

AZƏRBAYCAN RESPUBLİKASI

Əlyazması hüququnda

**İMLANTÜSTÜ ÇIXAN PROTEZLƏRİN İSTİFADƏSİ
ZAMANI İMLANT VƏ İMLANTƏTRAFI
TOXUMALARDA YARANAN STRESLƏRİN TƏHLİLİ**

İxtisas: 3226.01 – Stomatologiya

Elm sahəsi: Tibb

İddiaçı: **Vasif Seymur oğlu Mahmudov**

Fəlsəfə doktoru elmi dərəcəsi
almaq üçün təqdim edilmiş dissertasiyanın

AVTOREFERATI

BAKİ – 2024

Dissertasiya işi Azərbaycan Tibb Universitetinin Ortopedik stomatologiya kafedrasında yerinə yetirilmişdir.

Elmi rəhbər:

əməkdar həkim,
tibb elmləri doktoru, professor
Nazim Adil oğlu Pənahov

Rəsmi opponentlər:

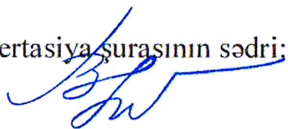
tibb elmləri doktoru, professor
Afət Rəşid qızı Ağazadə

tibb elmləri doktoru, dosent
Elçin Təyyar oğlu Əhmədov

tibb üzrə fəlsəfə doktoru
Vüqar Asif oğlu Qurbanov

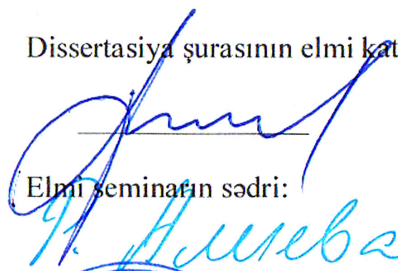
Azərbaycan Respublikasının Prezidenti yanında Ali Attestasiya Komissiyasının Azərbaycan Tibb Universitetinin nəzdində fəaliyyət göstərən ED 2.50 Dissertasiya şurası

Dissertasiya şurasının sədri:



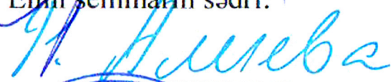
tibb elmləri doktoru, professor
Vəfa Mustafa oğlu Pənahian

Dissertasiya şurasının elmi katibi:



tibb elmləri doktoru, professor
Ağa Çingiz oğlu Paşayev

Elmi seminarın sədri:



əməkdar elm xadimi
tibb elmləri doktoru, professor
Rəna Qurban qızı Əliyeva



DISSERTASIYA İŞİNİN ÜMUMİ SƏCİYYƏSİ

Mövzunun aktuallığı. Ortopedik stomatologiya predmetinin tərkib hissələrindən sayılan implantüstü protezləmə bu və ya digər səbəblərdən itirilmiş dişlərin bərpası üsulu olub, kifayət qədər inkişaf tarixinə malikdir. İmplantüstü protezlər diş sırasında müxtəlif səbəblərdən yaranmış qüsurların bərpası üçün əlverişli imkanlar açır. Diş sırasının müxtəlif qüsurlarında implantüstü protezləmənin özünəməxsus incəlikləri vardır. Son illərdə tam adentiya malik şəxslərin ortopedik müalicəsində tam çıxan protezlərlə müqayisədə implantüstü çıxan protezlərə üstünlük verilməkdədir. Əvvəlcədən müvafiq planlama olmadan icra edilən cərrahi mərhələ implantın uyğunsuz yerləşdirilməsinə, o da həmçinin öz növbəsində funksiya, davamlılıq, estetika və digər problemlərin yaranmasına səbəb olur. İmplantı əhatə edən sümük toxumasında həddən artıq streslər meydana gəldikdə sümük toxuması onu kompensasiya edəcək dərəcədə reaksiya verə bilmir, atrofiya meydana gəlir, sümük itirilməyə başlayır, implantlar laxlayır və sabitlikləri pozulur. Doğru planlama edilməmiş cərrahi müdaxilə, həmçinin, ona uyğun hazırlanmış bar konstruksiya və onun konsol çıxıntıları gələcəkdə bir sıra problemlərin yaranmasına zəmin yaradır. Bu ağırlaşmalardan, çeynəmə zamanı implantlar üzərində yaranan hədsiz stress, zamanla daha çox stressə məruz qalmış implantın itirilməsinə yol açma bilər. Eynilə, bar konstruksiyanın konsol çıxıntısının uzunluğunu düzgün təyin etməmək, gələcək zamanda bar sistemin özündə deformasiyalara səbəb olacaq, nəticədə implantlara ötürülən gərginlik biraz daha artmış olacaq.

İmplantasiya yolla protezləmə zamanı implant, abutment, implantüstü protez və digər bərkidici sistemlər müəyyən edilir. Müasir dental implantlar müxtəlif materialların birləşməsini ehtiva edən kompleks mexaniki konstruksiyalardır. Belə konstruksiyaların layihələşdirilməsi üçün eksperimental, mexaniki və riyazi modelləşdirmələrə ehtiyac yaranır. Modelləşdirmə həqiqi çeynəmə qüvvələri ilə yüklənmə zamanı implantların mexaniki xüsusiyyətlərinin qiymətləndirilməsi üçün mühüm mərhələdir. Dental

implantların istifadəsilə əlaqədar olaraq bir çox amillərin mexaniki və riyazi modelləşdirilməsi məqsədilə son illərdə sonlu elementlər üsulunun tətbiqi geniş yayılmışdır. Sonlu elementlər üsulu (SEÜ) tətbiqi fizikanın rəqəmsal həll üsuludur. Deformasiya olunan bərk cisim mexanikası, istilik mübadiləsi prosesləri, hidrodinamika və elektrodinamikada müvafiq metoddan geniş istifadə edilir. Bu zaman qarşıya qoyulmuş həlli çətinlik törədən texniki məsələlərin həlli təxmini olaraq hədd şərtlərinə malik elliptik differensial tənliklərin yardımı ilə həyata keçirilir. Üsulun mahiyyəti ondan ibarətdir ki, o qarşıya qoyulan məsələnin funksionallığının minimallaşdırılması üçün ayrı-ayrılıqda alt sahələrdə müəyyənləşdirilmiş funksiyalar toplusu kimi baxır və sistemin rəqəmsal analizi onu tam bir vahid kimi nəzərə alır. Sonlu elementlər üsulunun yaranması 50-ci illərdə kosmik məsələlərin həlli ilə əlaqədardır. Bu metod tikinti mexanikası və sərtlik nəzəriyyəsiindən məlum olsa da, onun riyazi əsasları sonradan işlənmişdir, 60-cı illərdən başlayaraq tətbiq sahələri daha da genişləndirilmişdir.^{1,2,3,4}

-
1. N.Pənahov, R.Hüseynli. Ortopedik stomatologiya. İmplantüstü protezlər.(2021) s.31-39
 2. Grzeskowiak RM, Schumacher J, Dhar MS, Harper DP, Mulon P-Y and Anderson DE (2020) Bone and Cartilage Interfaces With Orthopedic Implants: A Literature Review. Front. Surg. 7:601244. doi: 10.3389/fsurg.2020.601244
 3. De Sousa Ferreira V.C., A.P. Lopes, N.M. Alves, F.R.N. Sousa, K.M.A. Pereira, D.V. Gondim, V.C.C. Girão, R.F.C. Leitão, P. Goes Bisphosphonate-related osteonecrosis induced change in alveolar bone architecture in rats with participation of Wnt signaling Clin Oral Investig., 25 (2) (2021), pp. 673-682
 4. Bourauel C., M. Aitlahrach, F. Heinemann, and I. Hasan, "Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants," Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, vol. 57, no. 1, pp. 21–32, 2012. <https://doi.org/10.1515/bmt-2011-0047>

Bu istiqamətdə bir çox elmi tədqiqat işləri aparılmışdır. Belə tədqiqatlardan birində, müxtəlif materiallardan hazırlanmış implantların üzərinə düşən təzyiqlər öyrənilmişdir və nəticədə məhz titan tərkibli yüksək elastiklik moduluna malik implantlar üzərinə düşən təzyiq göstəricilərinin keramik tərkiblilərdən daha yüksək olduğu ortaya çıxmışdır. Bu zaman struktur elementlərində maksimal yerdəyişmələr keramik əsaslı modellərdə, minimal yerdəyişmələr isə titan əsaslı modellərdə qeydə alınmışdır.^{5,6,7,8}

İmplantın osteointeqrasiya olunduqdan sonra hədsiz yüklənməsinin qarşını almaq üçün, göstərilən qüvvənin yaratdığı stresin implant və implantətrafi toxumalara necə yayıldığını, həmçinin bu streslərin implantətrafi toxumalarda yaratdığı yan təsirlərin bilinməsi olduqca vacibdir. Qüvvənin implantdan implantətrafi toxumalara ötürülməsi mexanizminin başa düşülməsi, implantın ömrünü təyin edən vacib faktordur. Çünki həddindən artıq stress, implantın osteointeqrasiyasının uğursuzluğuna, implantüstü konstruksiyada qırıqlara və implantətrafi sümükdə rezorbsiyalara səbəb ola bilər.

