

DÖRT FARKLI TİP ALVEOLER DEFEKTE SAHİP MAKSİLLADA DÖRTLÜ ZİGOMATİK İMPLANT UYGULAMASININ BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

EVALUATION OF THE BIOMECHANICAL EFFECTS OF QUAD ZYGOMATIC IMPLANT APPLICATION IN FOUR DIFFERENT MAXILLARY DEFECT TYPES

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep GÜMRÜKÇÜ*

Makale Kodu/Article code: 4048
Makale Gönderilme tarihi: 24.04.2019
Kabul Tarihi: 25.07.2019

ÖZ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, dört farklı alveoler defekt tipine sahip maksillada dörtlü zigomatik implant kullanımının biyomekanik etkilerini değerlendirmektir.

Materyal ve Metod: SolidWorks Computer-Aided Design (CAD) programı kullanılarak insan kafatası, zigoma implantları, bar ataşman ve hibrit protez 3 boyutlu olarak modellenmiştir. İntak modelde, farklı alveoler defekt senaryolarını taklit etmek için dört farklı defekt tipi modellendi. Tüm modellerde, birinci ve ikinci premolar diş bölgelerinde dört adet zigomatik implant yerleştirildi, sonrasında modellenen parçaların montajı tamamlandı. Veriler ANSYS Workbench yazılımına aktarıldı, ve 300 N masseterik kuvvet ve protez üzerinde 150 N dikey oklüzal kuvvet uygulandı, kemik/implantlardaki Maksimum Von Mises Stres ve deformasyon değerleri renkli dağılım skalaları ile görselleştirildi ve karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Bulgular: Beş model arasında, kemikte görülen en yüksek Von Mises Stres değeri, tek taraflı kusurlu (1/3 kusurlu) maksillada bulundu. Deformasyon değeri 2/3 kusurlu maksilla modelinde en yüksek bulundu. Asimetrik defekt modellerinde, maksilla'nın sağlam kısmında daha yüksek stres değerleri elde edildi. Simetrik kusurlu modellerde, stresin daha homojen bir şekilde dağıldığı görüldü.

Sonuç: Kortikal kemik kalınlığı, defektin büyüklüğü ve lokalizasyonu implantın stabilitesi ve başarısı ile yakından ilişkili faktörler arasındadır.

Anahtar Kelimeler: Zigomatik implant, Kuad zigoma, Maksillar defekt, Sonlu elemanlar stres analizi

ABSTRACT

Aim: The purpose of this study was to evaluate the biomechanical effects of quad zygomatic implant use in four different type alveolar defect of maxilla.

Materials and Methods: Three dimensional models of human skull, zygomatic implants, bar attachment and hybrid prosthesis was modeled using SolidWorks Computer-Aided Design (CAD) program. Four different defect locations were modeled on intact model to mimic different alveolar defect scenarios. In all models, four zygomatic implants were placed on maxilla models at the location of first premolar and second premolar tooth, assembly of the modeled parts were completed. The data were processed by ANSYS Workbench software, 150N vertical occlusal and 300N masseteric load were simulated on modeled prosthesis. The Maximum Von Mises Stress in bone/implants and deformations were visualized and comparatively evaluated with color distribution scale.

Results: Among five models, the Maxium Von Mises Stress, in bone, was found in the unilateral defected (1/3 defected) maxilla. The maximum deformation was found in the 2/3 defected maxilla model. In the asymmetric defect models, higher stress values were obtained in the intact part of maxilla. In the models with symmetric defect, it was found that the stress was distributed more homogeneously.

Conclusion: Cortical bone thickness, defect size and localization are among the factors closely related to the stability and success of the implant.

Keywords: Zygomatic implant, Quadrant zigoma, Maxillary defect, Finite element stress analysis

* Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi AD , Rize.



