 101
6.4 Discuții	pagina 104

6.5 Concluzii	pagina 107
7. Studiu privind efectul poziționării chingii pterigo-maseterine asupra comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare	pagina 109
7.1 Introducere	pagina 109
7.2 Material și metodă	pagina 115
7.3 Rezultate	pagina 122
7.4 Discuții	pagina 128
7.5 Concluzii	pagina 131
8. Contribuții personale	pagina 132
9. Concluzii	pagina 134
Bibliografie	pagina 136
Anexe	pagina 151

Lucrări științifice publicate

Tarhon R.C., Vlăsceanu D., Bucur M.B., Dincă O., Vădan C., Bucur A. – *F.E.M. study on the biomechanical behaviour of the mandibular reconstruction plates*, *Medicine in Evolution* Volume XXIII, No. 2, 2017, ISSN 2065-376X, pag.232-236, medicineinevolution.umft.ro

Tarhon R.C., Stamin S., Dincă O., Bucur M.B., Vădan C., Bucur A. - *Biomechanical behaviour of the primary reconstruction plates post mandible hemiresection – a finite elements analysis*, *Medicine in Evolution* Volume XXIII, No. 4, 2017, ISSN 2065-376X, pag.507-511, medicineinevolution.umft.ro

Lista abrevierilor utilizate:

Al	aluminiu
C.A.D./C.A.M.	computer-aided design/computer-aided manufacturing.
F.E.A.	analiza elementelor finite
M.E.F.	metoda elementelor finite
MPa	mega pascali
Ti	titan
V	vanadiu

Introducere

Placa primară de reconstrucție mandibulară reprezintă, la ora actuală, modalitatea de elecție folosită în refacerea continuității mandibulei în contextul rezecției segmentare sau, mai rar, post traumatic. Folosită împreună cu, sau fără a asocia grefa osoasă, placa primară de reconstrucție mandibulară capătă un rol pivotant în refacerea continuității mandibulei, trebuind să răspundă la o serie de deziderate pe care le vom analiza în capitolele care urmează.

Ne vom ralia viziunii exprimate de Paul și colaboratorii, conform cărora "reconstrucția defectelor mandibulare după traumatisme sau rezecții impuse de tumori este una dintre cele mai dificile probleme cu care se confruntă chirurgul oro-maxilofacial" [1]. De asemenea, Genden observă că "defectele oromandibulare ce rezultă prin traumă, congenital sau după extirparea tumorilor au adesea impact atât asupra formei cât și funcției" [2], aspect care îi determină pe Moghaddam și colaboratorii să considere că scopul reconstrucției mandibulei este acela "de a restaura aspectul normal, masticția, vorbirea, deglutiția și respirația" [3].

Gutwald, analizând aspecte legate de reconstrucția mandibulară, consideră că "tumorile mandibulare necesită adesea rezecția mandibulei și se asociază cu morbiditate și dificultăți în procesele de masticție și vorbire" [4]. "Plăcile de reconstrucție mandibulară refac continuitatea și îmbunătățesc calitatea vieții prin restaurarea funcției masticatorii și menținerea esteticii faciale" [4]. La afirmațiile de mai sus, trebuie să adăugăm aserțiunea lui Genden conform căreia, în practică, se poate întâlni o plajă largă de situații privind amploarea defectului, variind de la defecte mici, localizate strict la nivelul osului, până la afectare complexă, cu însemnate pierderi tisulare atât la nivelul mandibulei cât și la nivelul limbii, planșeului oral, etc. [2]. Evident, acești factori care trebuiesc luați în seama atunci când se planifică modalitatea de plastic reconstructivă, având astfel o imagine asupra problemelor la care trebuie să răspundă placa primară de reconstrucție mandibulară.

Paul și colaboratorii evaluează rezultatele plastiei reconstructive mandibulare cu placa primară de reconstrucție din aliaj de titan (Ti-6Al-4V). Rezecția segmentară a mandibulei conduce, în opinia autorilor menționați, la "colaps și instabilitatea segmentelor restante, cu pierderea conturului facial normal și a funcțiilor orale" [1]. Aceste considerente converg spre concluzia necesității realizării plastiei reconstructive, pentru a corecta masticția, vorbirea și

estetica facială [1]. Prin prisma celor de mai sus, Paul și colaboratorii definesc ca scopuri ale plastiei reconstructive mandibulare "restaurarea esteticii faciale și a funcționalității, ceea ce implica refacerea continuității mandibulei și reinserarea musculaturii, astfel încât pacientul să atingă o calitate a vieții rezonabilă, cu reabilitarea precoce a funcțiilor orale" [1].

O alta problemă este ridicată de către Azuma și colaboratorii, care insistă asupra deformărilor faciale apărute la pacienți în urma rezecției segmentare a mandibulei. Reconstrucția mandibulei este, în viziunea autorilor menționați, "o problema comună dar dificilă", care are drept consecință o "modificare a conturului mandibular". Conformația complexă tridimensională a mandibulei este, în opinia exprimată de Azuma și colaboratorii, dificil de reconstruit. De asemenea, ei apreciază că "orice aberație în alinierea structurală a mandibulei poate conduce la perturbări funcționale datorate malocluziei" [5]. Pereira și colaboratorii insistă la rândul lor, într-un articol privind noi mijloace de reconstrucție a mandibulei asupra importanței obținerii unei "forme tridimensionale perfecte și a simetriei arcului mandibular" [6].

Iată, așadar, o serie de dificultăți care trebuie surmontate în cadrul plastiei reconstructive mandibulare prin folosirea plăcii primare de reconstrucție din aliaj de titan (Ti-6Al-4V), văzută ca element capabil să ofere cadrul realizării unei reabilitări optime. Criteriile de succes ale metodei nu vor viza doar refacerea continuității mandibulei și lipsa dehiscentelor ei, așa cum arată Paul și colaboratorii, trebuie analizate rigiditatea fixării plăcii și acoperirea acesteia cu țesuturi moi bine vascularizate și cu volum adecvat; în plus, conturul reconstrucției trebuie să mimeze conturul și volumul inițial al osului rezecat [1].

Un alt aspect care ridică încă controverse îl reprezintă modul de preluare a solicitărilor mecanice de către placa primară de reconstrucție mandibulară. În cazul plastiei reconstructive a mandibulei care folosește doar placa primară de reconstrucție, forțele care se descarcă la nivelul mandibulei sunt preluate în întregime de către placă, situație în care vorbim despre un regim de tip „load bearing” [2,7]. În antiteză se situează conceptul de „load sharing” care se referă la preluarea forțelor atât de către placa de reconstrucție cât și de către grefa osoasă [7].

Prezenta lucrare propune o analiză prin metoda elementelor finite asupra comportamentului bio-mecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară. O atenție deosebită am acordat-o diferențelor induse prin asocierea sau nu a grefei osoase în cadrul plastiei reconstructive, precum și modalității de refacere a chingii pterigo-maseterine. De

asemenea, studiul realizat ia în calcul limitările impuse de rezistența la oboseală a materialului. Pentru realizarea dezideratului enunțat, am utilizat analiza prin metoda elementelor finite (F.E.A.). Tradițional considerată ca fiind o ramură a mecanicii solidelor, metoda elementelor finite (M.E.F.) este privită, la ora actuală, ca o metoda larg utilizată în domeniul ingineriei, care se bazează pe realizarea unui model matematic care este capabil să rezolve ecuații complexe echivalând mediul continuu printr-un model de calcul discret. Pascariu observă că, “prin maxima generalizare a formulărilor fundamentale”, metoda elementelor finite (M.E.F.) a devenit “una dintre cele mai eficiente căi de cercetare și soluționare optimizată a multor și variate probleme practice dintre cele mai complexe pentru care nu există soluții convenționale sau, dacă există, acestea sunt deosebit de laborioase” [8], opinie susținută de Faur și colaboratorii [9].

Studiile personale incluse în prezenta lucrare au fost realizate cu ajutorul domnului Conferențiar Dr. Ing. Daniel Vlăsceanu de la Catedra de Rezistența Materialelor a Universității Politehnice București și al domnului inginer Ștefan Ștamin, cărora le mulțumesc pentru aportul avut în realizarea aparatului fizico-matematic.

În mod deosebit, gândurile mele de recunoștință se îndreaptă spre Domnul Profesor Universitar Doctor Alexandru Bucur pentru bunăvoința și răbdarea cu care mi-a călăuzit pașii atât pe calea chirurgiei oro-maxilo-faciale cât și pe tărâmul cercetării științifice.

1. Studiu asupra comportamentului biomecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate fără a asocia grefe de os în plastia reconstructivă post rezecție segmentară de mică amploare a corpului mandibular (clasa B Urken)

Introducere

Rezecția segmentară a corpului mandibular se adresează unui fragment de lungime variabilă, existând o corelație strânsă între amploarea întinderii rezecției și necesitatea de a asigura margini osoase libere [7]. Prin apariția defectului segmentar, cu pierderea continuității osoase în regiunea laterală a corpului mandibular apar o serie de probleme care impiedică asupra funcționalității mandibulei. Prezenta direcție de cercetare își propune investigarea comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară utilizată în plastia reconstructivă a defectelor de mică întindere, clasa B Urken [10].

Material și metodă

Pentru realizarea modelului de studiu al mandibulei, au fost utilizate imagini obținute cu ajutorul tomografiei computerizate. Prin importarea acestora în programul de reconstrucție tridimensională 3D MIMICS (realizat de Materialise, Belgia) a fost realizat modelul tridimensional al structurii de studiat. Aceștia i-au fost alocate coordonatele sistemului spațial XYZ. Originea sistemului de axe a fost aleasă în așa fel încât să se plaseze pe linia mediană, la mijlocul distanței dintre cei doi condili mandibulari. Pentru realizarea modelului numeric și implicit efectuarea simulării numerice, după importul modelului geometric, au fost parcurse mai multe etape.

Atribuirea materialelor: pentru mandibulă și pentru placa de reconstrucție din aliaj de Ti având proprietățile specificate în tabelul 1.1. Atât osul, cât și placa de primară de reconstrucție și șuruburile au fost considerate izotrope, fapt ce admite folosirea ipotezelor simplificatoare în cadrul M.E.F. (ipoteza Bernoulli, ipoteza lui Kirchoff, teoremele deplasării unitate și a forței unitate - metoda Mohr-Maxwell, etc.).

Tabel 1.1: Caracteristicile alocate materialelor

Material	Modul de elasticitate longitudinal (Young modulus) E, MPa	Coefficient de contracție transversală, ν (Poisson ratio)
Os	12000	0.33
Aliaj de titan	105600	0.34

Discretizarea structurii este demersul esențial care trebuie întreprins atunci când se elaborează un model cu elemente finite și reprezintă trecerea de la un mediu continuu (mediul fizic al materialului din care este realizată structura), la un model convențional - geometric, care se pretează analizei cu elemente finite (F.E.A.). Pentru obținerea acestuia, se realizează acoperirea structurii cu o rețea de linii și suprafețe. La intersecțiile acestora se plasează nodurile modelului. Acest ansamblu este „rețeaua de discretizare”. Este important de subliniat faptul ca analiza prin metoda elementelor finite se adresează acestui model numeric obținut și nu obiectului în sine.

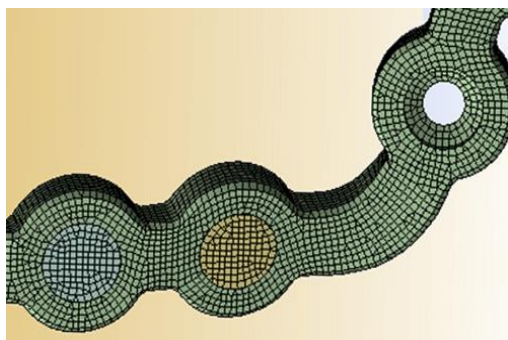


Figura 1.1: Detaliu al modelului solid cu meșă cu elemente de 0,5 mm. Dimensiunile reduse alese pentru elementele finite asigură o cât mai bună aproximare a soluției obținute cu cea exactă.