-
5. Ellendula Y, Chandra Sekar A, Nalla S, et al. (April 29, 2022) Biomechanical Evaluation of Stress Distribution in Equicrestal and Subcrestally Placed, Platform-Switched Morse Taper Dental Implants in D3 Bone: Finite Element Analysis. Cureus 14(4): e24591. doi:10.7759/cureus.24591]
 6. Messias, M. A. Neto, A. M. Amaro, V. M. Lopes, and P. Nicolau, "Mechanical evaluation of implant-assisted removable partial dentures in Kennedy class I patients: finite element design considerations," Applied Sciences, vol. 11, no. 2, Article ID 659, 2021. <https://doi.org/10.3390/app11020659>
 7. Reda, R.; Zanza, A.; Galli, M.; De Biase, A.; Testarelli, L.; Di Nardo, D. Applications and Clinical Behavior of BioHPP in Prosthetic Dentistry: A Short Review. J. Compos. Sci. 2022, 6, 90. <https://doi.org/10.3390/jcs6030090>
 8. Aunmeungtong W., Khongkhunthian P., Rungsiyakull P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. Oral Implantology .2016;9:202–212. doi: 10.11138/orl/2016.9.4.202.

Tədqiqatın obyekti: Keller təsnifatına görə II tip atrofiyalı çənəyə malik xəstələr.

Tədqiqatın məqsədi dişsiz xəstələrin implantüstü çıxan protezlərlə müalicəsinin səmərəliliyinin artırılması olmuşdur.

Tədqiqatın vəzifələri:

1. Sonlu elementlər analiz üsulundan istifadə etməklə fərqli virtual çənə modelləri üzərində anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən tətbiq edilmiş çeynəmə qüvvələri zamanı kortikal sümük təbəqəsində qeydə alınmış genişlənmə və sıxılma kimi stress göstəricilərinin öyrənilməsi;
2. Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən tətbiq edilmiş çeynəmə qüvvəsinin tətbiqindən sonra spongioz sümük təbəqəsində qeydə alınmış genişlənmə və sıxılma kimi stress göstəricilərinin müəyyənləşdirilməsi;
3. İmplantətrafi anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən tətbiq edilmiş çeynəmə qüvvələri zamanı implantlar üzərinə düşən stress göstəricilərinin araşdırılması;
4. Müxtəlif istiqamətli çeynəmə təzyiqlərinin təsirindən ortopedik konstruksiyanın bar ataçmentinə düşən streslərin müəyyən edilməsi.

Tədqiqat metodları.

CBCT – rentgenoqrafiya üsulu, sonlu elementlər stress analiz üsulu, statistik işlənmə.

Dissertasiyanın müdafiəyə çıxarılan əsas müddəaları:

- İmplantüstü çıxan protezlərin istifadəsi zamanı implant və implantətrafi toxumalarda yaranan streslərin təhlili üçün sonlu elementlər üsulundan istifadə edilə bilər.
- İmplantüstü protezləmə zamanı çənə sümüyünün alveol çıxıntısının hündürlük səviyyələrinin implantasiyanın uğurlu olmasında və implantlar üzərində meydana gələn stress göstəricilərində rolu vardır.
- İmplantüstü protezləmə zamanı implantların sümük toxumasına düzbucaq altında və maksimum bir-birinə paralel yerləşdirilməsi stresin elementlər arasında daha

bərabərsəviyyəli paylanmasına və nəticədə müalicənin müvəffəqiyyət göstəricilərinə yaxşı təsir göstərir.

Tədqiqatın elmi yeniliyi:

- Atrofiyalı dişsiz çənədə 4 implant üzərinə dayaqlanan çıxan protez konstruksiyasının təsirindən implantlara, implantüstü ortopedik konstruksiyaya, implantətrafi kortikal və spongioz sümük qatlarına düşən streslər araşdırılmışdır.
- Tədqiqatın nəticələrinə əsaslanaraq atrofiyalı çənədə 4 implantdan istifadə etməklə implantüstü çıxan protez hazırlanmasında dental implantasiyanın və hazırlanacaq konstruksiyanın ən optimal variantları təklif edilmişdir.

Tədqiqatın praktik əhəmiyyəti.

Aparılmış elmi araşdırmalarımızın nəticələrinin qiymətləndirilməsinə əsasən, dişsiz çənənin implantüstü çıxan protezlərlə ortopedik müalicəsinin effektivliyi təsdiq olunmuş və klinikada istifadəsinin ardıcılığı müəyyən edilmişdir.

İşin aprobasiyası. Tədqiqatın nəticələri aşağıdakı konfranslarda müzakirə edilmişdir:

Nizami Gəncəvinin 880 illik yubileyinə həsr olunmuş “Doktorantların və Gənc Tədqiqatçıların XXIV Respublika Elmi Konfransı”, Bakı 2021; Heydər Əliyevin 100 illiyinə həsr olunmuş Çağdaş Təbabət: Yeniliklər və Müasir yanaşmalar mövzusunda beynəlxalq elmi-praktiki konfrans, Bakı 2023; Analysis of the impact of implant prosthetics on the implant and peripheral tissues on various models, Practice Oreintead Science UAE-Russia İndia, UAE 2022.

Dissertasiya işi ATU-nun Ortopedik stomatologiya kafedrasının 16.11.2023-cü il tarixli 38 sayılı və ED 2.50 Dissertasiya Şurası nəzdində fəaliyyət göstərən 3226.01 – “Stomatologiya” ixtisası üzrə Elmi seminarının 10.01.2024-cü il tarixli 07 sayılı iclaslarında məruzə edilmiş və geniş müzakirədən keçmişdir.

İşin nəticələrinin praktikaya tətbiqi. Tədqiqatdan əldə olunan elmi və təcrübi nəticələr ATU-nun Ortopedik stomatologiya kafedrasının tədris prosesinə və ATU-nun Tədris Stomatoloji Klinikasının təcrübi fəaliyyətinə daxil edilmişdir.

Dissertasiya işinin yerinə yetirildiyi təşkilatın adı. Tədqiqat işi Azərbaycan Tibb Universitetinin Ortopedik stomatologiya kafedrasında və Ankara şəhəri “AY-Tasarım LTD” -nin laboratoriyasında yerinə yetirilmişdir.

Çap edilmiş işlər. Dissertasiya işinin nəticələri və fraqmentləri 9 elmi işdə, o cümlədən 6 məqalə və 3 tezisdə öz əksini tapmışdır. Bu işlərdən 2 məqalə və 1 tezis xaricdə dərc edilib.

Dissertasiyanın strukturu və həcmi. Dissertasiya giriş hissədən (4934 işarə), ədəbiyyat icmalından (12841 işarə), şəxsi tədqiqatlardan və onların müzakirəsindən (189012 işarə), nəticələr (1333 işarə), praktik tövsiyələr (667 işarə) və ədəbiyyat siyahısından (20 səh.) ibarətdir. Ədəbiyyat siyahısı 185 mənbədən ibarətdir.

Dissertasiya işinə 9 cədvəl, 12 qrafik, 2 sxem və 18 şəkil daxil edilmişdir. İşin həcmi 162 səhifədən ibarətdir (202167 işarə).

TƏDQIQATIN MATERIAL VƏ METODLAR

Tədqiqat işi Azərbaycan Tibb Universitetinin Ortopedik Stomatologiya kafedrası və Ankara şəhəri “AY-Tasarım LTD” -nin laboratoriyasında həyata keçirilmişdir.

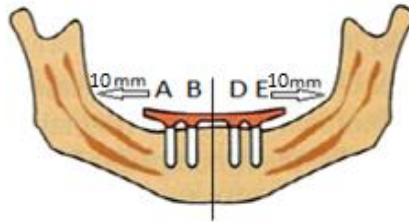
Tədqiqat zamanı 3D rəqəmsal modellərin hazırlanması, homogen hala gətirilməsi və sonlu elementlər stress analiz üsulunun tətbiq edilməsi üçün Intel Xeon CPU 3,30 GHz prosessor, 500 GB Hard Disk, 14 GB RAM ilə təchiz edilmiş və Windows 7 Ultimate Version Service Pack1 əməliyyat sistemi olan kompüterdən, Activity 880 (Smart optics sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795, Boxhum, Almaniya) optik skaner ilə üçölçülü skandan, Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Avenue Seattle, WA 98103 VSA) 3 ölçülü model hazırlama proqram təminatından istifadə edilib. Modellər VRMesh (VirtualGird Inc, Bellevue City, WA, USA) proqramı ilə həndəsi olaraq formalaşdırıldıqdan sonra analizə hazır hala gətirilməsi üçün STL formatında Alger Fempro (ALGOR, Inc. 150 BetaDrivePittsburgh, PA 15238-2932 USA) proqramına yüklənilmişdir. STL formatı 3D modelləmə üçün çox vacibdir. STL formatında düyünlərin koordinat məlumatlarının saxlanması

hesabına proqramlar arasında məlumat mübadiləsi başqa sözlə data transferləri icra edilərkən heç bir məlumat itkisi baş vermir. Algor proqramı ilə lazım olan vəziyyətə gətirildikdən sonra formalaşdırılan modelin mandibulyar sümüyə aid olduğunu, istifadə ediləcək implant, implantüstü protez və s. kimi istifadə ediləcək digər strukturların hansı materialdan hazırlandığını proqrama tanıtmmaq lazımdır. Modelləri təşkil edən strukturların hər birinə fiziki göstəricilərini özündə ehtiva edən elastiklik modulu və Puasson əmsalı kimi göstəricilər verilmişdir. Şəbəkə halına salınma prosesində mümkün olduğu qədər 8 düyünlü (kərpic tipli) 3D elementlərdən istifadə edilir.