GİRİŞ

Maksillada, özellikle malign tümöral oluşumlar nedeniyle yapılan rezeksiyon sonrasında hastada kaybolan estetik ve fonksiyonu geri kazandırmak oldukça problem teşkil etmektedir.¹ Özellikle onkolojik rezeksiyon yapılmış hastalar konuşma, çiğneme, yutma ve dolayısıyla hayat kalitesi bakımından ciddi problem yaşamaktadırlar.² Bu tür vakalarda, hastaya kaybolan oral fonksiyon ve estetiği geri kazandırmak amaçlı, nonvasküler flepler, lokal flepler, mikrovasküler free flepler, titanyum plak veya vidalarla uygulanan kemik greftleri, konvansiyonel protetik obtüratör uygulaması veya zigomatik/dental implant-destekli obtüratör protez uygulaması kullanılan tedavi alternatifleri arasında sayılabilmektedir.³⁻⁶ Sayılan bu tedavi alternatifleri arasında greft kullanılarak alveolar defektin rekonstrüksiyonu her ne kadar etkin bir yöntem olarak literatüre sunulmuş olsa da, son zamanlarda bu cerrahi yöntemin komplikasyonları olması (donör saha morbiditesi vs.) ve uzun tedavi/ iyileşme zamanı gerektirmesi nedeniyle daha kısa sürede sonuç alınabilecek, pratik, iyileşme riski greftleme prosedürlerinden daha az olan tedavi alternatiflerine yönelme artmıştır.^{7,8}

Geleneksel yöntemde zigomatik implant uygulaması, full ark maksiller protezlerde retansiyon sağlamak amacıyla 2 adet zigomatik implantın posterior bölgede, 2-4 dental implantın anterior bölgede uygulanması esasına dayanmaktadır.⁹ Ancak, özellikle anterior maksillada dental implant yerleştirmeye elverişli olmayacak düzeyde kemik kaybı olduğu vakalarda posterior bölgede bir kadranda 1 yerine 2 zigomatik implant uygulanarak toplamda dört adet zigomatik implant (Kuad zigoma) ile protez desteği sağlanmaya çalışılır.¹⁰ Dörtlü (Kuad) zigoma implantların klinik uygulamaları ve başarı oranları ile ilgili literatüre sunulmuş olan raporlar kuad zigomatik implantların başarısını destekler niteliktedir.^{11,12}

Sonlu elemanlar stress analizi (SESA) bir bütünü modelleyip, modeli element adı verilen mikro parçalara ayırarak ve elemanlar üzerinde tek tek hesaplama yaparak stres dağılımını tayin etmeye yarayan bir analiz yöntemidir. Özellikle çok yönlü ve verimli bir analiz olması gerekçesi ile tıp, diş hekimliği alanlarında sıklıkla canlı ve canlı olmayan dokular üzerindeki stres gerilmelerini hesaplamak için sıklıkla kullanılmaktadır.^{13,14}

Bu çalışmada SESA, dörtlü zigoma implant planlanan farklı defekte sahip maksilla modellerini simüle etmek, oral koşulların modellendiği yapıların üzerine kuvvet uygulayarak yapıları stres altındaymış gibi inceleyip, implant ve çevre kemikteki stres miktarını değerlendirmek amaçlı kullanılmıştır. Çalışmanın amacı, farklı alveolar defekt tiplerinde uygulanan dörtlü zigomatik implantların etkinliklerinin biyomekanik olarak karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

MATERYAL VE METOD

Kafatasının anatomisine uygun olarak üretilmiş bir model optik tarama cihazında (Metris Nikon, Metris MCA 30, Nikon, 2009, İtalya) tarandı. Elde edilen veriler SolidWorks Computer-Aided Design (CAD) programına (Version 2015, Dassault Systems SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD) aktarıldı ve program kullanılarak kafatasının 3 boyutlu modellenmesi tamamlandı. Maksilla Lekholm ve Zarb sınıflaması esas alınarak D3 maksiller kemik kalitesine sahip olacak şekilde modellendi. Kortikal kemik kalınlığı modelde 0,75 mm kalınlığında tutuldu. Modellenen kortikal tabakanın içinde kalan kemik, trabeküler kemik olarak modellendi. Kortikal ve trabeküler kemiğin material özellikleri modellenen alanlara atandı. Ana modelleme tamamlandıktan sonra, intakt model üzerinde dört ayrı defekt modeli planlaması için defektler oluşturulmaya başlandı. Maksillar arkta kanin dişler referans alınarak, ark 3 anatomik bölgeye ayrıldı. Maksilla üzerindeki anatomik bölgeler;