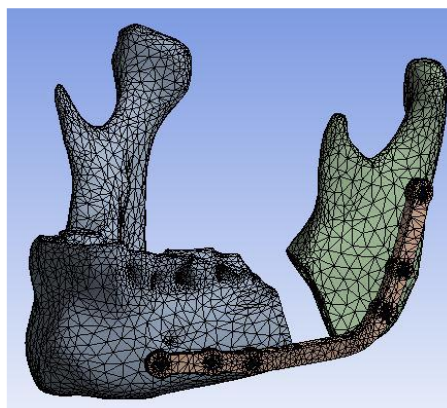


Figura 1.2: Modelul discretizat obținut

Condițiile de încărcare și rezemare care au fost utilizate au scop simularea cazului real de funcționare al ansamblului mandibulă-plăcută. Astfel au fost aplicate forțe ocluzale, după cum urmează:

- In cazul I a fost analizată mișcarea de incizie a alimentelor și s-a aplicat o forță de 110 N pentru regiunea incisivă (fig.1.3).

- În cazul al II-lea a fost analizată mișcarea de triturare a alimentelor prin aplicarea unei forțe de 300 N la nivelul molarilor de partea opusă rezecției segmentare a corpului mandibular (fig.1.4).

Pentru a simula situația reală, în ambele cazuri s-a impus o deplasare a mișcării condililor de 2 mm.

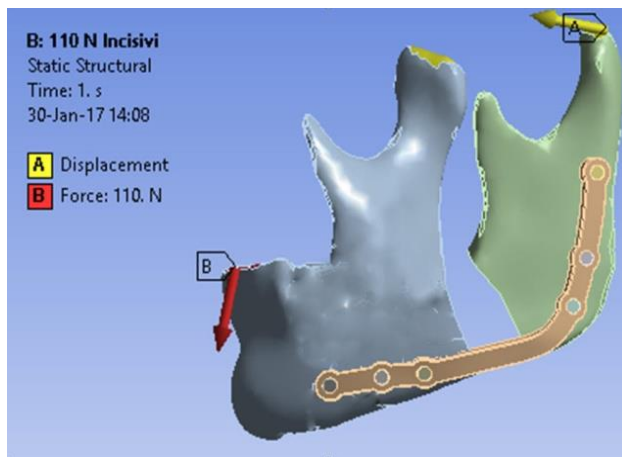


Figura 1.3: Modul de încărcare și blocare în cazul I, reprezentând vectorul forței aplicată în regiunea incisivă în punctul B

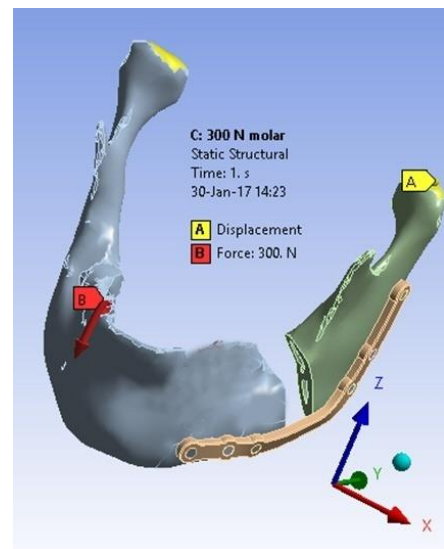


Figura 1.4: modul de încărcare și blocare în cazul II reprezentând vectorul forței aplicată în regiunea premolar-molar controlaterală în punctul B.

4.1 Rezultate:

Analiza numerică are ca scop determinarea stării de tensiune și de deformare atât în cele două componente (mandibula și plăcuță) cât și la interfața dintre acestea.

Figurile de mai jos prezintă rezultatele obținute în cazul I analizat, din punctul de vedere al deplasărilor înregistrate pe modelul analizat.

Se observă un maxim al deplasării totale (echivalente) pe modelul analizat în cazul I (care simulează mișcarea de incizie a alimentelor) la nivelul regiunii mentoniere. Valoarea deplasării totale (echivalente) scade, conform datelor prezentate, la nivelul corpului mandibular și atinge valoarea minimă la nivelul unghiului mandibular. Se observă valori scăzute ale deplasării totale (echivalente) înregistrate în placa și la nivelul interfeței placă-os.

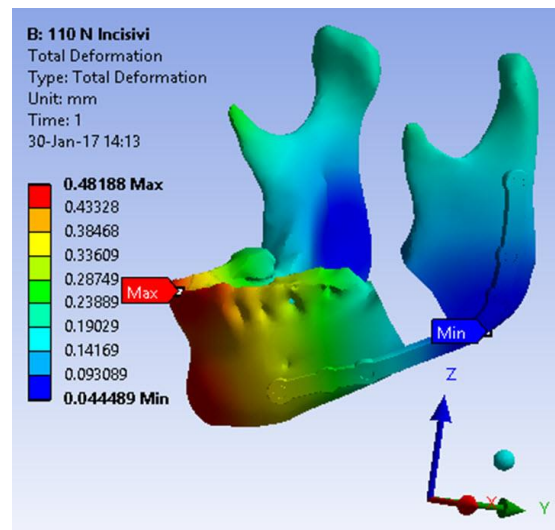


Figura 1.5: Variația deplasării totale (echivalente) în cazul I înregistrează valori reduse la nivelul plăcii și la interfața placă-os; la nivelul plăcii valorile se situează în domeniul elastic de deformare al materialului

Figura 1.6 prezintă rezultatele obținute în cazul II analizat (care simulează mișcarea de triturare a alimentelor prin aplicarea unei forțe de 300 N la nivelul molarilor controlaterali) din punctul de vedere al deplasărilor înregistrate pe modelul analizat.

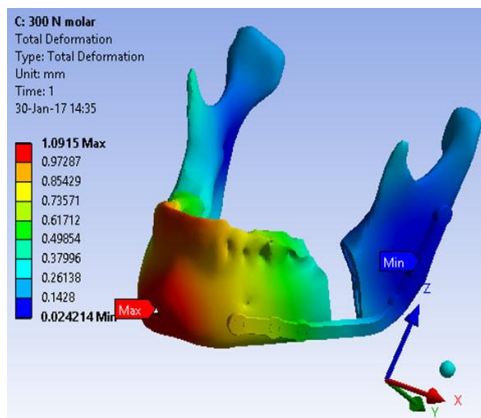


Figura 1.6: Variația deplasării totale (echivalente) în cazul II arată valori scăzute atât la nivelul plăcii cât și la interfața placă-os

ansamblul este stabil.

Se constată, prin analiza datelor prezentate, că atât în cazul I, în care a fost simulată mișcarea de incizie a alimentelor prin aplicarea unei forțe de 110 N în regiunea incisivă, cât și în cazul al doilea în care a fost simulată mișcarea de triturare a alimentelor prin aplicarea unei forțe de 300 N în regiunea molară controlaterală, deplasarea maximă se înregistrează în zona frontală a mandibulei (ceea ce era de așteptat) iar la interfața mandibulă-plăcută deplasările sunt foarte mici ca valori, ceea ce conduce la concluzia că

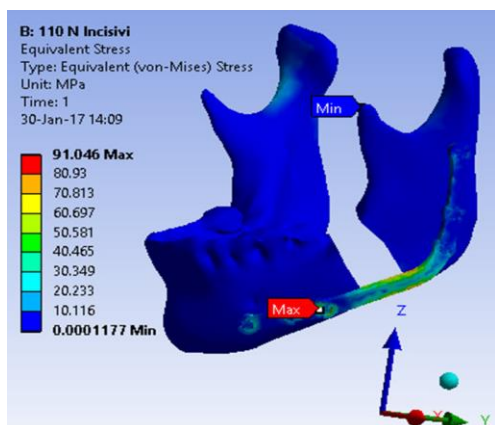


Figura 1.7: Variația tensiunii echivalente în cazul I, care simulează incizia alimentelor; se observă valorile reduse înregistrate, semn că placa primară de reconstrucție lucrează în domeniul elastic de deformare.

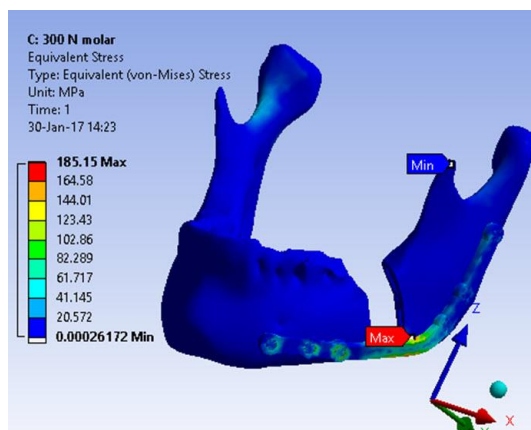


Figura 1.8: Variația tensiunii echivalente în cazul II care simulează triturarea alimentelor; se observă valorile reduse înregistrate, semn că placa primară de reconstrucție lucrează în domeniul elastic de deformare.

Pentru a pune în evidența starea de tensiune ce se dezvoltă în ansamblul mandibulă-placă atât în cele două componente (mandibulă și placă) cât și la interfața dintre acestea în figurile următoare se prezintă variațiile tensiunii echivalente (calculate conform criteriului von Mises) pentru cele două cazuri analizate.

În urma analizei asupra stării de tensiune efectuată, se constată că starea de tensiune maximă apare în componenta metalică (plăcuță de reconstrucție) și în zona șuruburilor de fixare concluzionând că procesul de osteointegrare se va produce în parametri normali, conducând la stabilizarea plăcuței de reconstrucție.

De asemenea, se observă că în cazul I (mișcarea de incizie a alimentelor) valorile tensiunilor sunt mai mici în comparație cu valorile obținute în cazul al doilea (triturarea alimentelor). În ambele cazuri valorile tensiunilor arată faptul că materialul din care este confecționată placa de reconstrucție lucrează în domeniul elastic de deformare (nu își modifică forma), limita de curgere pentru aliajul de Ti fiind în jur de 400 MPa. [11].

4.4 Discuții:

Analiza F.E.A. efectuată a arătat un bun comportament biomecanic atât al plăcii cât și al complexului placă-os. Valorile maxime ale tensiunii echivalente s-au înregistrat atât în cazul inciziei alimentelor cât și al triturării acestora la nivelul marginilor superioare și inferioare ale plăcii, în apropierea unghiului mandibulei, fapt ce indică aceasta zonă ca loc

predispus la fractura plăcii. Pe de altă parte, trebuie să observăm că valorile tensiunii echivalente determinate la nivelul plăcii sunt mici (91,046 Mpa, respectiv 185,15 Mpa), situându-se sub limita de curgere pentru aliajul de titan (aproximativ 400 MPa), ceea ce arată faptul că materialul din care este confecționată placa de reconstrucție lucrează în domeniul elastic de deformare.

Analiza efectuată relevă o distribuție convenabilă a variației deplasării echivalente în ambele cazuri analizate, cu plasarea valorilor maxime la distanță de interfața placă-os și în regiunea șuruburilor. Singurul șurub care trebuie să se opună unor deplasări mai importante este, în ambele cazuri, șurubul situat cel mai anterior, în apropierea mentonului, ceea ce ne îndreptățește să considerăm importanța monitorizării imagistice a modificărilor care pot să apară la nivelul său, ca semnal de alarmă precoce privind riscul de instabilitate a plăcii. Valorile reduse ale deplasărilor înregistrate în cadrul analizei prin metoda elementelor finite la interfața placă-os arată, însă, o bună stabilitate a acesteia.

1.5 Concluzii:

1. Plăcile primare de reconstrucție mandibulară prezintă un comportament biomecanic favorabil, premiză a folosirii lor în plastia reconstructivă mandibulară.
2. Fixarea plăcii primare de reconstrucție mandibulară la nivelul bonturilor osoase cu șuruburi este o metodă stabilă, fapt obiectivat prin deplasările minime la interfața placă-os în cadrul analizei F.E.A.
3. Urmărirea imagistică a pacienților care au beneficiat de plastie reconstructivă post rezecție segmentară laterală de mandibulă trebuie să se axeze pe modificările apărute la nivelul șurubului de fixare situat cel mai anterior, în apropierea mentonului, ca semnal de alarmă privind riscul de instabilitate a plăcii, cu desprinderea acesteia de os.
4. Deși prezintă numeroși concentratori de tensiune, răspunsul mecanic al plăcii primare de reconstrucție este bun și nu necesită modificări de design al plăcii.
5. Rezultatele obținute în cadrul analizei F.E.A. se corelează cu datele clinice din literatura de specialitate.