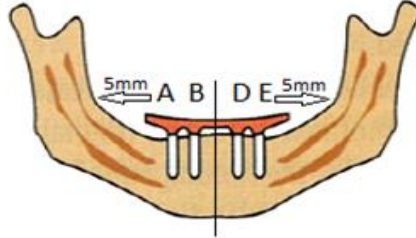
Modellərdəki strukturların mərkəz hissələrində quruluşun tam şəbəkə halına salına bilməsi üçün lazım olduğunda daha az düyünlü 3D elementlərdən istifadə edilir. Bu şəbəkə halına salınma texnikası hesabına hesablamanı asanlaşdırmaq üçün mümkün olan ən yüksək düyünlü elementlər ilə ən yüksək keyfiyyətli şəbəkə quruluşunu formalaşdırırıq. Modellərimizdə yerləşdirə bildiyimiz qədər 8 düyünlü 3D elementlərdən istifadə edirik, ancaq daha incə detalların olduğu sahələrdə lazım olduğunda, 7 düyünlü, 6 düyünlü, 5 düyünlü və 4 düyünlü 3D elementlərdən də istifadə edirik.

Aşağıda 10 fərqli 3D modelinin quruluşu göstərilmişdir.

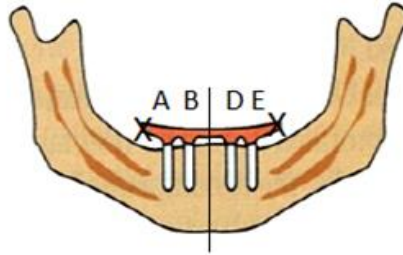
Model 1. (Kontrol qrup) Götürdüyümüz çənədə orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



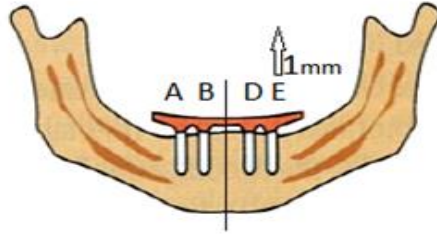
Model 2. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 5 mm-dir.



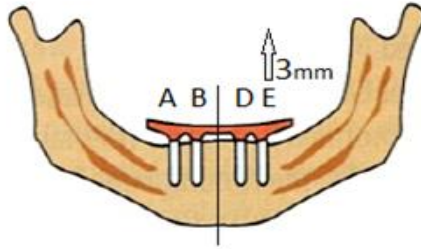
Model 3. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 0 mm-dir (konsolsuzdur).



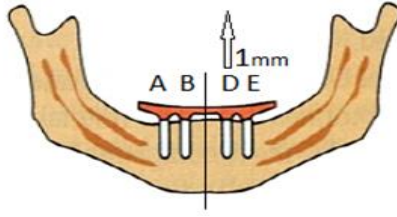
Model 4. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə yüksəklik səviyyəsi 1 mm yüksək (sümük relyefinə uyğun olaraq) E implantı yerləşdirilir. Qalan implantların yüksəklik səviyyələri eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



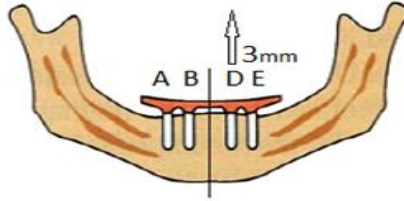
Model 5. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə yüksəklik səviyyəsi 3 mm yüksək (sümük relyefinə uyğun olaraq) E implantı yerləşdirilir. Qalan implantların yüksəklik səviyyələri eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



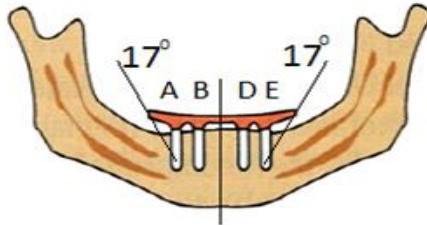
Model 6. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə yüksəklik səviyyəsi 1 mm yüksək (sümük relyefinə uyğun olaraq) D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Qalan implantların yüksəklik səviyyələri eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



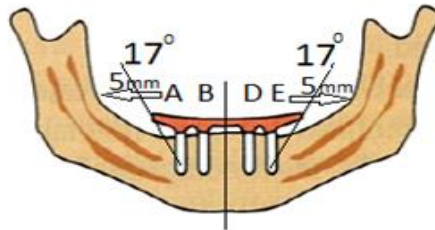
Model 7. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə yüksəklik səviyyəsi 3 mm yüksək (sümük relyefinə uyğun olaraq) D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Qalan implantların yüksəklik səviyyələri eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları 90 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



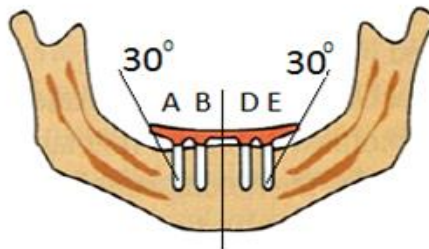
Model 8. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları B və D implantlarında 90 dərəcə, A və E implantlarında 17 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



Model 9. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları B və D implantlarında 90 dərəcə, A və E implantlarında 17 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 5 mm-dir.



Model 10. Orta xətdən sağa 5 mm məsafədə B implantı, B implantından sağa 7 mm məsafədə A implantı, orta xətdən sola 5 mm məsafədə D implantı, D implantından sola 7 mm məsafədə E implantı yerləşdirilir. Yüksəklik səviyyələri bütün implantlarda eynidir. Sümüklə yerləşmə bucaqları B və D implantlarında 90 dərəcə, A və E implantlarında 30 dərəcədir. Bar ataçmentin konsol uzunluğu 10 mm-dir.



Beləliklə, 10 fərqli model üzərində aşardırmanın, tətbiq ediləcək qüvvə 1 sm ölçüsündə sərt qida kütləsinin, 100N qüvvəylə (təqribən 10,2 kq) çeylənməsinin virtual əvəzi sayılırdı. Qüvvə 3 fərqli nöqtədən verilirdi: anterior, distal sağ və distal sol

nahiyyələrdən. Anterior nahiyyədən verildikdə virtual qida loxmasının çevrəsinin mərkəzi xətti mərkəzi kəsici dişlərin arasına düşüb. Qüvvə sağ- və sol-posterior nahiyyədən verildikdə isə virtual qida loxmasının çevrəsinin mərkəzi xətti 5-ci dişlə 6-cı dişin arasına düşüb.

Standartlaşdırma məqsədilə bütün modellərimizdə, D2 sümük sərtliyi, 3mm selikli qısa qalınlığı, 3,5x11mm ölçüsündə implantlar, sümüklə implant arasında 100%-lik osteointeqrasiya səviyyəsi, bar sistem ilə selikli qısa arasında 1mm-lik məsafə götürülmüşdür. Bütün modellərdə eyni akril protezdən istifadə edilmişdir.

Məlumatların statistik təhlilli üçün Microsoft Excel 10.0 və IBM SPSS proqram təminatları istifadə edilmişdir. Alınmış ədəd və qrup göstəriciləri üçün orta qiymətlər (M), onların standart xətası (m), sıraların minimal (min) və maksimal (max) qiymətləri müəyyən edilmişdir. Statistik fərziyyələri yoxlamaq üçün Styudentin testindən və Pirsonun korrelyasiya əmsalından istifadə edilmişdir. Əhəmiyyətlik dəyəri $p < 0,05$ olaraq qəbul edilmişdir.

TƏDQIQATIN NƏTİCƏLƏRİ VƏ ONLARIN MÜZAKİRƏSİ

Qeyd edilən 10 ədəd fərqli model üzərində 3 müxtəlif sahədən olmaqla 100 N çeynəmə qüvvəsinin tətbiqi ilə 30 sonlu elementin analizi həyata keçirilmişdir.

Tədqiqat zamanı tərəfimizdən hazırlanmış çənə modeli sistemlərində çənə sümüyünün kortikal və spongioz qatlarında sıxılma və genişlənməyə bağlı streslər, çənə sümüyü daxilinə yerləşdirilmiş 4 ədəd implant üzərinə düşən streslər və həmçinin hazırlanmış bar ataçment sistemi üzərinə düşən streslər ətraflı şəkildə öyrənilmişdir.

Əldə edilmiş bütün nəticələr rəqəmlər, xüsusi qrafik və şəkillərlə ətraflı formada göstərilmişdir.

Kortikal sümük qatında görülmə genişlənməyə bağlı stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə çənənin kortikal sümük qatında anterior, sağ- və sol-posterior nahiyyələrdən çeynəmə qüvvəsini tətbiq etdikdən sonra “Maximum Principle” qaydası ilə genişlənməyə bağlı stress göstəricilərini əldə etdik. Anterior nahiyyədən qüvvə verdikdə ən yüksək stress dəyəri 2,69

MPa olmaqla model 6-da A implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyədən qüvvə verdikdə 3,03 MPa olmaqla model 10-da B implantı ətrafında, sol-posterior nahiyədən qüvvə verdikdə isə 3,14 MPa dəyərində olmaqla model 10-da D implantı ətrafında görülmüşdür. Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan genişlənməyə bağlı stress dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və kortikal sümükdə yaranan genişlənmənin orta qiymətinə görə “Cluster analysis” statistik üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Burada bir-birinə yaxın stress dəyərləri olan modellər eyni klasterlərdə özünü göstərdi (cədvəl 1).