1. Bölge: Sağ tüber-14 numaralı dişler arasını

2. Bölge: 13-23 numaralı dişler arasını

3. Bölge: 24 nolu diş- tüber arasını temsil etmektedir.

Modeller, bu bölgelerdeki defektlere göre 4 ayrı şekilde modellendi;

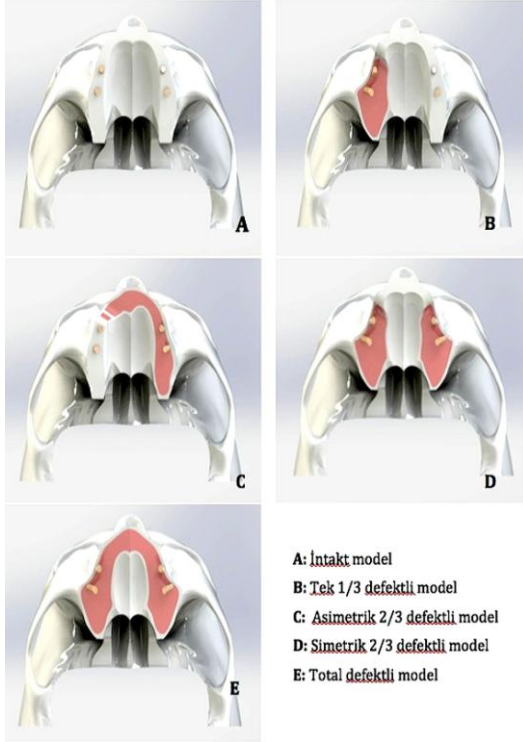
1. Modelde herhangi bir kemik defekti modellenmedi (İntak model-Ana model) (Şekil 1A)
2. Modelde sol taraf intakt bırakıldı, 1. bölgede 1cm derinliğinde alveolar kemik, programın '**kes**' modülü kullanarak traşlandı (Şekil 1B).
3. Modelde sağ taraf intakt bırakıldı ve 2 ve 3. bölgeler programın '**kes**' modülü kullanarak 1cm derinliğinde traşlandı (Şekil 1C).
4. Modelde 2. bölge intakt bırakıldı, 1. ve 3. bölgelerden 1 cm yüksekliğinde kemik traşlandı.



(Şekil 1D).

5. Modelde tüm alveolar kemik (1., 2. ve 3. bölge) tamamen traşlandı (Şekil 1E).

Böylelikle toplamda 5 adet maksilla modeli oluşturuldu.



Şekil 1. İntakt model ve 4 ayrı defektli model grupları

Nobel Biocare İmplant sistemindeki zigomatik implantların boyutları ve morfolojisi referans alınarak, 48 mm ve 52 mm boyunda ve 4.1 mm çapında zigomatik implantlar modellendi. İmplantlar, intakt modelde bilateral olarak 1. ve 2. premolar bölgesindeki alveol kretinden kemiğe girip ve zigomatik kemiğin içinde sonlanacak şekilde modeller üzerine monte edildi. İmplantın yerleştirildiği alandaki kemik 'kavite' komutu kullanılarak boşaltıldı. İmplant ve kemik arasında tam temas olduğu ve osseointegrasyonun tamamen sağlanmış olduğu varsayıldı.¹⁵ Zigomatik implantların üzerine 5 mm yüksekliğinde açılı abutmentler modellendi ve modellenen abutmentlerin implant ile sıkı temasta olduğu varsayıldı.¹⁶

Bar ataşman modellendi, alveol kretin 2 mm yukarısında, ve implantlara bağlandı. Krom-nikel alaşımının özellikleri modellenen bar ataşmanın olduğu bölgeye atandı.