2. Studiu asupra comportamentului bio-mecanic al plăcilor primare reconstrucție mandibulară utilizate în plastia reconstructivă a defectelor de mare amploare post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare (clasa B+R Urken) – analiză prin metoda elementelor finite

2. 1 Introducere

Prezenta direcție de cercetare își propune investigarea comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară utilizată în plastia reconstructivă a defectelor de mare întindere post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare, clasa B+R Urken [10].

Deși majoritatea studiilor prezentate în cadrul literaturii de specialitate raportează o rată rezonabilă de succes legată de utilizarea plăcilor primare de reconstrucție mandibulară cu sau fără grefa osoasă, există însă o serie de date contradictorii privind avantajele și dezavantajele acestei metode [1-5, 12-14]. Mai mult, majoritatea autorilor privesc folosirea plăcii primare de reconstrucție mandibulară fără a asocia o grefă osoasă drept o metodă provizorie de refacere a continuității mandibulare [4], deși există și studii clinice care atestă validitatea metodei pe termen lung [1]. De asemenea, se impune o analiză comparativă a funcționării plăcii primare de reconstrucție mandibulară în regim “load bearing” versus regim “load sharing”. Conceptul de “load bearing” se referă la preluarea integrală de către placa primară de reconstrucție a solicitărilor mecanice, situație întâlnită în cazul plastiei reconstructive mandibulare care nu asociază grefa osoasă. În antiteză se situează conceptul de “load sharing” care implică preluarea solicitărilor mecanice atât de către placa primară de reconstrucție cât și de către os, evident în situația plastiei reconstructive care asociază grefă osoasă. Trebuie menționat faptul că și în această situație, preluarea solicitărilor mecanice de către grefa osoasă se face treptat, pe măsura integrării acesteia, în primele luni post operator solicitările fiind preluate tot de către placa primară de reconstrucție.

Considerentele expuse justifică investigarea comportamentului biomecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară și al binomului placa-os în situațiile menționate.

2.2 Material și metodă:

Pentru realizarea studiului am utilizat analiza prin metoda elementelor finite, parcurgând aceleași etape descrise în cadrul primei direcții de cercetare a prezentei lucrări, dar adaptate la cazul de studiat. Cu ajutorul tomografiei computerizate, am obținut o bază de date cu imagini care au vizat de această dată hemirezecția de mandibulă fără dezarticulare. Ulterior, cu ajutorul programului de reconstrucție 3D MIMICS (Materialise, Belgia) am realizat modelul geometric tridimensional al structurii de studiat, căruia i s-au alocat, de asemenea, coordonatele sistemului spațial XYZ. Au fost atribuite proprietățile materialelor, în vederea efectuării simulării numerice. Ca și în cazul precedent, atât osul, cât și placa de primară de reconstrucție și șuruburile au fost considerate izotrope, fapt ce admite folosirea ipotezelor simplificatoare în cadrul M.E.F. (ipoteza Bernoulli, ipoteza lui Kirchoff, teoremele deplasării unitate și a forței unitate - metoda Mohr-Maxwell, etc.).

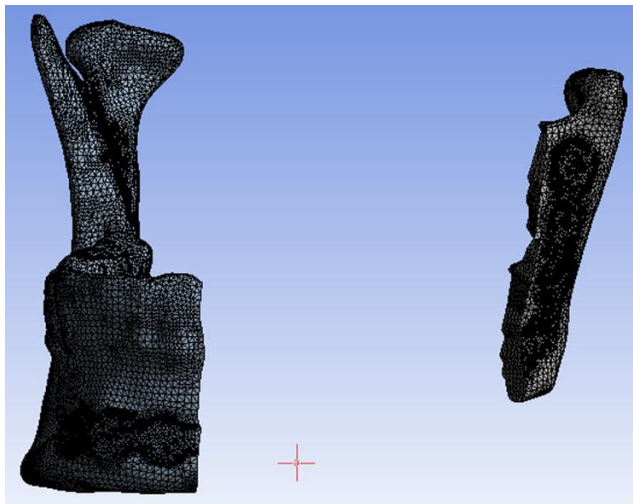


Figura 2.1: Model solid al bonturilor osoase meșat cu elemente de 0.9 mm. Prin alegerea unui meșaj fin se reduc aproximările aferente M.E.F. astfel încât rezultatul obținut se apropie de cel real.

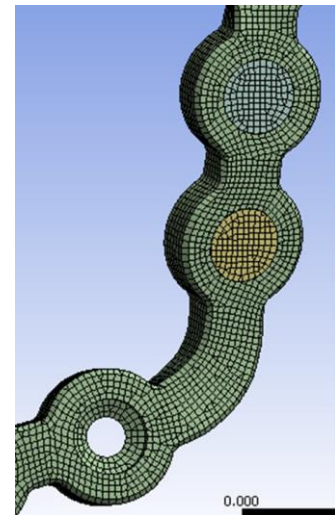


Figura 2.2: Șuruburile modelate solid cu elemente de 0.5 mm.

În acest caz, pentru modelul solid de la nivelul osului, s-a realizat un meșaj cu elemente de 0,9 mm.; pentru placa primară de reconstrucție a fost realizat meșajul cu elemente de 0,5 mm., la fel procedându-se și în cazul șuruburilor de fixare a plăcii. Se observă meșajul mai fin creat la nivelul plăcii primare de reconstrucție și al șuruburilor de fixare (elemente de 0,5 mm.) față de bonturile osoase (elemente de 0,9 mm.), reducându-se astfel, în zonele sensibile pentru analiza efectuată, aproximările induse de către metoda elementelor finite, astfel încât

rezultatul obținut să se apropie cât mai mult de cel real. Numărul de noduri și de elemente folosite în realizarea modelului de analizat este prezentat în tabelul 2.1.

Tabel 2.1: Numărul de noduri și de elemente utilizate în discretizarea modelului		
Componenta	Număr de noduri utilizat	Număr de elemente utilizat
Mandibulă	17452	19700
Șuruburi	61633	18564
Placă	184952	55467

Condițiile de încărcare și sprijin care au fost utilizate au ca scop simularea cazului real de funcționare al ansamblului mandibulă-placă. Pentru cazurile analizate s-a impus o deplasare a mișcării condililor de 2 mm. Au fost aplicate forțele corespunzătoare musculaturii ridicătoare a mandibulei (Fig.2.3 și 2.4). Analiza numerică prin metoda elementelor finite (F.E.A.) a urmărit apariția tensiunilor și deformărilor la nivelul plăcii primare de reconstrucție mandibulară, șuruburilor de fixare ale acesteia, osului precum și la interfețele acestora.

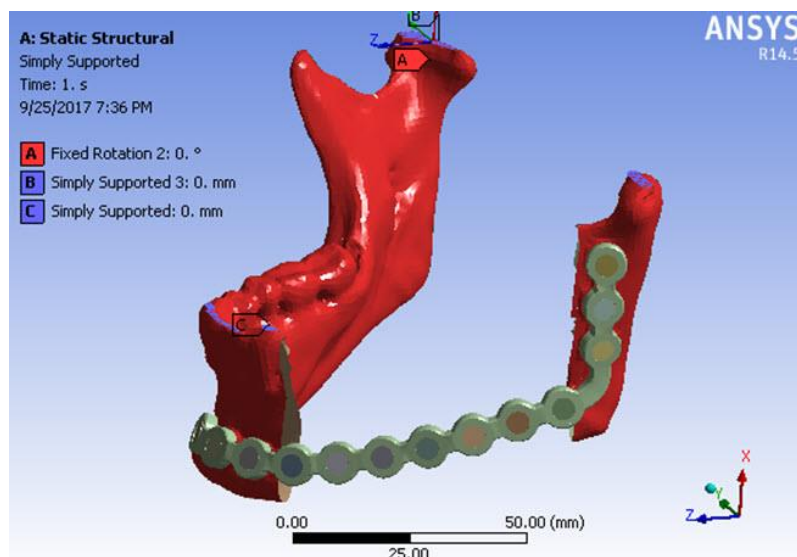


Fig2.3: Condițiile impuse pentru mișcarea de incizie a alimentelor. Se observă punctul de sprijin la nivelul regiunii incisive (C). Se acceptă o deplasare a condililor de 2 mm.(A)

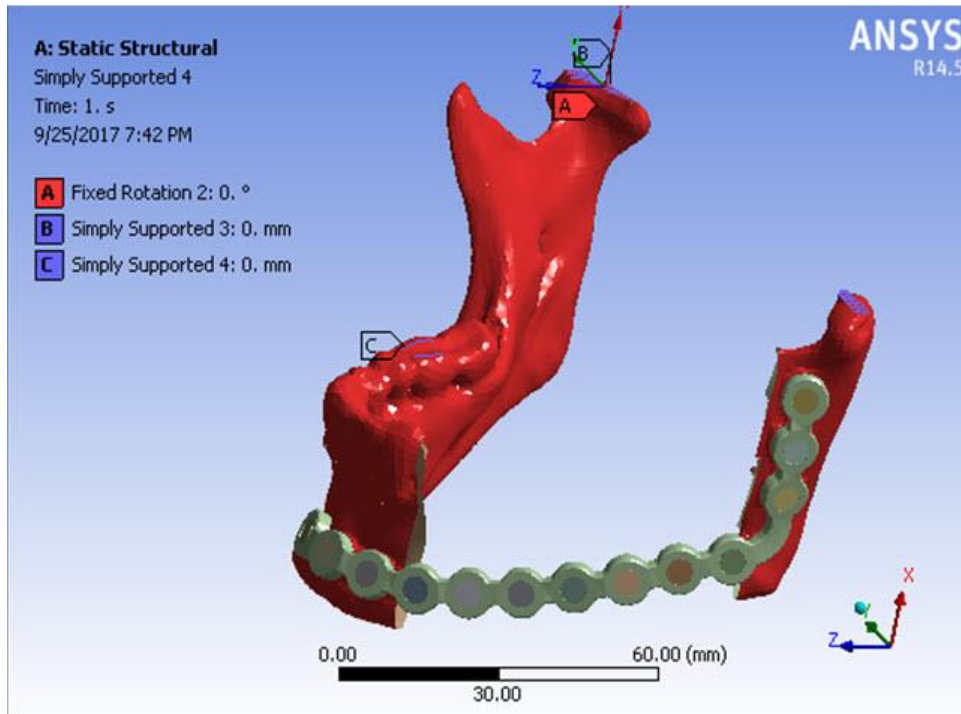


Fig. 2.4: Condițiile impuse pentru mișcarea de triturare a alimentelor Se observă punctul de sprijin la nivelul regiunii molare controlaterale (C). Se acceptă o deplasare a condililor de 2 mm.(A)

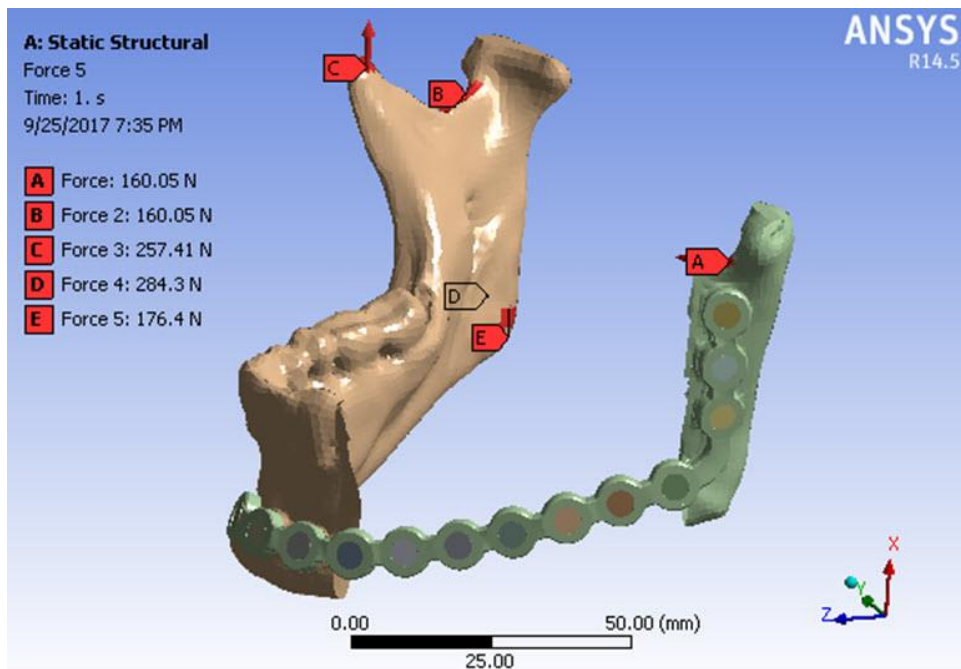


Figura 2.5: Forțele musculare aplicate pe model. Se observă vectorii forțelor aplicate de către mușchii pterigoidian lateral (A,B), temporal (C), maseter (D) și pterigoidian medial (E).