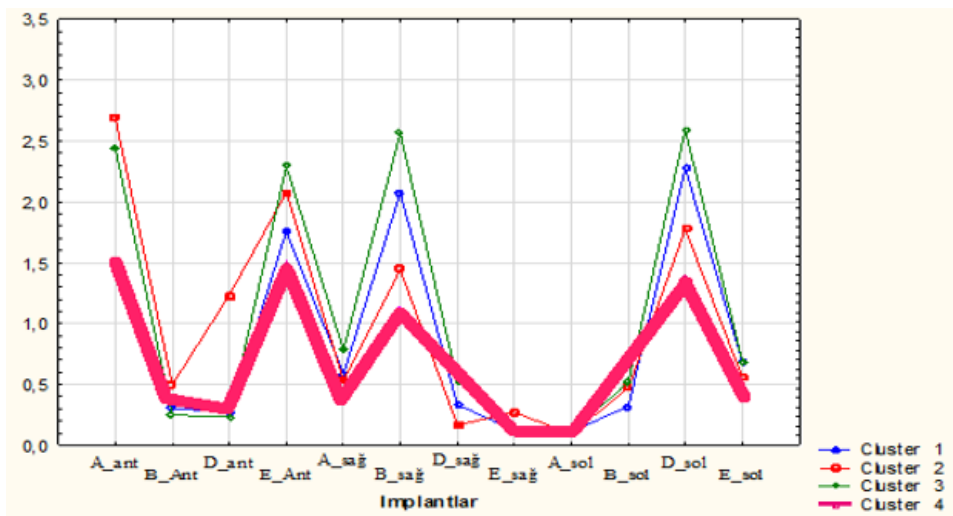
Cədvəl 1.

Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan genişlənmədən klasterlər üzrə implantlara düşən stresin orta qiyməti

İmplantlar	Klasterlər (modellər)				F	p
	Klaster1 (1,2,4)	Klaster2 (6)	Klaster3 (8,9,10)	Klaster4 (3,5,7)		
A Ant	1,50±0,311	2,69	2,44±0,181	1,52±0,101	17,17	0,0024*
B Ant	0,31±0,076	0,50	0,25±0,050	0,37±0,125	2,29	0,1781
D Ant	0,27±0,070	1,23	0,24±0,048	0,31±0,077	63,63	0,0001*
E Ant	1,76±0,129	2,08	2,29±0,059	1,50±0,240	13,34	0,0046*
A sağ	0,59±0,037	0,53	0,78±0,426	0,40±0,112	1,12	0,4134
B sağ	2,07±0,169	1,44	2,56±0,409	1,13±0,242	13,36	0,0046*
D sağ	0,33±0,085	0,17	0,53±0,227	0,63±0,085	3,53	0,0884
E sağ	0,12±0,029	0,27	0,09±0,021	0,12±0,010	17,10	0,0024*
A sol	0,11±0,012	0,09	0,10±0,025	0,10±0,013	0,34	0,7951
B sol	0,32±0,034	0,47	0,52±0,205	0,69±0,031	4,77	0,0496*
D sol	2,28±0,098	1,78	2,59±0,476	1,37±0,627	3,95	0,0719
E sol	0,69±0,161	0,56	0,69±0,563	0,41±0,173	0,42	0,7442

Qeyd: * - fərq statistik dürüstdür (Fişerin F-meyarı)

Alınan dəyərlərin müqasibəsini daha yaxşı anlamaq üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada ifadə etdik (qrafik 1).



Qrafik 1. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan genişlənmənin klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsi

Qrafik 1-dəki bənövşəyi rəngli xətdə diqqət yetirəsi olsaq görürük ki, digər xətlərdən daha hamar dalğalanır, kəskin enmə və qalxma təpələri yoxdur. Bir sözlə, verilən stress bu xətdə aid olan klaster 4-də daha optimal paylanılır. Bir əvvəlki cədvəl 1-ə qayidası olsaq görürük ki, klaster 4-də 3,5,7 –ci modellər bir araya gəlib. Yəni, bu modellər üzərinə düşən çeynəmə qüvvəsinin yaratdığı stress kortikal sümükdə daha optimal paylanılır.

Kortikal sümük qatında görülən sıxılmaya bağlı stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Müəyyən edilmiş nahiyyələrdə qüvvə tətbiq etdikdən sonra sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə çənənin kortikal sümük qatında bu səfər “Minimum Principle” qaydası ilə sıxılmaya bağlı stress dəyərlərini öyrəndik. Alınan nəticələrə baxdıqda ən yüksək stress dəyərləri çeynəmə qüvvəsini anterior nahiyyədən verdikdə -3,84 MPa olmaqla model 6-da B implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyyədən verdikdə -9,65 MPa olmaqla Model 10-da A implantı ətrafında, sol-posterior tərəfdən verdikdə isə -9,99

MPa olmaqla model 10-da E implantı ətrafında aşkarlanmışdır. Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan sıxılmaya bağlı stress dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və kortikal sümükdə yaranan sıxılmanın orta qiymətinə görə “Cluster analysis” üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Burada bir-birinə yaxın stress dəyərləri olan modellər eyni klasterlərdə özünü göstərdi (cədvəl 2).

Cədvəl 2.

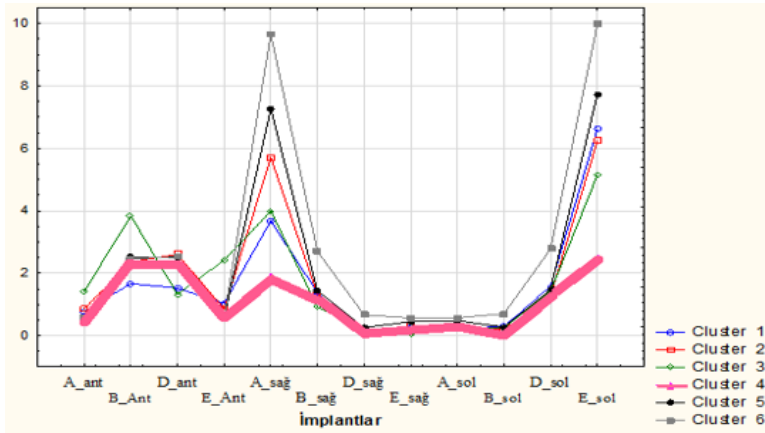
Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan sıxılmadan klasterlər üzrə implantlara düşən stresin orta qiyməti ($M \pm SD$)

İmplantlar	Klasterlər (modellər)						F	p
	Klaster1 (4)	Klaster2 (1,2)	Klaster3 (6)	Klaster4 (3,5,7)	Klaster5 (8,9)	Klaster6 (10)		
A_Ant	0,76	0,86 $\pm$ 0,001	1,41	0,46 $\pm$ 0,037	0,57 $\pm$ 0,032	0,60	164,7	0,0001*
B_Ant	1,67	2,37 $\pm$ 0,003	3,84	2,40 $\pm$ 0,084	2,52 $\pm$ 0,079	2,46	99,6	0,0003*
D_Ant	1,53	2,61 $\pm$ 0,004	1,33	2,37 $\pm$ 0,233	2,49 $\pm$ 0,042	2,54	13,5	0,0130*
E_Ant	1,04	0,86 $\pm$ 0,003	2,42	0,55 $\pm$ 0,034	0,59 $\pm$ 0,002	0,60	1015,0	0,0000*
A_sag	3,67	5,71 $\pm$ 0,019	3,99	1,92 $\pm$ 0,318	7,27 $\pm$ 0,793	9,65	61,7	0,0007*
B_sag	1,39	1,33 $\pm$ 0,009	0,92	1,14 $\pm$ 0,121	1,43 $\pm$ 0,012	2,70	58,1	0,0008*
D_sag	0,17	0,19 $\pm$ 0,002	0,22	0,09 $\pm$ 0,030	0,26 $\pm$ 0,002	0,67	118,4	0,0002*
E_sag	0,26	0,29 $\pm$ 0,021	0,05	0,20 $\pm$ 0,084	0,45 $\pm$ 0,004	0,57	11,8	0,0166*
A_sol	0,23	0,28 $\pm$ 0,002	0,23	0,20 $\pm$ 0,068	0,48 $\pm$ 0,046	0,57	12,4	0,0152*
B_sol	0,29	0,22 $\pm$ 0,001	0,26	0,06 $\pm$ 0,008	0,28 $\pm$ 0,001	0,70	2146,6	0,0001*
D_sol	1,59	1,28 $\pm$ 0,003	1,42	1,23 $\pm$ 0,319	1,49 $\pm$ 0,025	2,78	7,7	0,0349*
E_sol	6,62	6,25 $\pm$ 0,009	5,15	2,51 $\pm$ 0,295	7,74 $\pm$ 0,054	9,99	266,5	0,0003*

Qeyd: * - fərqli statistik düstürdür (Fisherin F-meyarı)

Alınan dəyərlərin müqasirəsinə daha yaxşı anlamaq üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri yenə də xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada ifadə etdik (qrafik 2).

Qrafik 2-də dalğalanan müxtəlif rəngli xətlər içərisində bənövşəyi rəngli xətdə fikir versək görürük ki, digər xətlərlə müqasirədə daha hamar davam edir. Kəskin enmə və qalxma nöqtələri yoxdur.



Qrafik 2. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı kortikal sümükdə yaranan sıxılmanın klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsi (orta qiymət)

Bu onu deməyə əsas verir ki, bənövşəyi xətdə aid olan klastr 4-də stress daha optimal paylanır. Cədvəl 2-dən klastr 4-ə diqqət yetirsək görürük ki, burada da 3,5,7-ci modellər bir yerə cəmlənib. Bir sözlə, çeynəmə zamanı kortikal sümükdə yaranan streslər bu modellərdə daha optimal paylanmışdır.