Dişlerin anatomik boyutlarına sadık kalınarak,

implant destekli hibrid protez modellendi ve akrilik rezinin material özellikleri modellenen proteze atandı. Protez ve bar arasında sıkı bağlantı olduğu varsayıldı. Modellemede kullanılan materyallerin özellikleri tabloda görülmektedir (Tablo 1).

Tablo 1. Modellemede kullanılan materyallerin özellikleri

Materyal	Elastik Modül (E) (MPa)	Poisson Oranı (ν)
Akrilik	3,000	0.35
Kortikal Kemik	13,700	0.30
Kansellöz Kemik	1,370	0.30
İmplant (Titanyum)	103,400	0.35
Bar (Krom-Nikel)	200,000	0.33

Tüm modellemeler tamamlandıktan sonra, model elamanlara ayrıldı ve mesh yapı elde edildi. Tüm modellerdeki eleman ve nod sayıları Tablo 2 'de verilmektedir.

Tablo 2. Modellerdeki eleman ve düğüm (nod) sayıları

Model	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model A	628967	983674
Model B	568965	938617
Model C	529457	897589
Model D	513897	854639
Model E	463822	719804

Modelleme tamamlandıktan sonra Solidworks programındaki veriler ANSYS Workbench 12.01 (Ansys Inc.) programına aktarıldı. 1.premolar, 2. premolar ve 3. molar dişlerinin kontak noktaları üzerinden 150'şer N olmak üzere toplam 300 N kuvvet uygulandı. Masseter kasın kuvveti toplamda 300 N olacak şekilde 3 ayrı eksende (x: 12.42 N, y: 53.04 N, z: 25.14 N) kuvvet uygulandı.

Renkli dağılım skalaları kullanılarak, implantlarda ve çevre kemikte meydana gelen stres (Von Mises Stres ve yer değiştirme) değerleri kaydedildi. Stres analizi sonuçları, matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edildiğinden, verilerin bir varyansı olmadığından veriler üzerinde istatistiksel analiz yapmak anlamsızdır. Bu nedenle veriler modeller arasında kıyaslama yapılarak sonuçlar yorumlanmıştır.

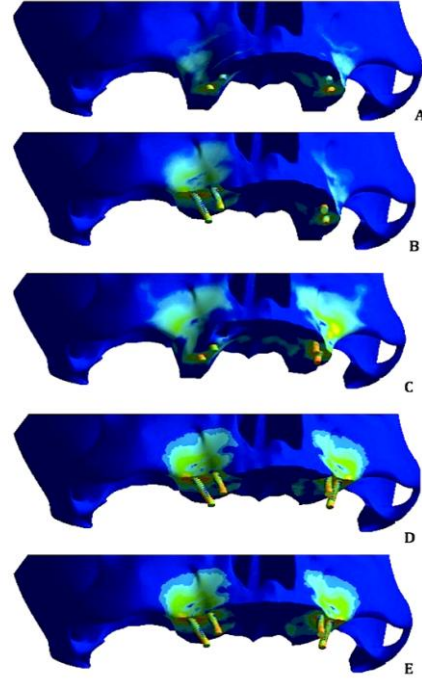
BULGULAR

İntakt modelde (Model A) maksimum Von Mises Stres değeri 71.47 MPa olarak bulundu. Kemikte oluşan Maksimum Von Mises stresin, distaldeki implantlarının etrafındaki kemiğin kortikal tabakasında

yoğunlaştığı görüldü. Stres değerleri Model B için 93.129 MPa, Model C için 92.41 MPa, Model D için 82.035 MPa, Model E için 82.147 MPa olarak bulundu. Kemikte oluşan stres değerleri açısından gruplar arasındaki stress değerleri Model B>Model C> Model E> Model D>Model A olarak sıralandı (Tablo 3) (Şekil 2).