Analizele efectuate până în acest punct au vizat comportamentul bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară, osului și șuruburilor de fixare atunci când placa este utilizată în regim “load bearing”. Practic, aceasta preia singură solicitările funcționale apărute. Un ultim pas a fost reprezentat de adăugarea pe model a corpului geometric corespunzător unei grefe de os, în vederea investigării comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară și al binomului os-placă în regim “load sharing” și compararea rezultatelor cu comportamentul acestora în regim “load bearing”. Acestui model i-au fost aplicate forțe corespunzând acțiunilor musculare, ca și în cazurile precedente. De asemenea, s-a impus o deplasare a mișcării condililor de 2 mm., în scopul se a simula situațiile reale întâlnite.

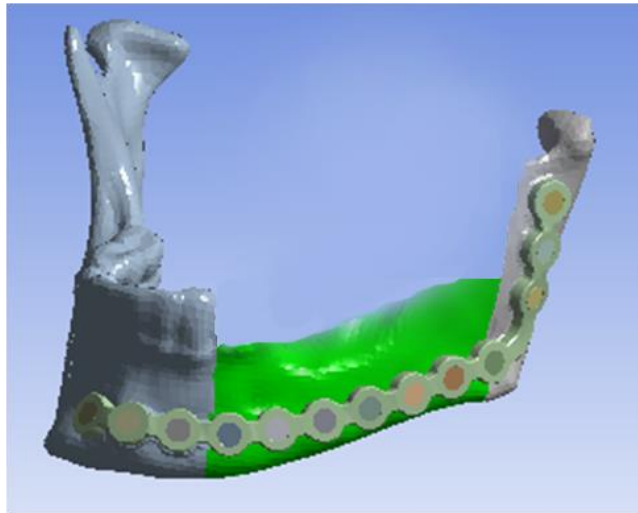


Figura 2.6: Modelul corespunzător situației cu grefă osoasă

2.3 Rezultate

Figurile 2.7 și 2.8 prezintă rezultatele obținute în urma efectuării F.E.A. pentru mișcarea de incizie a alimentelor când placa primară de reconstrucție mandibulară este utilizată în regim “load bearing” (toate solicitările sunt preluate de către placă).

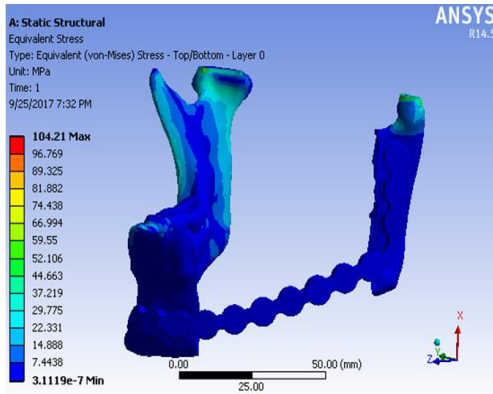


Figura 2.7: Variația tensiunii echivalente (calculată conform criteriilor von Mises) pentru mișcarea de incizie a alimentelor; se observă valorile reduse ale tensiunii echivalente înregistrate la nivelul plăcii primare de reconstrucție mandibulară (materialul lucrează în domeniul de deformare elastică).

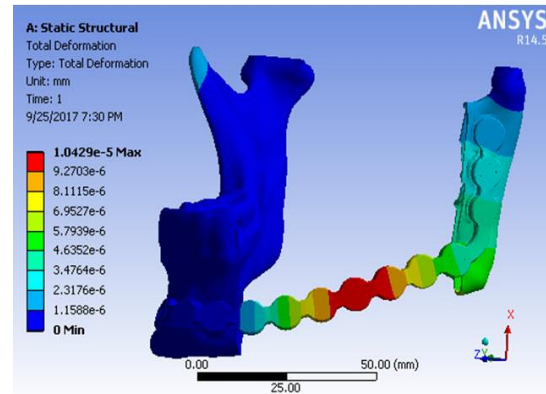


Figura 2.8: Variația deplasării totale (echivalente) pentru mișcarea de incizie a alimentelor. Se observă valorile reduse ale deplasării totale înregistrate la nivelul interfeței placă primară de reconstrucție-os, fapt ce atestă buna stabilitate a plăcii.

Figurile 2.9 și 2.10 prezintă rezultatele obținute în urma efectuării F.E.A. pentru mișcarea de triturare a alimentelor când placa primară de reconstrucție mandibulară este utilizată în regim “load bearing” (toate solicitările sunt preluate de către placă).

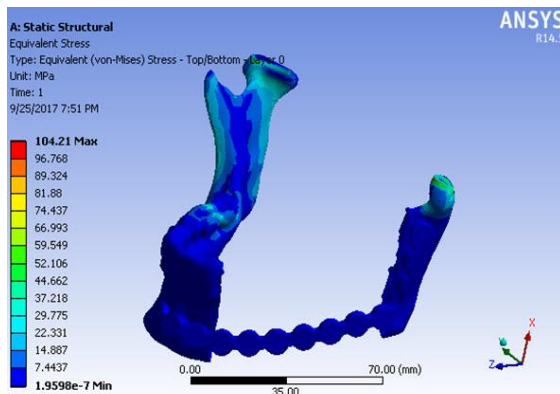


Figura 2.9: Variația tensiunii echivalente (calculată conform criteriilor von Mises) pentru mișcarea de triturare a alimentelor; se observă valorile reduse ale tensiunii echivalente înregistrate la nivelul plăcii primare de reconstrucție mandibulară (materialul lucrează în domeniul de deformare elastică).

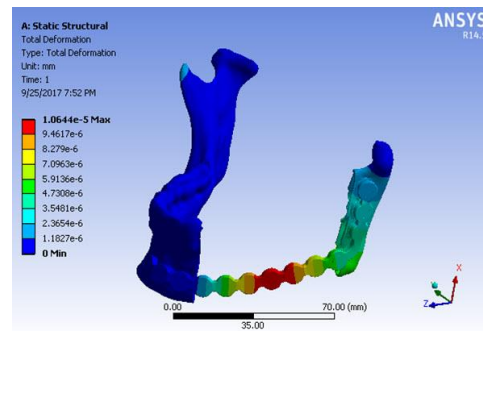


Figura 2.10: Variația deplasării totale (echivalente) pentru mișcarea de triturare a alimentelor. Se observă valorile minime ale deplasării totale înregistrate la nivelul interfeței placă primară de reconstrucție-os, fapt ce atestă buna stabilitate a plăcii.

În ceea ce privește deplasarea totală, aceasta înregistrează valori maxime la nivelul plăcii, dar la distanță de interfața placă-os, unde deplasările sunt minime (figurile 2.8 și 2.10). Aceasta ne permite să concluzionăm o bună stabilitate a plăcii primare de reconstrucție mandibulară.

Figurile 2.11 și 2.12 prezintă rezultatele obținute în urma efectuării F.E.A. pentru mișcarea de incizie a alimentelor când placa primară de reconstrucție mandibulară este utilizată în regim “load sharing”. Solicitățile mecanice sunt preluate atât de către placa primară de reconstrucție cât și de către grefa osoasă. Trebuie făcută observația că în cazul plastiei reconstructive mandibulare cu placă de reconstrucție și grefă osoasă, acest model de preluare a solicitărilor mecanice este valabil după integrarea grefei osoase. În primele luni, solicitările sunt preluate integral de către placa de reconstrucție, ele fiind transferate gradual către grefa osoasă pe măsura integrării acesteia.

În toate situațiile analizate pentru plastia reconstructivă mandibulară post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare se constată apariția de tensiuni reduse la nivelul plăcii primare de reconstrucție mandibulară. Observăm înscrierea valorilor tensiunilor apărute sub acțiunea solicitărilor preluate la nivelul plăcii de reconstrucție și șuruburilor de fixare în domeniul elastic de deformare pentru materialul din care acestea sunt confecționate.

Mai important, la interfața mandibulă-placă primară de reconstrucție, deplasările înregistrate sunt foarte mici ca valori, ceea ce conduce la concluzia că ansamblul este stabil.

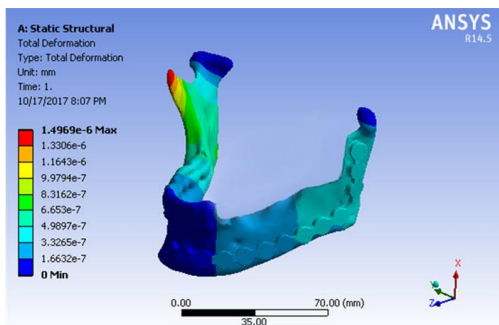


Figura 2.11: Variația deplasării totale (echivalente) pentru utilizarea plăcii de reconstrucție în regim “load sharing”. Se observă, așa cum era de așteptat o scădere a valorilor determinate la nivelul plăcii de reconstrucție. Deplasările rămân reduse la nivelul interfeței placă-os

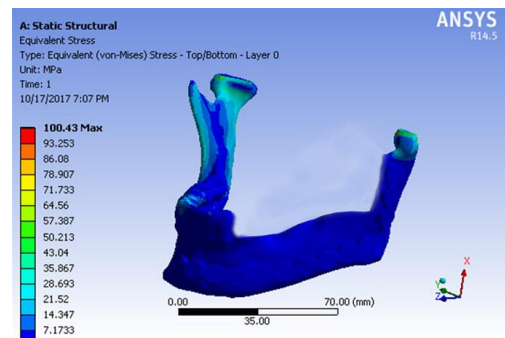


Figura 2.12: Variația tensiunii echivalente calculată conform criteriilor von Mises pentru utilizarea plăcii primare de reconstrucție în regim “load sharing” arată valori minime la nivelul plăcii. Valorile înregistrate la acest nivel sunt discret scăzute față de valorile înregistrate în regim “load bearing”, dar diferența nu este semnificativă

2.4 Discuții:

Rezultatele obținute în cadrul prezentului studiu prin analiza F.E.A., ne permit să concluzionăm un comportament bio-mecanic bun al plăcilor primare de reconstrucție folosite în plastia reconstructivă post hemirezecție de mandibulă. Așa cum am afirmat mai sus, valorile tensiunilor apărute în solicitare în regim de tip “load bearing” (tensiunea echivalentă maximă determinată 104,21 MPa) atestă faptul că materialul din care este confecționată placa de reconstrucție lucrează în domeniul elastic de deformare (limită de curgere aproximativ 400 MPa), fapt ce atestă un comportament favorabil la solicitările aplicate. Nu se decelează modificări semnificative la nivelul osului sau plăcii de reconstrucție odată cu adăugarea pe model a grefei osoase și trecerea de la un regim de tip “load bearing” la unul de tip “load sharing”, situație în care valoarea maximă înregistrată pentru tensiunea echivalentă este de 100,43 MPa. Este important de notat faptul că atât în cazul plastiei reconstructive care folosește numai placa primară de reconstrucție din aliaj de titan, cât și în cazul asocierii grefei osoase, valorile tensiunii echivalente determinate pe model sunt reduse la nivelul plăcii și osului adiacent, valorile maxime înregistrându-se la nivelul condililor, deci la distanță de complexul placă-os.