Spongioz sümük qatında görülən genişlənməyə bağlı stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə çənənin bir digər qatı olan spongioz sümük qatında çeynəmə qüvvəsini anterior, sağ- və sol-posterior nahiylərdən tətbiq etdikdən sonra “Maximum Principle” qaydası ilə genişlənməyə bağlı stress dəyərlərini müəyyənləşdirdik. Görülən ən yüksək stress dəyərləri çeynəmə qüvvəsini anterior nahiyyədən verdikdə model 6-da 0,93 MPa olmaqla B implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyyədən verdikdə model 9-da 1,35 MPa olmaqla A implantı ətrafında, sol-posterior nahiyyədən tətbiq etdikdə isə model 1 və 2-də 1,76 MPa olmaqla E implantı ətrafında olmuşdur. Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən yükləmə zamanı spongioz sümükdə yaranan genişlənməyə bağlı stress

dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və spongioz sümükdə yaranan genişlənmənin orta qiymətinə görə “Cluster analysis” statistik üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Burada da bir-birinə yaxın stress dəyərləri olan modellər eyni klasterlərdə özünə yer tapdı (cədvəl 3).

Müqasibəsini daha yaxşı anlamaq üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada ifadə etdik (qrafik 3).

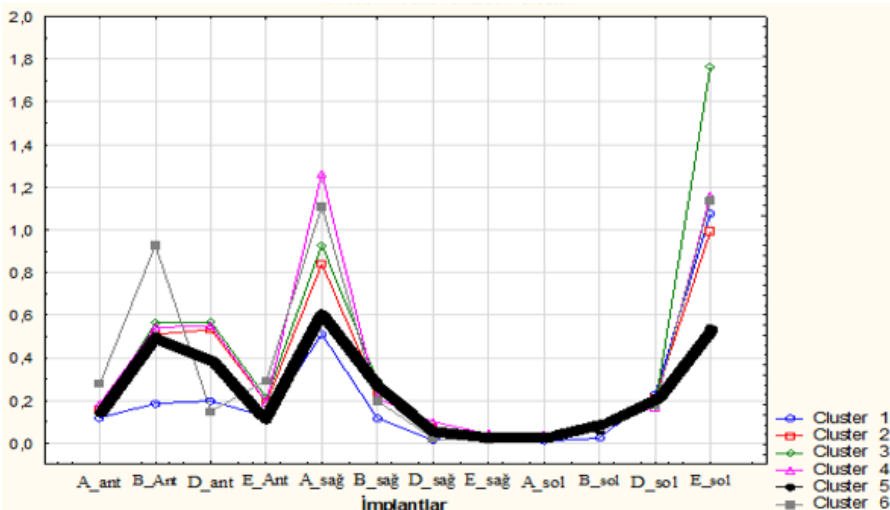
Cədvəl 3.

Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı spongiyoz sümükdə yaranan genişlənmənin klasterlər üzrə implantlara düşən stresin orta qiyməti (M±SD)

İmplantlar	Klasterlər (modellar)						F	p
	Klaster1 (4)	Klaster2 (3,8)	Klaster3 (1,2)	Klaster4 (9,10)	Klaster5 (5,7)	Klaster6 (6)		
A_Ant	0,120	0,159±0,008	0,139±0,000	0,185±0,049	0,139±0,008	0,279	5,9	0,0551
B_Ant	0,185	0,510±0,039	0,564±0,001	0,542±0,034	0,501±0,009	0,928	81,3	0,0004*
D_Ant	0,198	0,532±0,018	0,569±0,001	0,551±0,045	0,388±0,127	0,149	9,7	0,0235*
E_Ant	0,123	0,191±0,027	0,212±0,000	0,194±0,088	0,106±0,027	0,294	2,6	0,1878
A_sag	0,510	0,840±0,146	0,929±0,004	1,261±0,126	0,610±0,027	1,110	13,3	0,0132*
B_sag	0,116	0,238±0,078	0,293±0,051	0,209±0,029	0,258±0,007	0,199	2,0	0,2543
D_sag	0,015	0,075±0,016	0,069±0,000	0,100±0,024	0,057±0,012	0,022	5,9	0,0554
E_sag	0,023	0,023±0,012	0,027±0,000	0,043±0,014	0,027±0,018	0,015	0,80	0,6039
A_sol	0,010	0,024±0,001	0,019±0,000	0,039±0,019	0,021±0,002	0,026	1,5	0,3559
B_sol	0,023	0,072±0,009	0,073±0,000	0,093±0,034	0,058±0,004	0,078	2,4	0,2136
D_sol	0,226	0,210±0,112	0,173±0,060	0,169±0,061	0,216±0,040	0,177	0,18	0,9554
E_sol	1,075	0,993±0,115	1,765±0,000	1,160±0,017	0,540±0,149	1,140	34,6	0,0022*

Qeyd: * - fərq statistik dürtüstdür (Fişerin F-meyarı)

Fərqli sahələrdən yükləmə zamanı spongiyoz sümükdə yaranan genişlənmənin klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsinə qrafik 3-də baxdıqda görürük ki, klaster 5-i ifadə edən qara rəngli xətdin dalğalanması digər xətlərlə müqasibədə daha hamardır. Bu da onu deməyə imkan verir ki, çeynəmə hərəkətləri zamanı klaster 5-ə aid olan modellərdə stresin paylanması digər modellərlə nisbətdə daha optimaldır.



Qrafik 3. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı spongioz sümükdə yaranan genişlənmənin klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsi (orta qiymət)

Spongioz sümük qatında görülən sıxılmaya bağlı stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Sonlu elementlər analiz üsulu ilə həmçinin spongioz sümük qatında “Minimum Principle” qaydası ilə sıxılmaya bağlı stress nəticələrini də əldə etdik. Aldığımız nəticələrə nəzər salarsaq, ən yüksək stress dəyərlərinin çeynəmə qüvvəsini anterior nahiyyədən verdikdə $-0,46$ MPa ilə model 6-da B implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyyədən verdikdə $-1,22$ MPa ilə model 10-da A implantı ətrafında, sol-posterior nahiyyədən verdikdə isə $-0,99$ MPa ilə model 10-da E implantı ətrafında olduğunu görürük. Daha sonra spongioz sümükdə yaranan sıxılmaya bağlı stress dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və spongioz sümükdə yaranan sıxılmanın orta qiymətinə görə “Cluster analysis” statistik üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Klasterlərdə daha yaxın stress dəyərləri olan modellər bir yerə cəmləşdi (cədvəl 4).

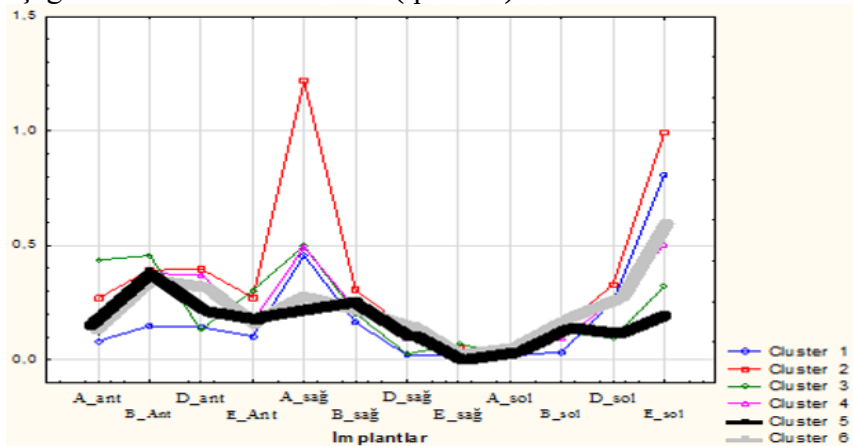
Cədvəl 4.

Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı spongiyoz sümükdə yaranan sıxılmanın klasterlər üzrə implantlara düşən stresin orta qiyməti (M±SD)

İmplantlar	Klasterlər (modellar)						F	p
	Klaster1 (4)	Klaster2 (10)	Klaster3 (6)	Klaster4 (1,2,8,9)	Klaster5 (7)	Klaster6 (3,5)		
A Ant	0,083	0,271	0,437	0,145±0,016	0,122	0,132±0,013	78,9	0,0004*
B Ant	0,149	0,393	0,457	0,378±0,024	0,392	0,369±0,013	23,6	0,0046*
D Ant	0,142	0,398	0,132	0,373±0,060	0,232	0,325±0,049	5,4	0,0637
E Ant	0,103	0,273	0,305	0,167±0,029	0,172	0,160±0,001	9,8	0,0232*
A sağ	0,457	1,217	0,499	0,492±0,071	0,214	0,287±0,103	21,6	0,0054*
B sağ	0,164	0,307	0,204	0,225±0,032	0,255	0,242±0,049	1,8	0,3036
D sağ	0,021	0,137	0,025	0,096±0,001	0,133	0,146±0,016	61,5	0,0007*
E sağ	0,021	0,054	0,071	0,023±0,003	0,018	0,026±0,016	8,1	0,0324
A sol	0,018	0,046	0,023	0,020±0,003	0,027	0,023±0,006	7,8	0,0347*
B sol	0,035	0,137	0,121	0,095±0,005	0,146	0,153±0,022	18,5	0,0072*
D sol	0,255	0,330	0,096	0,254±0,062	0,125	0,260±0,014	2,9	0,1601
E sol	0,808	0,991	0,322	0,502±0,066	0,182	0,597±0,005	28,3	0,0032*

Qeyd: * - fərq statistik dürüstdür (Fişerin F-meyarı)

Aldığımız nəticələrin müqayisəsini daha aydın etmək üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada ifadə etdik (qrafik 4).