İntakt modelde, implantlardaki stress değeri Model A'da 126.59MPa, Model B'de 141.13 MPa, Model C'de 140.87 MPa, Model D'de 109.52 MPa, Model E'de 108.631 MPa olarak bulundu. İmplantların üzerinde oluşan maksimum stres değerleri arasında en yüksek stres Model B'de distaldeki implantın boyun kısmında bulundu (141.13 MPa). Modeller arası stress değerleri Model B>Model C> Model A> Model D>Model E olarak sıralandı (Tablo 3).

Deformasyon değerleri Model A'da 0.9213 mm, Model B'de 0.049 mm, Model C'de 0.053 mm, Model D'de 0.042 mm, Model E'de 0.0408 mm bulundu. Kemikte en fazla deformasyon model C'de izlendi. Tüm modellere arasında deformasyon değerleri Model C>Model B> Model D> Model E>Model A olarak sıralanadı (Tablo 3).



Şekil 2. Tüm modellerde kemikte meydana gelen Von Mises Stres dağılımı

Tablo 3. Kemik/implantlardaki stress ve deformasyon değerleri

Model Tipi	Kemikteki Maksimum Von Mises Stres (Mpa)/Lokalizasyon	İmplanttaki Maksimum Von Mises Stres (Mpa) / Lokalizasyon	Kemikteki Maksimum Deformasyon (mm) / Lokalizasyon
Model A	71.47 Bilateral distaldeki implantların boyun çevresindeki kemikte	126.59 Bilateral, distaldeki implantların boyun bölgesinde	0.0213 Bilateral, distaldeki implantların apikalinde
Model B	93.12 İntakt tarafta, distaldeki implantın boyun çevresindeki kemikte	141,13 İntakt tarafta, distaldeki implantın boyun bölgesinde	0.049 Defekli tarafta, distaldeki implantın apikalinde
Model C	92.41 İntakt tarafta, distaldeki implantın boyun çevresindeki kemikte	140.87 İntakt tarafta, distaldeki implantın boyun bölgesinde	0.053 Defekli tarafta, distaldeki implantın apikalinde
Model D	82.03 Bilateral, distaldeki implantların boyun çevresindeki kemikte	109.52 Bilateral, distaldeki implantların boyun bölgesinde	0.042 Bilateral distaldeki implantların apikalinde
Model E	82.14 Bilateral, distaldeki implantların boyun çevresindeki kemikte	108.631 Bilateral distaldeki implantların boyun bölgesinde	0.0408 Bilateral distaldeki implantların apikalinde

TARTIŞMA

Literatürde, standart zigomatik implant uygulamasının, bilateral posterior maksillada ikişer zigomatik implant ve anterior bölgede 2-4 dental implant uygulaması şeklinde planlandığı bilinmektedir.¹⁷ Fakat bazen, özellikle ileri atrofi vakalarında, (anterior dental implantların uygulanmasının ilave greftleme prosedürü olmaksızın mümkün olmayacağı durumlarda) son yıllarda dörtlü zigomatik implant uygulaması ile maksillanın protetik rehabilitasyonu uygulanan tedavi alternatifleri arasındadır. Bu uygulama, literatürde oldukça düşük fail oranları ile rapor edilen bir prosedür olarak bilinmektedir.¹⁸

Aboul-Hosn Centenero ve arkadaşları¹⁹, yapmış oldukları meta analiz çalışmasında, dörtlü zigomatik implant ile 2 regüler/2 zigomatik implantın kombinasyonunun sonuçlarını karşılaştırmışlar ve sonuç olarak survey oranları bakımından gruplar arasında istatistiksel fark olmadığını bildirmişlerdir. Dörtlü zigomatik implant uygulamaları ileri düzeyde defekli maksillada, protezin retansiyon ve stabilitesini artırmak amaçlı son yıllarda sıklıkla kullanılan teknikler arasındadır. Her ne kadar literatürde klinik olarak oldukça fazla sayıda vaka rapor edilmiş ve zigomatik implantların başarısı birçok çalışma ile literatüre

sunulmuş olsa da, zigomatik implantların biyomekanik başarısına sistematik ve kapsamlı bir şekilde netlik kazandırılmamıştır.⁹ Bu nedenle zigomatik implantın biyomekaniğini kapsamlı olarak değerlendirme gerekliliği doğmaktadır.