În plus, deplasările înregistrate la interfața bonturi osoase-placă primară de reconstrucție mandibulară sunt foarte mici ca valori ceea ce conduce la concluzia că ansamblul este stabil.

Prin analiza comparativă a datelor obținute în cazul utilizării plăcii primare de reconstrucție mandibulară în regim “load bearing” vs. “load sharing” evidențiem o scădere discretă a valorilor înregistrate atât în cazul tensiunilor echivalente cât și deplasărilor totale la nivelul plăcii și interfeței placă-os în situația asocierii grefei de os. Considerăm ca aceste diferențe nu sunt relevante, valorile înregistrate plasându-se pentru toate cazurile analizate în domeniul elastic de deformare a materialului.

2.5 Concluzii:

1. Comportamentul bio-mecanic favorabil obiectivat sub acțiunea solicitărilor mecanice la nivelul întregului complex placă primară de reconstrucție - șuruburi de

fixare – os în toate situațiile analizate argumentează în favoarea folosirii acesteia în plastia reconstructivă a defectelor mandibulare de mare amploare.

2. Deplasările mici determinate la nivelul grefei osoase, precum și la interfețele între aceasta și bonturile mandibulare, precum și între grefă și placa primară de reconstrucție asigură condițiile unei bune integrări a grefei.
3. Nu se decelează modificări semnificative ale variației tensiunii echivalente la nivelul complexului os-placă primară de reconstrucție odată cu adăugarea pe model a grefei osoase și trecerea de la un regim de tip “load bearing” la unul de tip “load sharing”.
4. Deplasarea totală (echivalentă) înregistrează valori ușor crescute la nivelul șurubului plasat cel mai aproape de defect, la nivelul bontului ramului mandibular, față de celelalte șuruburi de fixare, sub acțiunea sarcinilor mecanice preluate atât în mișcarea de incizie cât și de triturare a alimentelor. Acest fapt indică o mai mare susceptibilitate de slăbire a acestui șurub față de restul șuruburilor de fixare a plăcii.

3. Studiu F.E.A. asupra obosealii materialului și duratei de viață a plăcilor primare de reconstrucție mandibulară utilizate în reabilitarea post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare

3.1 Introducere

Rezistența materialelor privește oboseala drept o slăbire a rezistenței materialului cauzată de aplicarea de forțe în mod repetitiv. Practic, putem considera că oboseala materialului este materializarea modificărilor structurale progresive și localizate care se înregistrează în urma solicitărilor ciclice la care acesta este supus. Într-o altă formulare, după Tripa și Hlușcu, oboseala materialului este “fenomenul de micșorare a caracteristicilor de rezistență sub efectul solicitărilor variabile” [15]. Prin supunerea materialului la acțiunea forțelor repetitive, iau naștere fisuri microscopice în structura acestuia, la locurile de concentrare a tensiunilor mecanice. Aceste modificări induse în structura materialului supus solicitărilor sunt cumulative, având în vedere faptul că materialul nu se repară în situația de repaus, odată cu dispariția solicitărilor. Aceste fisuri se măresc progresiv și, odată atinsă dimensiunea critică, se propagă brusc, rezultând apariția fracturii [16-19]. Legea lui Paris (a curbei de fisurare) afirmă că viteza de creștere a fisurilor apărute raportată la numărul de cicluri de solicitare aplicați variază în funcție de amplitudinea tensiunilor mecanice prezente. Matematic, aceasta se exprimă:

$$da/dN = C (\Delta K)^m$$

unde “a” este lungimea fisurii, “N” este numărul de cicluri de solicitare aplicați, deci da/dN reprezintă ritmul de propagare a fisurii; ΔK reprezintă variația factorului de intensitate a tensiunilor înregistrate în cadrul solicitărilor ciclice; C și m sunt constante care depind de material - pentru metale, m variază între 3 și 5 [20].

Modificările apărute la nivelul unei structuri metalice sub acțiunea unor solicitări ciclice prezintă trei stadii: inițierea fisurii, propagarea lentă și continuă a fisurii și ruperea bruscă a structurii.

Prezentul studiu urmărește determinarea duratei de viață a plăcilor primare de reconstrucție mandibulară din aliaj Ti-6Al-4V folosite în cadrul plastiei reconstructive post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare.

3.2 Material și metodă

Etapele urmate în acest demers includ realizarea modelului de studiu al complexului mandibulă-placă primară de reconstrucție căruia i-au fost alocate coordonatele sistemului spațial XYZ, așa cum au fost prezentate în capitoul anterior.

Condițiile de încărcare și de sprijin utilizate au ca scop simularea cazului real de funcționare a ansamblului placă de reconstrucție – mandibula. S-a impus o deplasare a condililor de 2 mm. pentru a simula situațiile reale.

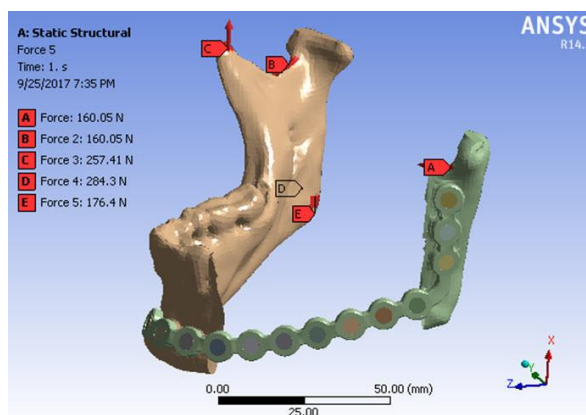


Fig.3.1: Reprezentarea vectorilor forțelor musculare dezvoltate de către mușchii masticatori aplicate pe model în situația I. Se observă lipsa refacerii chingii pterigo-maseterine pe partea rezecată.

Solicitările la care a fost supus modelul discretizat au variat în aceste trei situații prin prisma punctului de aplicare a forțelor corespunzătoare acțiunii chingii pterigo-maseterine de partea cu hemirezecția de mandibulă.

În prima situație a fost analizată plastia reconstructivă post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare cu ajutorul plăcii primare de reconstrucție din aliaj de titan (Ti-6Al-4V), fără a asocia grefa de os. A fost ignorată refacerea chingii pterigo-maseterine. Figura 3.1 prezintă modelul cu forțele aplicate, corespunzând acțiunilor musculare pentru cazul I. Se observă în figură reprezentarea vectorilor forțelor corespunzătoare contracției mușchilor: maseter (D), pterigoidian medial (E), temporal (C) și pterigoidian lateral (A,B).

In a doua situație, a fost simulata, pe același model, refacerea chingii pterigomaseterine pe partea cu hemirezecția de mandibulă și ancorarea acestora la placa primară de reconstrucție, variantă care corespunde majorității protocoalelor chirurgicale.

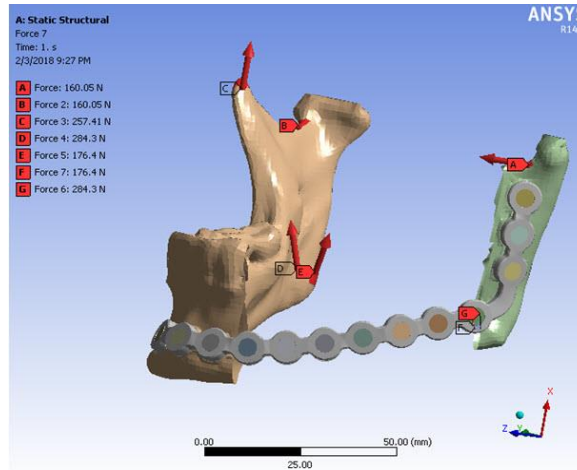


Fig.3.2: Reprezentarea vectorilor forțelor musculare aplicate pe model in situația II, cu punctul de aplicare al vectorilor forței dezvoltate de către chinga pterigo-maseterină la nivelul plăcii primare de reconstrucție.

Figura 3.2 prezintă modul de plasare a forțelor pe model. Se observă reprezentarea vectorilor forțelor generate de contracția mușchilor maseter și pterigoidian medial atât de partea rezecției (G,F) cât și controlateral (D,E), spre deosebire de cazul precedent, unde se observă aplicarea forțelor corespunzând chingii pterigo-maseterine doar controlateral (v.fig.3.1).

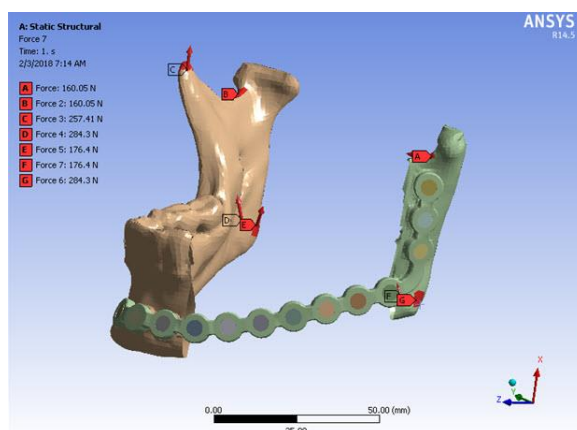


Fig.3.3: Reprezentarea vectorilor forțelor musculare aplicate pe model in situația III. Se observă punctul de aplicare al vectorilor forței dezvoltate de către chinga pterigo-maseterină refăcută la nivelul bontului osos.

În a treia situație a fost simulată acțiunea exercitată de către chinga pterigomaseterină refăcută și ancorată la periostul bontului mandibular, așa cum este prezentat în figura 3.3.

Un ultim pas a fost reprezentat de adăugarea pe model a corpului geometric corespunzător unei grefe de os, în vederea investigării comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție mandibulară și al binomului os-placă în regim load-sharing și compararea rezultatelor cu comportamentul acestora în regim “load bearing”. Acest nou model geometric tridimensional a fost supus aceluiași operațiuni de alocare a sistemului XYZ de axe spațiale, atribuire a proprietăților, discretizare, stabilire și impunere a condițiilor de încărcare și sprijin, ca și în cazul de mai sus. Modelului i-au fost aplicate forțe corespunzând acțiunilor musculare, ca și în cazurile precedente.

F.E.A. a investigat oboseala materialului în toate cele patru situații expuse, cu scopul de a determina durata de viață a plăcii primare de reconstrucție folosită în refacerea continuității mandibulei. Observăm că Tripa și Hlușcu recomandă calcularea rezistenței la oboseală a materialului numai după ce a fost realizat, într-o primă etapă, un calcul de rezistență static, prin care s-a demonstrat rezistența la solicitarea considerată statică [15]. Reamintim faptul că valorile nominale maxime ale tensiunilor mecanice induse în material pe parcursul ciclilor de funcționare pot fi mult mai mici decât limita de curgere statică a materialului [15, 21]. Toate situațiile analizate în cadrul prezentei direcții de cercetare au fost investigate prin calcule de rezistență statică și au îndeplinit criteriile impuse.