Qrafik 4. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı spongiyoz sümükdə yaranan sıxılmanın klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsi (orta qiymət)

Müxtəlif sahələrdən yükləmə sonrası spongioz sümükdə yaranan sıxılmanın klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsinə qrafik 4-də baxdığımız zaman, klaster 5 və 6-nı ifadə edən qara və boz rəngli xətlərin dalğavari davam etməsi digər xətlərlə müqasibədə daha hamardır, yəni kəskin enmə və qalxma təpələri yoxdur. Bu da bizə, çeynəmə hərəkətləri zamanı klaster 5 və 6-ya aid olan 3,5,7-ci modellərdə stresin paylanılmasının digər modellərlə nisbətə daha optimal olmasını deməyə əsas verir.

İmplantlar üzərində görülən stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Sonlu elementlər üsulu ilə bir digər parametrimiz olan implantlar üzərinə düşən stresləri “Von Misses” qaydası vasitəsilə öyrənmişik. Anterior, sağ- və sol-posterior nahiylərdən çeynəmə qüvvəsini tətbiq etdikdən sonra, uyğun olaraq ən yüksək streslərin anterior yükləmədə model 8-də 19,91 MPa olmaqla A implantı üzərində, sağ-posterior yükləmədə yenə model 8-də 103,98 MPa olmaqla A implantı üzərində, sol-posterior yükləmədə isə model 9-da 104,68 MPa olmaqla E implantı üzərində görülmüşdür. Tədqiqatın model 1 sisteminin implantüstü protezinin arxa-sağ nahiyyəsindən çeynəmə qüvvəsi tətbiq edildiyi mərhələsində A implantında meydana gələn stress göstəricisi çox yüksək, 43,21 MPa olsa da, B, D, və E implantları üzərinə düşən təzyiqlər müvafiq olaraq, 5,99 MPa, 2,04 MPa və 0,73 MPa təşkil etmişdir.

Tədqiqatın detalları material və metodlar fəslində ətraflı təsvir edilmiş model 9 sisteminin implantüstü konstruksiyasının anterior nahiyyədən çeynəmə qüvvələri ilə yüklənməsi zamanı implantlarda meydana gələn stress göstəricilərini müəyyənləşdirdiyimiz mərhələsində E implantının stress səviyyəsi 19,77 MPa olmaqla maksimal göstəricini nümayiş etdirmişdir. Bu baxımdan E implantını A implantı izləmişdir ki, çeynəmə qüvvəsinin təsiri ilə onda yaranan təzyiq göstəricisi 17,98 MPa olmuşdur. Bu mərhələdə model-9 sisteminin B və D implantlarında müşahidə olunan stress göstəriciləri müvafiq olaraq, 11,03 MPa və 11,73 MPa kimi təzahür etmişdir.

Tədqiqat zamanı model 9 sisteminin arxa-sağ nahiyyədən çeynəmə qüvvəsilə yüklənməsi zamanı maksimal stress səviyyəsi 95,94 MPa olmaqla A implantında izlənməmişdir. Sistemin B,D və E

implantlarında müşahidə edilən stress göstəriciləri isə uyğun olaraq, 6,01 MPa, 2,13 MPa və 1,88 MPa olmaqla A implantının anoloji göstəricilərindən ciddi şəkildə aşağı olmuşdur.

Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən yükləmə zamanı implantlar üzərində yaranan stress dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və implantlar üzərində görülmə stressin orta qiymətinə görə “Cluster analysis” statistik üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Burada bir-birinə yaxın stress dəyərləri olan modellər eyni klasterlərdə özünü göstərdi (cədvəl 5).

Cədvəl 5.

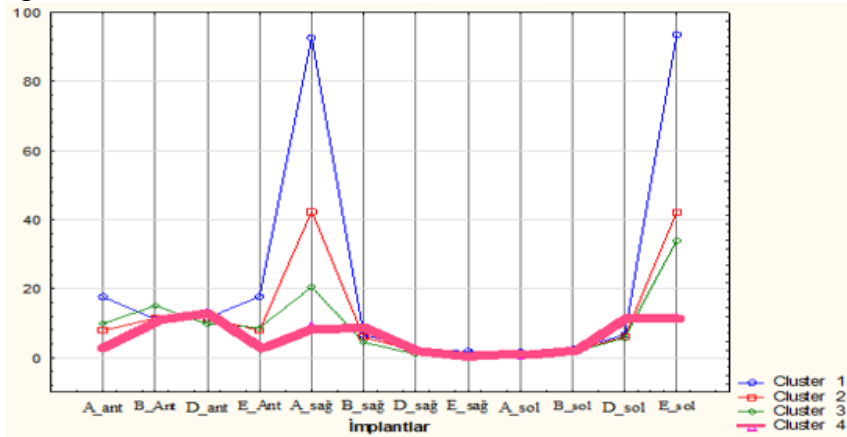
**Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı
implant üzərində yaranan stresin klasterlər üzrə orta
qiyməti(M±SD)**

İmplantlar	Klasterlər (modellər)				F	p
	Klaster1 (8,9,10)	Klaster2 (1,2)	Klaster3 (4,6)	Klaster4 (3,5,7)		
A Ant	17,7±2,41	7,9±0,18	10,0±8,47	3,4±0,36	7,5	0,0184*
B Ant	11,1±0,26	11,5±0,43	15,0±3,76	10,7±3,14	1,5	0,3047
D Ant	11,5±0,18	11,7±0,09	9,8±4,41	13,5±3,61	0,75	0,5591
E Ant	17,7±1,80	7,9±0,08	8,7±4,75	3,2±0,59	22,0	0,0012*
A sağ	92,7±13,27	42,3±1,21	20,5±3,74	9,4±4,90	56,7	0,0001*
B sağ	6,7±1,04	5,9±0,12	4,5±1,93	9,2±3,24	2,2	0,1924
D sağ	2,5±0,58	2,0±0,01	1,04±0,61	2,8±0,81	3,5	0,0905
E sağ	1,9±0,14	0,74±0,016	0,76±0,293	0,52±0,045	50,9	0,0001*
A sol	1,8±0,29	0,75±0,013	0,76±0,301	0,60±0,041	18,8	0,0019*
B sol	2,5±0,59	2,0±0,00	1,6±0,29	2,3±0,73	1,2	0,3792
D sol	6,6±1,02	6,1±0,12	5,8±1,24	11,4±5,15	2,0	0,2157
E sol	93,5±11,07	42,2±0,53	33,9±10,73	12,1±3,26	55,1	0,0001*

Daha sonra aldığımız nəticələrin müqasıyəsini daha anlaşılan etmək üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada göstərdik (qrafik 5).

Qrafik 5-ə nəzər saldıqda görürük ki, klaster 4-ü ifadə edən bənövşəyi xətt digər klasterləri ifadə edən xətlərlə müqasıyədə daha hamar dalğalanır. Digər xətlərə nisbətdə kəskin qalxma və enmə nöqtələri yoxdur. Bu da fikrimizi əsaslandırmağa imkan verir ki, klaster 4-də bir araya gələn 3,5,7-ci modellərdə implantlar üzərinə

düşən streslərin yayılması digər modellərlə müqasayədə daha optimaldır.



Qrafik 5. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı implant üzərində yaranan stresin klasterlər üzrə dəyişməsi (orta qiymət)

Bar ataçment sistemi üzərində görülən stress göstəricilərinin qiymətləndirilməsi. Tədqiqatımızın bir digər parametri olan bar ataçment sistemi üzərinə düşən stresləri də sonlu elementlər analiz üsulu ilə araşdırmışıq. Fərqli istiqamətlərdən qüvvə verdikdən sonra bar ataçment sistemi üzərində ən yüksək stress dəyərləri anterior yükləmədə model 9-da A implantı nahiyyəsində 30,84 MPa olmaqla, sağ-posterior yükləmədə yenə model 9-da A implantı nahiyyəsində 158,31 MPa olmaqla, sol-posterior yükləmədə isə model 9-da E implantı nahiyyəsində 131,34 MPa olmaqla aşkarlanmışdır. Tədqiqatın bu mərhələsində model 1 sisteminin implantüstü protezinin anterior nahiyyəsinə çeynəmə qüvvəsilə təsir edildikdə A implantı üzərindəki bar ataçment sahəsində meydana gələn stress göstəricisi 13,34 MPa olmuşdur. Tədqiqatın bu mərhələsində müvafiq istiqamətdən çeynəmə qüvvəsinin təsiri ilə digər implantüstü ataçment bar sistemi sahələrində meydana gələn stress göstəriciləri də demək olar ki, bərabər səviyyədə olmuşdur. Belə ki, B, D və E implantlarının üzərindəki ataçment bar

sistemi sahələrində yaranan stress göstəriciləri uyğun olaraq, 13,82 MPa, 14,37 MPa və 11,34 MPa təşkil etmişdir.

Tədqiqatın model 6 sisteminin implantüstü konstruksiyasının anterior sahədən çeynəmə qüvvəsilə yüklənməsi zamanı bar ataçment sisteminin implantlara uyğun sahələrində meydana gələn stress göstəricilərini öyrəndiyimiz mərhələsində maksimal göstərici 20,09 MPa olmaqla sistemin B implantının üzərindəki ataçment sahəsinə uyğundur. Bubaxımdan sistemin B implantına uyğun ataçment sahəsini A implantına uyğun ataçment sahəsi izləmişdir ki, onun anoloji göstəricisi 15,03 MPa təşkil etmişdir. Bu zaman sistemin D və E implantlarının üzərinə uyğun gələn ataçment sahələrində ortaya çıxan stress göstəriciləri isə çox cüzi fərqlilik nümayiş etdirmişdir. Belə ki, bu zaman qeyd edilən sahələrdə müşahidə edilən stress göstəriciləri uyğun olaraq, 10,22 MPa və 11,77 MPa aşkar edilmişdir.