Ağız boşluğu karmaşık bir biyomekanik yapıya sahiptir ve bu sebeple, uygulanan kuvvetlerin dokudaki etkileri ve dokunun cevabının *in-vivo* şartlarda değerlendirilmesi oldukça zor ve bazen imkansızdır. Bu nedenle *in-vitro* şartlarda değerlendirme yapmak gerekebilmektedir. Bu amaçla diş hekimliğinde kullanılan teknikler; Gerilim ölçer, fotoelastik, holografik interferometre, kırılma vernikle kaplama ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) olarak sıralanmaktadır.

SESA 1960'lerden beri kullanılmakta olan ve incelenen dokunun biyomekanik analizinin yapılmasına imkan sağlayan kabul edilebilir bir sayısal analiz yöntemidir.²⁰ İncelenmek istenen doku, SESA'da bir bütün olarak modellenir, modellenen parça ufak birimlere (element) ayrılır. Bu parçaların birbirine temas ettiği noktalar düğüm noktaları olarak tanımlanır ve bu noktalar vasıtasıyla stresin bir elementten diğerine aktarılmasıyla yayıldığı varsayılır.¹⁶

Mevcut çalışmada, dört farklı defekt tipine sahip maksillada dörtlü zigomatik implant uygulamasının biyomekaniğinin SESA ile biyomekanik yönden değerlendirme sonuçları sunulmaktadır. Literatürde defektli maksillada zigomatik implant uygulamalarının biyomekanik değerlendirmesini içeren birçok çalışma bulunmasına rağmen, dörtlü zigomatik implant uygulamasının dört farklı alveoler defekt tipinde kullanımının değerlendirildiği çalışma bulunmamaktadır.^{6,21,22} Bu yönüyle çalışmamız literatüre ışık tutabilecek nitelikte yeni ve kıymetli sonuçlar içermektedir.

Çalışmamızın sonuçları, en yüksek stres değerlerinin tek taraflı defekt olan modelde (Model B) olduğunu ve bunu Model C'nin çok yakın bir stres değeri ile takip ettiğini göstermektedir. Duan ve arkadaşları⁹, yapmış oldukları çalışmanın sonucunda, defekt miktarı arttıkça, dörtlü zigomatik implant uygulanan maksillada, kemikte meydana gelen stresin arttığı bilgisini literatüre sunmuşlardır. Mevcut çalışma sonuçlarımız ise bu anlamda Duan ve arkadaşlarının çalışması ile gelişmektedir. Fakat Duan ve arkadaşlarının çalışmalarında oluşturulan defekt bölgeleri sadece implantların yerleştirileceği bölgeleri içermektedir yani daha dar alanda simüle edilmiştir. Bu mevcut çalışmada ise