Tabel 3.1: Forțe aplicate pe model, corespunzând acțiunilor musculaturii

Mușchi	Valoare forța (N)	Observatii
m. maseter	284,3 N	În situația II, punctul de aplicare a forței este la nivelul plăcii de reconstrucție. În situația III, punctul de aplicare a forței este la nivelul bontului osos.
m. temporal	257,41 N	
m. pterigoidian medial	176,4 N	În situația II, punctul de aplicare a forței este la nivelul plăcii de reconstrucție. În situația III, punctul de aplicare a forței este la nivelul bontului osos.
m. pterigoidian lateral	160,05 N	

3.3 Rezultate

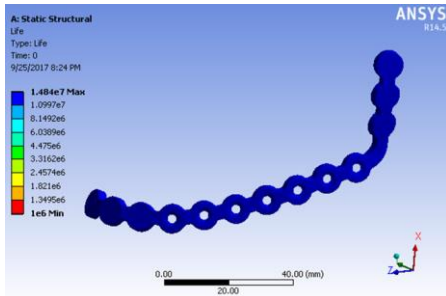


Fig.3.4: Anduranța plăcii primare de reconstrucție în cazul inciziei alimentelor în regim load bearing

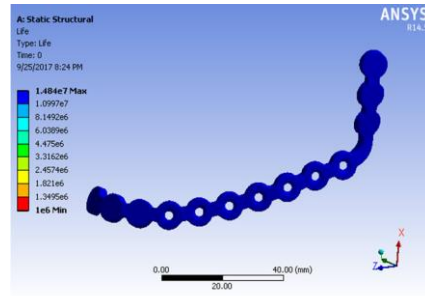


Fig.3.5: Anduranța plăcii primare de reconstrucție în cazul triturării alimentelor în regim "load bearing"

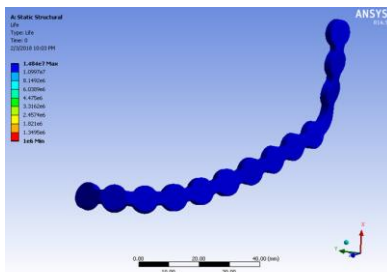


Fig.3.6: Anduranța plăcii primare de reconstrucție în cazul ancorării chingii pterigo-maseterine la placa primară de reconstrucție

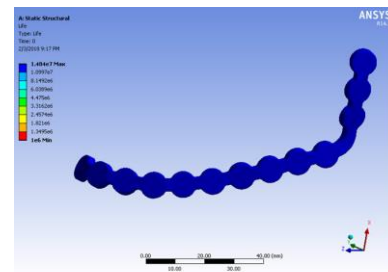


Fig.3.7: Anduranța plăcii primare de reconstrucție în cazul ancorării chingii pterigo-maseterine la periostul bontului mandibular

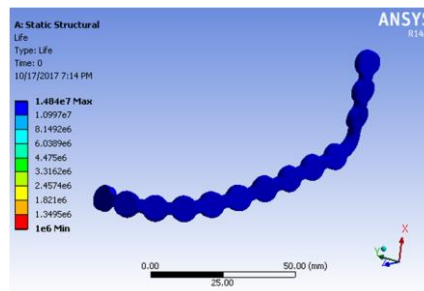


Fig.3.8: Anduranța plăcii primare de reconstrucție folosită împreună cu grea de os în regim load sharing.

Toate valorile obținute au fost excelente, înregistrându-se o rezistență a materialului care permite peste 14800000 cicluri de utilizare, indiferent de varianta de plastic reconstructivă aleasă. Nu au fost obiectivate diferențe între valorile obținute în cazul folosirii plăcii primare de reconstrucție mandibulară în regim "load bearing" față de utilizarea acesteia în regim "load sharing".

3.4 Discuții

Rezultate excelente privind comportamentul plăcii din punctul de vedere al rezistenței la oboseală a materialului (Fig. 3.4-3.8) au fost obținute în toate situațiile investigate. Analiza prin metoda elementelor finite (F.E.A.) efectuată a obiectivat apariția fracturii prin oboseala materialului la peste 14.800.000 de cicluri de utilizare, indiferent de metoda de reconstrucție folosită. Considerăm că, din punctul de vedere al rezistenței la oboseală a materialului, durata de viață de peste 14 milioane de cicluri plasează placa primară de reconstrucție mandibulară în arsenalul metodelor de reconstrucție pe termen lung post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare. Practic, luând în considerare un număr de cicluri masticatori cuprins între 2000 și 5000 / zi [22], rezultă o durată de viață a plăcii între 8,1 și 20,3 ani. Mai mult, nu au fost obiectivate diferențe între valorile obținute în cazul folosirii solo a plăcii primare de reconstrucție mandibulară, în regim “load bearing”, față de utilizarea acesteia împreună cu greafa de os, în regim “load sharing” .

3.5 Concluzii

1. Rezistența la oboseală a plăcii primare de reconstrucție mandibulară din aliaj Ti-6Al-4V a înregistrat valori excelente pentru toate situațiile analizate, anduranța situându-se la peste 14.840.000 cicluri.
2. Durata de viață a plăcii primare de reconstrucție din aliaj Ti-6Al-4V folosită în plastia reconstructivă mandibulară atât în regim “load bearing” cât și în regim “load sharing” este situată între 8,1 și 20,3 ani.
3. Pe baza rezultatelor obținute prin prisma rezistenței materialelor putem considera placa primară de reconstrucție mandibulară din aliaj Ti-6Al-4V folosită atât în regim “load bearing” cât și împreună cu greafa de os, în regim “load sharing” ca metoda de plastie reconstructivă pe termen lung post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare.
4. Cercetările viitoare în vederea îmbunătățirii rezultatelor trebuie să se axeze pe descoperirea de noi materiale cu proprietăți superioare din punct de vedere al rezistenței mecanice și anduranței mai degrabă decât pe modificări în designul plăcii primare de reconstrucție mandibulară.

4. Studiu privind efectul poziționării chingii pterigo-maseterine asupra comportamentului bio-mecanic al plăcii primare de reconstrucție post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare

4.1 Introducere:

Conceptele actuale privind reabilitarea post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare stipulează refacerea primară a continuității mandibulei. Metoda de elecție a acestei reabilitări utilizează placa primară de reconstrucție mandibulară realizată din aliaj Ti-6Al-4V. Cheia acestei reabilitări o oferă însă înțelegerea anatomiei și biomecanicii complexului oro-mandibular, pentru a putea determina varianta optimă de plastic reconstructivă. [2, 10]. Deși multe dintre articolele și studiile întâlnite în cadrul literaturii de specialitate pun accentul pe geometria tridimensională complexă a mandibulei, privită ca un factor determinant al dificultății planificării și realizării plastiei reconstructive a acesteia post rezecție segmentară, această viziune reprezintă, de fapt, o simplificare, care privește numai o jumătate a problemei. Musculatura masticatorie este cea care, prin contracția sa, imprimă mandibulei mișcări de ridicare, coborâre, protrakție, retroducție și lateralitate, generând astfel solicitări care se traduc prin inducerea de tensiuni mecanice în os, respectiv, în cazul plastiei reconstructive a mandibulei cu placa primară din aliaj de titan, în os, placă, șuruburi de fixare, precum și la nivelul grefei, dacă aceasta există. Consecința acestora o reprezintă apariția deplasărilor la nivelul complexului os-placă, cu uzura materialului, până la slăbirea șuruburilor de fixare și fracturarea plăcii primare de reconstrucție.

Dintre mușchii menționați, un rol aparte din punct de vedere biomecanic îl prezintă maseterul și pterigoidianul medial, care formează chinga pterigo-maseterină. Acțiunea acesteia vizează atât mișcarea de ridicare a mandibulei, cât și stabilizarea unghiului mandibular. În plus, este implicată, din punct de vedere estetic, în definirea conturului etajului inferior al feței. Obiectivul prezentului studiu este acela de a identifica variantele optime de reconstrucție a chingii pterigo-maseterine, pentru a induce un mai bun comportament biomecanic la nivelul structurilor menționate.

Tabel 4.1: Descompunerea după direcțiile spațiului a forțelor generate prin acțiunea musculaturii masticatorii (după Pasat [23])

Mușchi	Ridicare	Protracție	Lateralitate
m. maseter	27,6 kgf.	7,4 kgf.	4,9 kgf.
m. temporal	26 kgf	2	3
m. pterigoidian medial	15,4 kgf.	2,7 kgf	8,9 kgf
m. pterigoidian lateral	-3,6 kgf. (inițiere coborâre)	13,2	10 kgf

4.2 Material și metodă

Pentru realizarea studiului propus, am utilizat metoda elementelor finite. Pașii urmați au fost descriși în cadrul capitolelor precedente ale prezentei lucrări. Pe modelul discretizat astfel obținut, au fost create ancore corespunzând inserțiilor mușchilor masticatorii: temporal, maseter, pterigoidian medial și pterigoidian lateral. S-au stabilit mărimile, direcțiile și sensurile vectorilor corespunzând acțiunilor mușchilor menționați, pe baza studiilor efectuate de Schumacher citat de Pasat [23]. Condițiile de încărcare și de sprijin utilizate au ca scop simularea cazului real de funcționare a ansamblului placă de reconstrucție – mandibulă. S-a impus o deplasare a condililor de 2 mm., pentru a simula situația reală. Pentru a investiga efectul acțiunii chingii pterigo-maseterine, în funcție de modul de reconstrucție a acesteia, asupra plăcii primare de reconstrucție mandibulară și ansamblului placa-os, au fost simulate 3 situații.

În primul caz a fost ignorat efectul chingii pterigo-maseterine pe partea cu hemirezecția de mandibulă. Figura 4.1 prezintă modelul cu forțele aplicate, corespunzând acțiunilor musculare pentru cazul I.

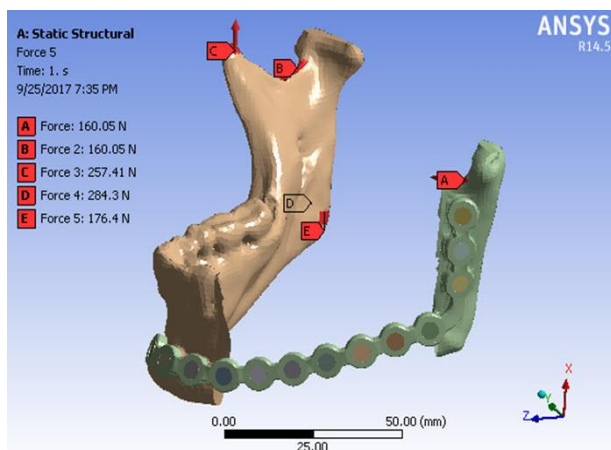


Fig.4.1: Aplicarea forțelor pe model în cazul I, fără a lua în calcul acțiunea chingii pterigo-maseterine pe partea cu hemirezecția de mandibulă. Se remarcă prezența forțelor generate prin contracția maseterului (D) și pterigoidianului medial (E) doar pe partea controlaterală rezecției

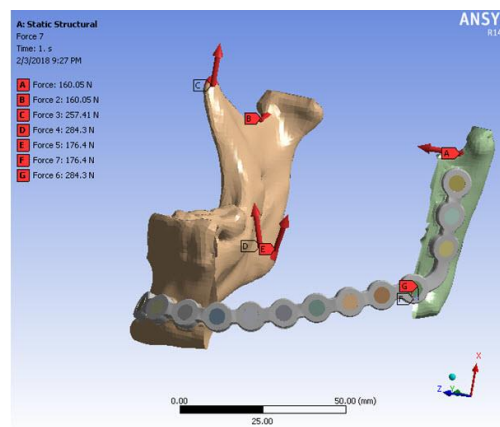


Fig.4.2: Aplicarea forțelor pe model în cazul II, luând în calcul refacerea chingii pterigo-maseterine și ancorarea acesteia la placa primară de reconstrucție mandibulară. Se observă prezența forțelor generate prin contracția maseterului și pterigoidianului medial atât de partea rezecată (G, respectiv F) cât și controlateral (D și E). Caracteristic pentru cazul II se observă punctele de aplicare ale forțelor F și G situate la nivelul plăcii de reconstrucție. Forțele A și B corespund acțiunii pterigoidianului lateral, iar C mușchiului temporal.

În al doilea caz analizat, a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine pe partea cu hemirezecția de mandibulă și ancorarea acesteia la placa primară de reconstrucție, variantă care corespunde majorității protocoalelor chirurgicale. Figura 4.2 prezintă modul de plasare a forțelor pe model. Se observă aplicarea forței de 284,3 N corespunzătoare acțiunii maseterului, respectiv 176,4 N pentru pterigoidianul medial atât pe partea sănătoasă, cât și la nivelul părții cu hemirezecția de mandibulă, spre deosebire de cazul I, unde nu a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine, iar forțele menționate au fost aplicate numai la nivelul părții neoperate.

În al treilea caz analizat, a fost simulată pe model acțiunea exercitată de către chinga pterigomaseterină refăcută și ancorată la periostul bontului mandibular (figura 4.3 – se observă plasarea pe model a punctelor de aplicare ale vectorilor forțelor enunțate).