Tədqiqatın model 6 sisteminin sağ-posterior nəhiyədən çeynəmə qüvvəsilə yükləndiyi mərhələsində maksimal ataçment sahəsi stresi A implantı üzərində meydana gəlmişdir, 16,94 MPa. Bu zaman sistemin B, D və E implantlarının üzərindəki ataçment sahələrində meydana gələn stress göstəriciləri ardıcıl olaraq, 3,13 MPa, 1,02 MPa və 0,96 MPa kimi təzahür etmişdir.

Tədqiqat nəticəsində model 6 sisteminin implantüstü protezinin sol-posterior nəhiyəsinə çeynəmə qüvvəsilə yüklənərkən maksimal ataçment sahəsi stresi sistemin ən solunda yerləşən E implantının üzərində qeydə alınmışdır, 26,53 MPa. Tədqiqatın bu dövründə minimal ataçment sahəsi stresi göstəricisi A implantı üzərində qeydə alınmışdır, 0,93 MPa. Model 6 sisteminin B və D implantları üzərindəki ataçment sahələrində yaranmış stress göstəriciləri arasında ciddi fərq olmaqla ardıcıl olaraq, 1,65 MPa və 9,77 MPa müəyyənləşdirilmişdir. Tədqiqatın model 8 sisteminin implantüstü protezinin anterior, sol-posterior və sağ-posterior sahələrdən olmaqla ayrılıqda 3 istiqamətdən çeynəmə qüvvələrinin tətbiqi zamanı implantüstü bar ataçment sahələrində meydana gələn stress göstəricilərini müəyyənləşdirdiyimiz mərhələsi zamanı əldə etdiyimiz minimal göstərici 2,37 MPa olmaqla sistemin sağ-posterior nəhiyədən yüklənməsi zamanı D implantının üzərindəki ataçment sahəsində,

maksimal göstərici isə 147,81 MPq olmaqla sistemin sağ-posterior nahiyyədən yüklənməsi zamanı A implantı üzərinə uyğun gəlmişdir.

Tədqiqatın model 9 sisteminin implantüstü protezinin anterior nahiyyəsindən çeynəmə qüvvəsilə yüklənməsi zamanı implantüstü bar ataçment sahələrində meydana gələn stress səviyyələrini öyrəndiyimiz mərhələsində maksimal göstərici A implantının üzərindəki bar ataçment sahəsində qeydə alınmışdır, 30,84 MPa. Bu baxımdan A implantı üzərindəki bar ataçment sahəsinin stress göstəricisi E implantı üzərindəki bar ataçment sahəsi izləmişdir, 25,92 MPa. Tədqiqatın bu mərhələsində model 9 sisteminin B və D implantlarının üzərindəki bar ataçment sahələrində ortaya çıxan stress göstəriciləri isə müvafiq olaraq, 13,85 MPa və 14,30 MPa kimi aşkar edilmişdir.

Anterior, sağ- və sol-posterior sahələrdən yükləmə sonrası bar ataçment sistemi üzərində yaranan stress dəyərlərini sonlu elementlər analiz üsulu ilə öyrəndikdən sonra modellər üzrə orta qiymətlərini hesabladıq və implantlar üzərində görülən stresin orta qiymətinə görə “Cluster analysis” statistik üsulu ilə modelləri klasterlərə ayırdıq. Burada da bir-birinə yaxın stress dəyərləri olan modellər eyni klasterlərdə özlərinə yer tapdı (cədvəl 6).

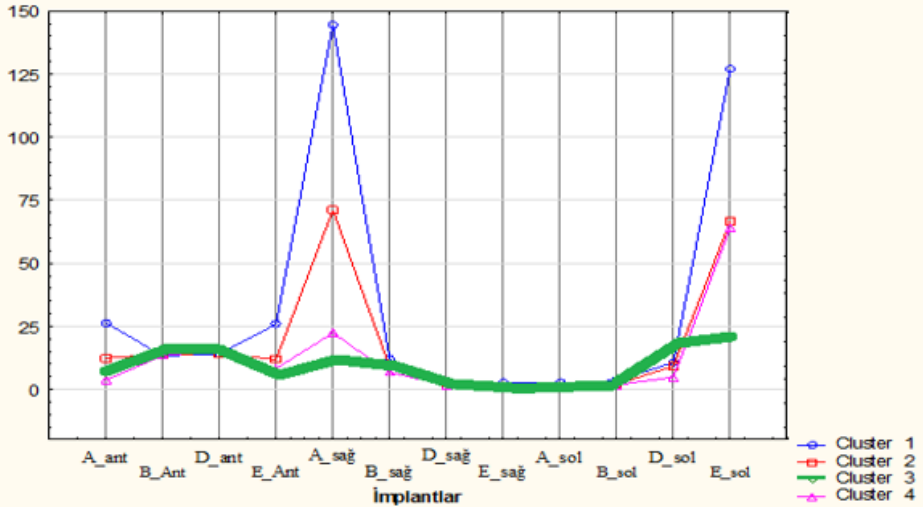
Cədvəl 6.

Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı bar ataçment sistemi üzərində yaranan stresin klasterlərdə implantlar üzrə orta qiyməti (M±SD)

İmplantlar	Klasterlər (modellar)				F	p
	Klaster1 (8,9,10)	Klaster2 (1,2)	Klaster3 (3,5,6,7)	Klaster4 (4)		
A Ant	26,4±3,86	12,4±1,28	6,6±5,64	3,7	12,4	0,0055*
B Ant	13,3±1,37	13,8±0,01	14,1±5,13	13,3	0,03	0,9918
D Ant	14,1±0,25	14,2±0,21	16,1±7,92	15,5	0,09	0,9620
E Ant	25,8±0,97	11,8±0,71	6,0±3,87	8,3	30,1	0,0005*
A sağ	144,5±15,67	71,1±8,01	12,1±5,24	22,3	100,7	0,0000*
B sağ	11,9±5,11	9,0±0,44	10,2±6,94	6,7	0,24	0,8672
D sağ	2,7±0,63	2,2±0,04	3,1±2,04	1,6	0,38	0,7729
E sağ	2,6±0,28	1,1±0,09	0,82±0,32	0,72	25,2	0,0008*
A sol	2,5±0,53	1,2±0,07	0,72±0,15	0,49	20,6	0,0015*
B sol	3,5±2,13	2,1±0,01	2,5±0,95	1,7	0,68	0,5980
D sol	10,6±1,89	9,1±0,77	17,8±12,76	4,8	0,83	0,5232
E sol	127,0±6,21	66,8±4,21	21,1±6,78	64,0	165,1	0,0000*

Qeyd: * - fərq statistik düstüddür (Fişerin F-meyarı)

Digər parametrlərimizdə olduğu kimi burada da aldığımız nəticələrin müqayisəsini daha anlaşılan etmək üçün hər bir klaster üzrə orta qiymətləri xətti qrafik və müxtəlif rənglər şəklində aşağıdakı formada göstərdik (qrafik 6).



Qrafik 6. Anterior, sağ və sol posterior sahələrdən yükləmə zamanı bar sistem üzərində yaranan stresin klasterlərdə implantlar üzrə dəyişməsi (orta qiymət)

Qrafik 6-ya diqqət yetirdikdə, klaster 3-ü ifadə edən yaşıl xətt digər klasterləri ifadə edən xətlərlə müqayisədə daha hamar dalğalanır. Digər xətlərə nisbətə kəskin qalxma və enmə nöqtələri yoxdur. Yəni, klaster 3-də bir araya gələn 3,5,7-ci modellərdə implantlar üzərinə düşən streslərin yayılması digər modellərlə müqayisədə daha optimal olmuşdur.

Alınan göstəriciləri təhlili və müqayisəsi həyata keçirildikdən sonra ən optimal stress paylanması bir implantın yerləşmə səviyyəsi 3 mm olan modellərdə müşahidə edilmişdir. Həmçinin konsol çıxıntısının 0 mm olan modeldə də optimal stress paylanması

qeydə alınmışdır. Yerləşmə səviyyəsi 1 mm olan modellərdə qeydə alınan stress miqdarı isə həmin sümük topoqrfiyasına uyğun çənələrdə hamaralama prosesinin lazım ola biləcəyini göstərmişdir. Bucaq altında yerləşdirilmiş modellərdə əldə etdiyimiz stress göstəricilərinin qeyri-bərabər paylanması və implantlar üzərinə düşən stress göstəricilərinin olduqca yüksək miqdarda olması səbəbindən, implantların mümkün olduqca bucaq altında yerləşdirilməsindən yayınmaq lazımdır.

Beləliklə, 3D sonlu elementlər stress analiz üsulu əsasında modellər üzərində apardığımız araşdırmaya əsasən bu nəticəyə gələ bilərik ki, konsolsuz 3-cü modeldə olan streslərin paylanması optimaldır. İmplantın yerləşim səviyyəsi 3 mm olan modellərdə, yəni model 5 və 7-də bar sistem üzərində yaranan streslər daha optimal paylandığı üçün implant əməliyyatı zamanı bu konfigurasiyaya uyğun çənəyə malik sümükdə əlavə dəyişikliklər etməyə bilərik. Sümük-implant ara səthində meydana gələn genişlənmə və sıxılma kimi qüvvələr osteointeqrasiyanın keyfiyyətinə və davamiyyətinə əhəmiyyətli dərəcədə təsir göstərir. Məsələn, sümük toxumasına təsirə malik olan genişlənmə qüvvəsi sümüyün sıxlığını zəiflədir. Ona görə də implantların strukturu lahiyələşdiriləndə yuxarıda adı çəkilən qüvvələrin nisbəti və tarazlığı nəzərə alınmalıdır.