maksilla, bilateral kanin bölgeleri referans alınarak maksilla toplam 3 bölüme ayrılmış, defekt bölgeleri daha geniş tasarlanmıştır. Dolayısıyla, uygulanan kuvvetin protez üzerinde oluşturacağı moment etkisi mevcut çalışmamızda daha fazladır. Çalışmamızda tek taraflı defekt olan Model B'de ki stresin tüm maksillada alveolar defekt simüle edilen Model E'den fazla bulunması bu moment etkisi ile açıklanabilir. Çalışma sonuçlarının Duan ve arkadaşlarının sonuçları ile gelişmesi ise planlama ve model farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bununla birlikte çalışma sonuçlarımız kıyaslamalı olarak değerlendirildiğinde total alveolar defektli olan Model E'deki stres değerinin Model B ve Model C'den düşük olduğu görülmektedir. Fakat Model B ve Model C'de asimetrik maksilla defektleri üzerinde çalışıldığı göz önüne alınırsa, fizik kurallarına göre, tek taraflı defektli maksillada kuvvetin defeksiz maksilla tarafından karşılanmaya çalışılacağı, bu nedenle sağlam kısımda özellikle implantın kemik ile birleşim bölgesinde yüksek gerilme değerleri bulunması beklenen bir sonuçtur. Asimetrik olan bu modellerdeki stresin asimetrik olmayan modellerden tek farkı stresin belirli alanda yığılması ve moment etkisi oluşturmasıdır. Simetrik modellerde ise stres daha dengeli ve homojen dağılmakta ve implantın yüzeyi boyunca kemiğe daha homojen dağılım göstermektedir. Deformasyon değerlerinin de Model B ve Model C'de fazla bulunması, asimetrik defektli maksillada uygulanan kuvvetin, proteze bükme kuvveti uyguladığını, sağlam taraftaki implant ile kemik birleşim bölgesinde kemiği deforme etmeye yönelik olduğunu destekler niteliktedir.

Literatürde, implant uygulamalarında kemiğe uygulanan kuvvetin büyük bir kısmının kortikal tabaka tarafından karşılandığı, spongios tabakanın stres karşılama konusunda kortikal kemiğe kıyasla daha az rol oynadığı bilinmektedir.²³ Özellikle kortikal tabaka kalınlığının stres miktarı ile bire bir ilişkili olduğu, kemik kalitesinin implantın biyomekaniğini, primer stabilitesini ve başarısını etkileyen faktörlerden biri olduğu rapor edilmiştir.^{24,25} Çeşitli sebeplerle defekt oluşmuş maksillada, defektli alveol kretinde kortikal tabakanın kaybedilmiş olması sonucunda stresin sağlam taraftaki kortikal tabaka ile karşılanması ve dolayısıyla intakt kısımdaki kortikal tabakada stres değerinin yüksek çıkması literatürde rapor edilmiş olan bu bilgiler ile uyumludur.

Mevcut çalışma sonucunda Model B ve Model C'de kemikte ve implanttaki stres değerleri ve yer değiştirme (deformasyon) değerlerinin birbirine çok yakın bulunduğu görülmektedir. Aynı şekilde, kemikteki deformasyon miktarlarının da birbirine oldukça yakın olduğu görülmüştür. Mevcut çalışmada, Model C'nin Model B'den farkının anterior defekt varlığı olduğu düşünülürse, bu sonuca bakarak, anterior bölgedeki kemik miktarının dörtlü zigomatik implant planlamasında stres dağılımı üzerinde çok büyük etki yaratmadığı söylenebilir. Bu bölgedeki defektin stres dağılımını etkilememesi, dörtlü zigomatik implantların premolar kısımda konumlanmasına ve anterior alveol kretin yükü taşımada herhangi bir destek rolü üstlenmemesi ile açıklanabilir. Literatürde implant destekli protez tasarlanan sonlu elemanlar analizi çalışmalarının neredeyse tümünde, stresin özellikle yükü taşıyan distal implantın etrafında yoğunlaştığı görülmektedir.^{6,9,22} Bu bulgu, ilave anterior alveolar kemik defektinin modeller üzerinde stres farkı yaratmama nedenini açıklar. Mevcut çalışmada, B ve C modelleri arasındaki çok yakın stres değerleri arasındaki fark minimaldir, yorumlanacak anlamlı bir farka rastlanılmamıştır.