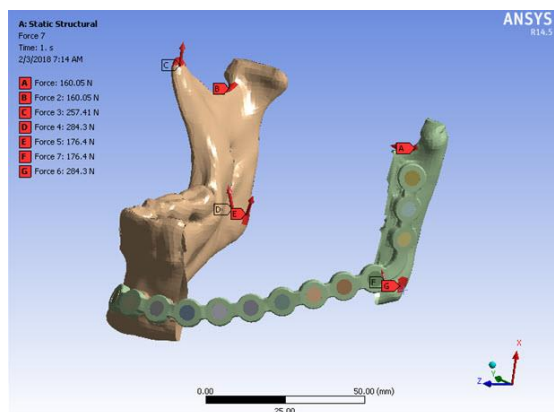


Fig.4.3: Aplicarea forțelor pe model în cazul III, luând în calcul refacerea chingii pterigo-maseterine și ancorarea acesteia la periostul bontului mandibular. Se observă prezența forțelor generate prin contracția maseterului și pterigoidianului medial atât de partea rezecată (G, respectiv F) cât și controlateral (D și E). Caracteristic pentru cazul III se observă punctele de aplicare ale forțelor F și G situate la nivelul periostului bontului osos.

Folosind modelul numeric obținut în urma discretizării, a fost realizată analiza numerică prin metoda elementelor finite (F.E.A.) în cele 3 situații, pentru a determina tensiunile și deformările induse la nivelul plăcii primare de reconstrucție, osului și interfeței placă-os, sub acțiunea solicitărilor forțelor aplicate prin contracția musculaturii masticatorii.

4.3 Rezultate:

Figurile 4.4 și 4.5 prezintă variația deplasării totale (echivalente), respectiv variația tensiunii echivalente (calculate conform criteriului von Mises) pentru cazul I, când nu s-a luat în calcul refacerea chingii pterigo-maseterine pe partea hemirezecției.

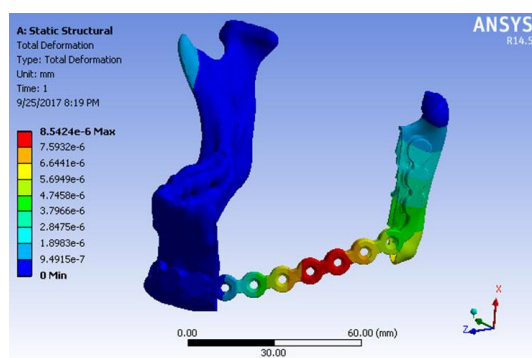


Fig.4.4: Analiza deformării totale în cazul I, în care a fost ignorată refacerea chingii pterigo-maseterine pe partea hemirezecției

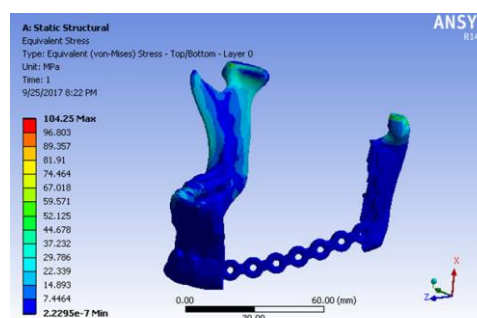


Fig. 4.5: Analiza tensiunii echivalente (calculate conform criteriului von Mises) în cazul I, în care a fost ignorată refacerea chingii pterigo-maseterine pe partea hemirezecției

Analiza deformării totale în acest caz arată un maxim la nivelul plăcii, dar la distanță de șuruburile de fixare. Deplasările sunt foarte mici la interfața placă-os și la nivelul șuruburilor, mai ales în zona anterioară și ușor crescute în regiunea ramului ascendent.

Analiza valorilor tensiunii echivalente (calculate conform criteriului von Mises) în cazul I, în care a fost ignorată refacerea chingii pterigo-maseterine pe partea hemirezecției arată valori scăzute la nivelul plăcii primare de reconstrucție mandibulară, care se înscriu în domeniul elastic de deformare a materialului din care aceasta este confecționată.

Figurile 4.6 și 4.7 prezintă variația deplasării totale (echivalente), respectiv variația tensiunii echivalente (calculate conform criteriului von Mises) pentru cazul II, în care a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine și ancorarea acesteia la placa primară de reconstrucție mandibulară.

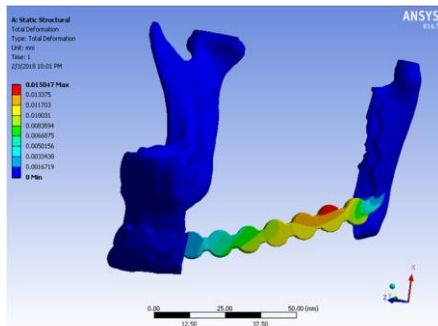


Fig.4.6:Analiza deformării totale în cazul II în care a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine și ancorarea acesteia la placa primară de reconstrucție mandibulară.

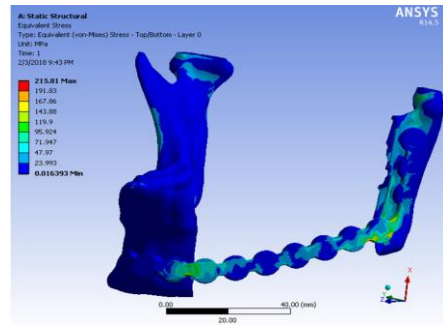


Fig.4.7 :Analiza tensiunii echivalente în cazul II în care a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine și ancorarea acesteia la placa primară de reconstrucție mandibulară

Valorile deformării totale în cazul ancorării chingii pterigo-maseterine refăcute la placa primară de reconstrucție, prezentate în figura 4.6 înregistrează un maxim la nivelul plăcii, așa cum era de așteptat, în apropierea zonei de fixare la aceasta a mușchilor maseter și pterigoidian medial, care refac chinga pterigo-maseterină. Observăm un minim al valorilor deplasării totale la interfața placă-os și la nivelul șuruburilor de fixare a plăcii, fapt ce ne conduce la concluzia unei bune stabilități a plăcii de reconstrucție, fără tendința de slăbire a șuruburilor și de separare a plăcii de os.

Figurile 4.8 și 4.9 prezintă variația deplasării totale (echivalente), respectiv variația tensiunii echivalente (calculată conform criteriului von Mises) pentru cazul III, când chinga pterigo-maseterină refăcută este ancorată la periostul bontului mandibular.

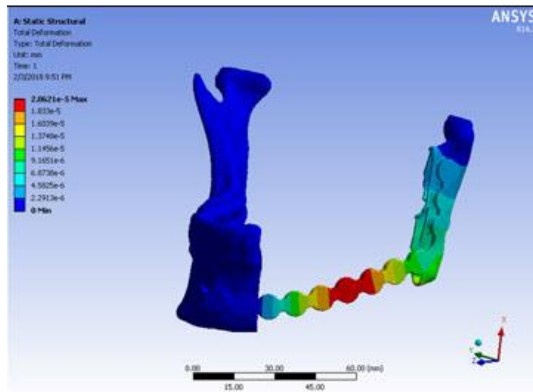


Fig.4.8: Analiza deplasarii echivalente în cazul III- în care a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine si ancorarea acesteia la periostul bontului mandibular.

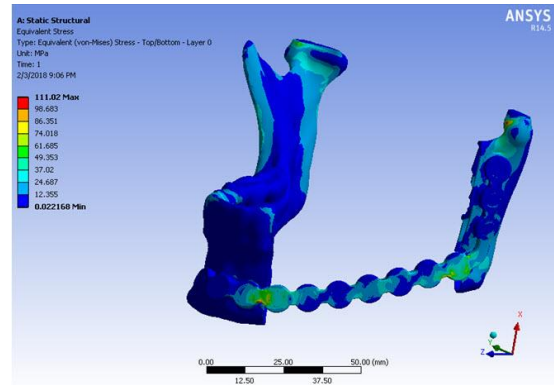


Fig.4.9: Analiza tensiunii echivalente în cazul III- în care a fost simulată refacerea chingii pterigo-maseterine si ancorarea acesteia la periostul bontului mandibular.

Se observă în datele prezentate în figura 4.8 un maxim al deplasării la nivelul plăcii și valori reduse la interfața placă-os și la nivelul șuruburilor se fixare a plăcii. Deși observăm o creștere a valorilor deplasării la interfața placă-os în apropierea unghiului mandibular și la nivelul primului șurub de fixare de la acest nivel fata de cazul precedent, valorile înregistrate sunt mici și nu prezintă risc de instabilitate a plăcii sau de slăbire a șuruburilor.

Figura 4.9 prezintă variația tensiunii echivalente calculată conform criteriului von Mises în cazul plastiei reconstructive a mandibulei cu ancorarea chingii pterigo-maseterine refăcute la periostul bontului mandibular. Se observă, în mod evident, valoarea mult scăzută a tensiunii echivalente maxime înregistrate în placă în cazul ancorării chingii pterigo-maseterine refăcute la periost (98,683 MPa) față de situația fixării acesteia la placa de reconstrucție, când valoarea determinată este peste dublul acesteia (191,83 MPa). Valoarea maximă a tensiunii echivalente în placă în cazul III este comparabilă cu cea calculată în cazul nerefacerii chingii pterigo-maseterine dar fără a asocia inconvenientele pe care această variantă le incumbă.

4.4 Discuții:

Pentru analizarea celor trei cazuri s-a folosit același model discretizat, diferența constând numai în aplicarea sau nu a forțelor corespunzătoare chingii pterigo-maseterine pe partea hemirezecției, precum și a punctului său de aplicare pe model. În plus, valorile maxime ale tensiunii echivalente obținute în cazurile II și III (215,81 respectiv 111,02 Mpa)

au fost ignorate deoarece se datorează unei singularități din discretizare. În locul acestora, au fost luate în discuție valorile de 191,83 Mpa pentru cazul II, respectiv 98,683 MPa pentru cazul III, valori răspândite pe mai multe elemente.

Analizând rezultatele observăm că, în toate situațiile prezentate, valorile tensiunilor echivalente apărute atestă faptul că materialul din care este confecționată placa primară de reconstrucție mandibulară lucrează în domeniul elastic de deformare. Cu toate acestea, în cazul II (fig.4.7) observăm o creștere marcată a valorilor tensiunilor echivalente apărute în placa de reconstrucție în cazul ancorării chingii pterigo-maseterine la aceasta (191,3 Mpa). În cazul III (fig.4.9), când chinga pterigomaseterină este ancorată la periostul bontului mandibular, valorile tensiunilor echivalente sunt mult reduse (98,63 MPa), fiind comparabile cu cele înregistrate în cazul I (figura 4.5) și sub jumătate din valoarea maximă determinată pentru cel de-al doilea caz (191,3 MPa). Aceste rezultate ne permit să concluzionăm faptul că, din punct de vedere bio-mecanic, refacerea chingii pterigo-maseterine cu atașarea acesteia la periostul bontului osos restant este varianta optimă, scăzând valoarea solicitărilor la nivelul plăcii primare de reconstrucție și interfeței placă-os, cu reducerea marcată atât a tensiunilor înregistrate în complexul placă-os, cât și a deplasărilor determinate de acestea. Valorile obținute în cazul numărul III sunt apropiate de cele obținute în cazul I și mult inferioare cazului II.

De asemenea se observă o creștere a valorilor deplasărilor odată cu refacerea chingii pterigo-maseterine în cazurile II și III (fig.4.6 și 4.8) față de cazul I (fig.4.4), dar la interfața mandibulă-placă primară de reconstrucție, deplasările sunt foarte mici ca valori ceea ce conduce la concluzia că ansamblul este stabil. Singurul inconvenient legat de situația numărul III când se ancorează chinga pterigomaseterină la tegument îl reprezintă distribuția neuniformă a deplasărilor la nivelul zonelor șuruburilor de fixare a plăcii, cu înregistrarea unor valori crescute la nivelul primului șurub de fixare (inserat în ramul mandibulei, în apropierea defectului) față de celelalte șuruburi. Deși această neuniformitate în distribuția valorilor deplasării totale ar putea constitui o premiză pentru slăbirea șurubului menționat, valorile înregistrate sunt suficient de mici pentru a nu genera o instabilitate la acest nivel.