NƏTİCƏLƏR

1. Sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə çənənin kortikal sümük qatında müxtəlif nahiylərdən çeynəmə qüvvəsini tətbiq etdikdən sonra genişlənməyə bağlı stress göstəriciləri, anterior nahiylədən qüvvə verdikdə ən yüksək stress dəyəri 2,69 MPa olmaqla model 6-da A implantı ətrafında, sağ-posterior nahiylədən qüvvə verdikdə 3,03 MPa olmaqla model 10-da B implantı ətrafında, sol-posterior nahiylədən qüvvə verdikdə isə 3,14 MPa dəyərində olmaqla model 10-da D implantı ətrafında görülmüşdür. Sıxılmaya bağlı ən yüksək stress göstəriciləri isə çeynəmə qüvvəsini anterior nahiylədən verdikdə -3,84 MPa olmaqla model 6-da B implantı ətrafında, sağ-posterior

nahiyədən verdikdə -9,65 MPa olmaqla model 10-da A implantı ətrafında, sol-posterior tərəfdən verdikdə isə -9,99 MPa olmaqla E implantı ətrafında aşkarlanmışdır. Kortikal qatda istər genişlənməyə istərsə də sıxılmaya bağlı stress nəticələrinin təhlili onu göstərdi ki, 3,5,7-ci modellərimizdə streslərin paylanması daha optimal olmuşdur [1,2,4,8,9].

2. Sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə çənənin spongioz sümük qatında anterior, sağ- və sol-posterior nahiyələrdən çeynəmə qüvvəsinin tətbiqindən sonra genişlənməyə bağlı ən yüksək stress göstəriciləri çeynəmə qüvvəsini anterior nahiyədən verdikdə model 6-da 0,93 MPa olmaqla B implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyədən verdikdə model 9-da 1,35 MPa olmaqla A implantı ətrafında, sol-posterior nahiyədən tətbiq etdikdə isə model 1 və 2-də 1,76 MPa olmaqla E implantı ətrafında olmuşdur. Sıxılmaya bağlı ən yüksək stress göstəriciləri isə çeynəmə qüvvəsini anterior nahiyədən verdikdə -0,46 MPa ilə model 6-da B implantı ətrafında, sağ-posterior nahiyədən verdikdə -1,22 MPa ilə model 10-da A implantı ətrafında, sol-posterior nahiyədən verdikdə isə -0,99 MPa ilə model 10-da E implantı ətrafında aşkarlanmışdır. Spongioz qatda alınan nəticələrinin təhlili, digər modellərlə nisbətdə 3,5,7-ci modellərimizdə streslərin paylanılmasının daha optimal olduğunu göstərdi [2,3,4,8].
3. Fərqli modellərimiz üzərində implantlar üzərinə düşən streslərin sonlu elementlər stress analiz üsulu ilə öyrənilməsi onu aşkar etdi ki, anterior, sağ- və sol-posterior nahiyələrdən çeynəmə qüvvəsini tətbiq etdikdən sonra, uyğun olaraq ən yüksək streslərin anterior yükləmədə model 8-də 19,91 MPa olmaqla A implantı üzərində, sağ-posterior yükləmədə yenə model 8-də 103,98 MPa olmaqla A implantı üzərində, sol-posterior yükləmədə isə model 9-da 104,68 MPa olmaqla E implantı üzərində olmuşdur. Alınan nəticələrin təhlilinə əsasən onu deyə bilərik ki, 3,5,7-ci modellərdə çeynəmə qüvvəsinin yaratdığı stress implantlar üzərində daha optimal paylanılır [5,6,7,8].

4. Sonlu elementlər stress analiz üsulunun tətbiqi ilə müxtəlif istiqamətlərdən qüvvə verdikdən sonra bar ataçment sistemi üzərində ən yüksək stress dəyərləri anterior yükləmədə model 9-da A implantı nahiyyəsində 30,84 MPa olmaqla, sağ-posterior yükləmədə yenə model 9-da A implantı nahiyyəsində 158,31 MPa olmaqla, sol-posterior yükləmədə isə model 9-da E implantı nahiyyəsində 131,34 MPa olmaqla aşkarlanmışdır. Alınan nəticələrin təhlili bar ataçment sistemi üzərinə düşən çeynəmə qüvvələrinin yaratmış olduğu streslərin paylanılmasının yenə də 3,5,7-ci modellərdə daha optimal olduğunu göstərir [3,4,5,7].

PRAKTİKİ TÖVSIYƏLƏR

1. İmplantın yerləşmə səviyyəsi 3 mm olan modellərdə yaranan stresslərin daha optimal paylanıldığını aşkar edildiyindən implantasiya əməliyyatı zamanı qarşımıza bu konfigurasiyaya uyğun çənə çıxdıqda, sümükdə əlavə yonmaqla korreksiyalar edilməyə bilər.
2. Tədqiqatımız zamanı, implantın yerləşmə səviyyəsi 1 mm olan modellərdə yaranan streslərin qeyri-bərabər paylanıldığı müşahidə edildiyindən, dental implantasiya əməliyyatı zamanı qarşımıza bu konfigurasiyaya uyğun çənə çıxdıqda sümükdə hamarlanma prosesi icra edilməlidir.
3. Bucaq altında yerləşdirilmiş implantların olduqca çox stress altında qaldığını müşahidə etdiyimizdən klinik şəraitin imkan verdiyi həddə qədər çərçivəsində implantların bucaq altında yerləşdirilməsindən çəkinmək lazımdır.

Dissertasiyanın mövzusu üzrə dərc edilmiş elmi işlərin siyahısı

1. Mahmudov V.S. İmplantüstü çıxan protezlərin istifadəsi zamanı implantətrafi selikli qısa təbəqələrində yaranan streslər

//Azərbaycan Təbabətinin Müasir Nailiyyətləri. № 3, 2022, ISSN 2073-2651, s.144-150.

2. Pənahov N.A., Mahmudov V.S. Sonlu elementlər stress analiz üsulunun stomatologiyada tətbiqi // Sağlamlıq, №6, 2020 ISSN 2706-6614, s. 205-209.
3. Pənahov N.A., Mahmudov V.S. İmplantüstü çıxan protezlərin istifadəsi zamanı kortikal sümükdə yaranan streslər // Azərbaycan Təbabətinin Müasir Nailiyyətləri. №4,2021 ISSN 2073-2651, s. 150-156.
4. Mahmudov V.S. İmplantüstü protez konstruksiyasının yüklənməsi zamanı implantlar ətrafında qeydə alınan spongioz genişlənmə stressi // Sağlamlıq, №1,2022, ISSN 2706-6614, s. 149-154.
5. Mahmudov V.S. İmplantüstü çıxan protezlərin istifadəsi zamanı implantda yaranan streslər. Nizami Gəncəvinin 880 illik yubileyinə həsr olunmuş “Doktorantların və Gənc Tədqiqatçıların XXIV Respublika Elmi Konfransı” Bakı, 23-24 noyabr, 2021. s. 47-49.
6. Панахов Н.А., Мамедов Ф.Ю., Махмудов В.С. Метод конечных элементов по изучению напряжений в имплантате и окружающей его кости в повышении качества лечения полной адентии, //Сучасна Стоматолооия, 3-4 (111) 2022. ISSN 1992-576, с. 56-62.
7. Панахов Н.А., Махмудов В.С. Анализ напряжений при фиксации съёмных протезов на имплантах //Актуальны проблеми сучасно медицини. Том 21 Випуск 4 (76) Полтава, 2021, ISSN 2077-1096, с.121-129.
8. Mahmudov V.S. Analysis of the impact of implant prosthetics on the implant and peripheral tissues on various models, Practice Oreintead Science // UAE-Russia India. Materials of international University Forum Date; 12May UAE 2022. p. 161-163.
9. Mahmudov V.S. İmplantüstü konstruksiyaların tətbiqi zamanı implantətrafi toxumalarda yaranan streslər // Heydər Əliyevin 100

illiyinə həsr olunmuş “Çağdaş Təbabət: Yeniliklər və Müasir yanaşmalar” mövzusunda beynəlxalq elmi-praktiki konfrans. Bakı, 2023 . s. 34-35.

Dissertasiyanın müdafiəsi « 11 » iyun 2024-ci il tarixində saat « 14.00 »-də Azərbaycan Tibb Universitetinin nəzdində fəaliyyət göstərən ED 2.50 Dissertasiya şurasının iclasında keçiriləcək.

Ünvan: AZ 1022, Bakı şəh., Ə. Qasımsadə küç., 14 (konfrans zalı).

Dissertasiya ilə Azərbaycan Tibb Universitetinin kitabxanasında tanış olmaq mümkündür.

Dissertasiya və avtoreferatın elektron versiyaları Azərbaycan Tibb Universitetinin rəsmi internet saytında yerləşdirimişdir (www.amu.edu.az).

Avtoreferat « 08 » may 2024-ci il tarixində zəruri ünvanlara göndərilmişdir.

Çapa imzalanıb: 02.05.2024

Kağızın formatı: 60 x 84 1/16

Həcm: 37876 işarə

Tiraj: 100