Varianta numărul I, în care nu s-a refăcut chinga pterigomaseterină, deși oferă cele mai mici deplasări înregistrate în structura materialului și la interfața placă primară de reconstrucție-os, precum și valori scăzute ale tensiunilor pe modelul analizat, nu este acceptabilă nici din punct de vedere clinic, nici bio-mecanic. În afara faptului că se pierde

rolul de stabilizare a mandibulei exercitat de chinga pterigo-maseterină [24], trebuie luat în considerare și rolul exercitat de către regiunea unghiului mandibulei și de mușchiul maseter în conturarea etajului inferior al feței.

4.5 Concluzii:

1. Modalitatea în care se realizează refacerea și ancorarea chingii pterigo-maseterine în cadrul plastiei reconstructive a mandibulei influențează tensiunile generate în complexul placă-os.
2. Ancorarea chingii pterigo-maseterine la periostul bontului mandibular reprezintă modalitatea optimă de realizare a plastiei reconstructive a mandibulei post hemirezecție fără dezarticulare, pe care o favorizează prin scăderea tensiunilor în complexul placă de reconstrucție-os, menținând totodată o deplasare minimă la interfața placă-os, cheie a unei bune stabilități.
3. Poziționarea corectă a chingii pterigo-maseterine evită apariția solicitărilor care cresc uzura plăcii.
4. Modificările apărute la nivelul primului șurub de fixare, plasat cel mai aproape de defect la nivelul bontului ramului mandibular pot constitui elementul cheie în dispensarizarea imagistică postoperatorie a pacienților la care plastia reconstructivă a fost realizată cu ancorarea chingii pterigo-maseterine la periost în evaluarea riscului de slăbire a fixării cu desprinderea plăcii de os.

5. Contribuții personale

Prezenta lucrare de doctorat se axează pe analiza prin metoda elementelor finite a comportamentului bio-mecanic al plăcilor primare de reconstrucție mandibulară. Deși problema de studiat este analizată în diverse articole din cadrul literaturii de specialitate la care au fost făcute referiri pe parcursul prezentei lucrări, există o serie de elemente pe care nu le-am întâlnit în materialele de specialitate consultate și pe care le-am analizat în cadrul cercetării efectuate. În primul rând, în cadrul prezentei lucrări sunt investigate și analizate comparativ reconstrucțiile mandibulare de tip “load bearing” și “load sharing” post hemirezecție de mandibulă. Deși rezultatele prezentate în cadrul capitolului 5 arată o ușoară scădere a valorilor deplasării totale și tensiunilor echivalente la nivelul plăcii primare de reconstrucție și a interfeței placă-os în cazul asocierii grefei osoase, diferențele nu sunt semnificative, valorile menționate plasându-se în domeniul elastic de deformare a materialului. Putem astfel concluziona un bun comportament bio-mecanic al ansamblului placă primară de reconstrucție-os în ambele situații.

Realizarea studiului prin metoda elementelor finite asupra oboselii materialului și duratei de viață a plăcilor primare de reconstrucție mandibulară din aliaj de titan, problema despre care nu am cunoștință să fi fost analizată în literatura de specialitate, a obiectivat buna rezistență la oboseală a plăcii primare de reconstrucție mandibulară din aliaj de titan, care îi conferă o durată de funcționare cuprinsă între 8,1 și 20,3 ani atât în regim “load bearing” cât și “load sharing”. Aceste valori ne permit să considerăm utilizarea plăcii primare de reconstrucție mandibulară ca o variantă de tratament pe termen lung, atât în cazul utilizării acesteia în regim “load bearing” cât și “load sharing”.

În cadrul capitolului 7 al prezentei lucrări am investigat modalitatea optimă de reconstrucție a chingii pterigomaseterine post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare. În urma analizei prin metoda elementelor finite a diferitelor variante de plasare a punctului de acțiune al chingii pterigo-maseterine ținând cont de solicitările mecanice induse de musculatura ridicătoare a mandibulei, am ajuns la concluzia că ancorarea chingii pterigo-maseterine la periostul bontului mandibular favorizează reconstrucția prin scăderea tensiunilor în complexul placă primară de reconstrucție-os fapt ce conduce la o scădere a uzurii plăcii, oferind, în același timp, o deplasare minimă la interfața placa-os, ceea ce conferă o bună stabilitate.

6. Concluzii

1. Analiza prin metoda elementelor finite a relevat un bun comportament bio-mecanic al complexului placă primară de reconstrucție mandibulară-os în toate cazurile analizate, fapt care ne permite să considerăm utilizarea plăcilor primare de reconstrucție din aliaj Ti-6Al-4V drept o metodă stabilă din punct de vedere bio-mecanic în vederea refacerii continuității mandibulei atât post rezecție segmentară la nivelul corpului mandibular cât și post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare.
2. Rezistența la oboseală a plăcii primare de reconstrucție mandibulară din aliaj Ti-6Al-4V a înregistrat valori excelente pentru toate situațiile analizate, permițând estimarea duratei de utilizare a plăcii primare de reconstrucție între 8,1 și 20,3 ani indiferent de modalitatea de preluare a solicitărilor.
3. Pe baza rezultatelor obținute prin prisma rezistenței materialelor putem considera placa primara de reconstrucție mandibulară din aliaj Ti-6Al-4V folosită atât în regim “load bearing” cât și împreună cu grefa de os, în regim “load sharing” ca metodă de reconstrucție pe termen lung post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare
4. În contextul în care designul actual al plăcii primare de reconstrucție mandibulară îi conferă acesteia un bun comportament bio-mecanic și o rezistență crescută la oboseală, cercetările viitoare în vederea îmbunătățirii rezultatelor trebuie să se axeze pe descoperirea de noi materiale cu proprietăți superioare din punct de vedere al rezistenței mecanice și duranței mai degrabă decât pe modificări în designul plăcii primare de reconstrucție mandibulară.
5. Ancorarea chingii pterigo-maseterine la periostul bontului mandibular favorizează reconstrucția prin scăderea tensiunilor în complexul placă de reconstrucție-os, menținând totodată o deplasare minimă la interfața placă-os, cheie a unei bune stabilități.
6. Analiza prin metoda elementelor finite efectuată nu a relevat diferențe semnificative privind comportamentul bio-mecanic în cazul utilizării plăcii primare de reconstrucție mandibulară în regim “load bearing” față de regimul “load sharing”.
7. Urmărirea imagistică a pacienților care au beneficiat de plastic reconstructivă post rezecție segmentară laterală de mandibulă trebuie să se axeze pe modificările apărute

la nivelul șurubului de fixare situat cel mai anterior, în apropierea mentonului, ca semnal de alarmă privind riscul de instabilitate a plăcii, cu desprinderea acesteia de os.

8. Modificările apărute la nivelul primului șurub de fixare, plasat cel mai aproape de defect la nivelul bontului ramului mandibular pot constitui elementul cheie în dispensarizarea imagistică postoperatorie a pacienților la care plastia reconstructivă post hemirezecție de mandibulă fără dezarticulare a fost realizată cu ancorarea chingii pterigo-maseterine la periost în evaluarea riscului de slăbire a fixării, cu desprinderea plăcii de os.

Bibliografie selectiva

- [1]. Paul S.A., Karthik A.K., Chacko R., Karunya W.- Audit on titanium reconstruction of mandibular defects for jaw lesions, *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, vol. 6 (Suppl 1), pag.39–43, 2014.
- [2]. Genden E.M.- *Reconstruction of the Head and Neck, A Defect-Oriented Approach*, pag.26-47, Thieme Medical Publishers, Inc., New York, 2012.
- [3]. Moghaddam N.S, Jahadakbar A., Amerinatanzi A., Elahinia M., Miller M., Dean D. - Metallic Fixation of Mandibular Segmental Defects: Graft Immobilization and Orofacial Functional Maintenance, *Plastic and Reconstructive Surgery Global Open*. Sep 8;4(9):e858. eCollection 2016.
- [4]. Gutwald R., Jaegerb R., Lambers F.M. - Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibularreconstruction model, *Computer Methods, Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol 20, No. 4, 426–435, 2017.
- [5]. Azuma Masaki, Yanagawa Toru, Ishibashi–Kanno Naomi, Uchida Fumihiko, Takaaki Ito, Kenji Yamagata, Shogo Hasegawa, Kaoru Sasaki, Koji Adachi, Katsuhiko Tabuchi, Mitsuru Sekido, Hiroki Bukawa - Mandibular reconstruction using plates prebent to fit rapid prototyping 3-dimensional printing models ameliorates contour deformity, *Head & Face Medicine* 10:45, 2014, <http://www.head-face-med.com/content/10/1/45>, accesat 09.12.2017.
- [6]. Pereira A.R., Neves P., Rosa J., Bartlett S. - Curvilinear Segmental Mandibular Reconstruction Utilizing Distraction Osteogenesis and Early Open Callus Manipulation, *Plastic and Reconstructive Surgery. Glob Open*; 5:e1229; 2017.
- [7]. Bucur A. - *Compendiu de chirurgie oro-maxilo-facială*, Q Med Publishing, Bucuresti, 2009.
- [8]. Pascariu I. – *Elemente finite. Concepte-aplicații*, Editura Militară, București, 1985.

- [9]. Faur N.- *Elemente finite fundamentale*, pag.7-11, 38-150, Editura Mirton, Timișoara, 2002.
- [10]. Urken M.L., Weinberg H., Vickery C., Buchbinder D., Lawson W., Biller HF. - 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*; Jul..117(7), pag.733–744, 1991.
- [11].<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=a0655d261898456b958e5f825ae85390&ckck=1>, accesat 15.11.2017.
- [12]. Şanal K.O., Özden B., Baş B. - Finite Element Evaluation of Different Osteosynthesis Variations That Used After Segmental Mandibular Resection. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* ,vol. 28(1), pag. 61-65, 2017.
- [13]. Van Gemert J.T.M., Abbink J.H., van Es R.J.J., Rosenberg A.J.W.P., Koole R., Van Cann E.M. - Early and late complications in the reconstructed mandible with free fibula flaps. *Journal of Surgical Oncology*, vol. 117, nr.4, pag. 773-780, 2018.
- [14]. Si-Myung Park, Deukhee Lee, Jung-Woo Lee, Youngjun Kim, Laehyun Kim, Gunwoo Noh - Stability of the permanently bent plates used in mandibular reconstructive surgery - *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2016*, Aug;2016, pag.2198-2201, 2016.
- [15]. Tripa P, Hluşcu M. - *Rezistentă materialelor - notiuni fundamentale si aplicatii*, vol.II, pag. 203-225, Editura Mirton, Timișoara, 2007,
- [16]. Kim, W. H.,Laird, C. - Crack nucleation and stage I propagation in high strain fatigue - II. mechanism. *Acta Metallurgica*, vol. 26, nr.5, pag. 789–799.1978.
- [17]. Can Yildirim, H., Marquis, G. B., Barsoum, Z. - Fatigue assessment of High Frequency Mechanical Impact (HFMI)-improved fillet welds by local approaches. *International Journal of Fatigue*, vol. 52, pag. 57–67, 2013.
- [18]. Bathias, C. - There is no infinite fatigue life in metallic materials, *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, vol. 22, nr.7, pag. 559–565, 1999.

- [19]. Murakami, Y., Yokoyama, N. N., Nagata, J. - Mechanism of fatigue failure in ultralong life regime. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, vol. 25, nr.8-9, pag. 735–746, 2002.
- [20]. Pugno N., Ciavarella M., Cornetti P., Carpinteri A.. - A generalized Paris' law for fatigue crack growth, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 54, pag. 1333-1349, 2006.
- [21]. Eskandari H., Kim H. S. – „A theory for mathematical framework and fatigue damage function for S-N plane” in Wei, Z.; Nikbin, K.; McKeighan, P. C.; Harlow, G. D. *Fatigue and Fracture Test Planning, Test Data Acquisitions and Analysis. ASTM Selected Technical Papers*, vol. 1598. pp. 299–336, 2017.
- [22]. www.drbugi.com/artmasticatory.html, accesat 19.06.2018
- [23]. Pasat I. - *Anatomia capului si gâtului*, Ed.didactică și pedagogică, București, 1996.
- [24]. www.hindawi.com/journals/bmri/2017/7216120/, accesat 20.07.2018.