Literatürde kemik yapısı için kritik kuvvet eşik değeri tanımlanmıştır. Kritik eşik değeri bir materyalin deformasyon göstermeden dayanabileceği maksimum kuvvet düzeyi olarak bilinmektedir. Literatürde bu konu ile ilgili belirtilmiş farklı eşik değeri miktarları bulunmaktadır. Bir çalışmada kortikal kemikteki kritik değerler 145 N olduğu belirtilirken diğerinde kemiğin yaklaşık 150 N gerilme ve 250 N sıkışma kuvvetine dayanabileceği belirtilmiştir.^{26,27} Sugiura ve arkadaşları²⁶, yaptıkları çalışmada kemik rezorbsiyonu için sınır değerler 50 MPa olduğunu belirtmiştir. Mevcut çalışmada, elde edilen stres değerlerinin hiçbiri bu kritik akma dayanımını aşmamaktadır. Bu sebeple çalışma sonucumuzda herhangi bir deformasyon beklenmemektedir. Fakat Model B ve Model C'deki değerler bu kritik değere oldukça yakındır. Ayrıca rezorbsiyon bakımından değerlendirilirse, çalışmada elde edilen tüm değerler 50 MPa'nın üzerindedir, tüm modeller rezorbsiyon riski taşıyamaktadır.

Sonuç olarak mevcut çalışma sonuçlarına bakıldığında, alveolar desteğin kemikte meydana gelen stresi etkileyebilecek düzeyde olduğu, kuvvetin yığılma bölgelerindeki pik değerlerinin defektin lokalizasyonuna ve simetrik olup/olmamasına bağlı

olduğu sonucuna varılabildiği görülmektedir. Defekli maksillada defekt alanı, simetrisi, kemik tipi değerlendirilmeli ve oluşabilecek stres miktarı öngörülerek klinik planlama kontrollü bir şekilde yapılmalıdır.

Zeynep Gümrükçü: ORCID ID: 0000-0002-5910-2218

KAYNAKLAR

1. Baqain ZH, Anabtawi M, Kraky M, Malkawi Z. Morbidity from anterior iliac crest bone harvesting for secondary alveolar bone grafting: an outcome assessment study. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67:570-5.
2. Pellegrino G, Tarsitano G, Basile F, Pizzigallo A, Marchetti C. Computer-Aided rehabilitation of maxillary oncological defects using zygomatic implants: a defect-based classification. J Oral Maxillofac Surg 2015; 73:2446 e1-2446 e11.
3. Vosselman N, Merema BJ, Schepman KP, Raghoobar GM. Patient-specific sub-periosteal zygoma implant for prosthetic rehabilitation of large maxillary defects after oncological resection. Int J Oral Maxillofac Surg 2019; 48:115-7.
4. Chigurupati R, Aloor N, Salas R, Schmidt BL. Quality of life after maxillectomy and prosthetic obturator rehabilitation. J Oral Maxillofac Surg 2013; 71:1471-8.
5. Devlin H, Barker GR. Prosthetic rehabilitation of the edentulous patient requiring a partial maxillectomy. J Prosthet Dent 1992; 67:223-7.
6. Akay C, Yalug S. Biomechanical 3-dimensional finite element analysis of obturator protheses retained with zygomatic and dental implants in maxillary defects. Med Sci Monit 2015; 21:604-11.
7. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67:872-81.
8. Ömezli MM, Ertas Ü. Zigoma implantları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Dergi 2015; 10:190-5.
9. Duan Y, Chandran R, Cherry D. Influence of alveolar bone defects on the stress distribution in quad zygomatic implant-supported maxillary prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2018; 33: 693-700.



10. Bothur S, Jonsson G, Sandahl L. Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:902-4.
11. Stievenart M, Malevez C. Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6-40-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39:358-63.
12. Davo R, Pons O. Prostheses supported by four immediately loaded zygomatic implants: a 3-year prospective study. *Eur J Oral Implantol* 2013; 6: 263-9.
13. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4:200-3.
14. Ramoğlu S, Ozan O. Dış Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi. *Atatürk Üni Dış Hek Fak Derg* 2014; 9:175-80.
15. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:657-65.
16. Gumrukcu Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med* 2017; 86:47-54.
17. Branemark PI, Grondahi K, Ohnell LO, Nilsson P, Petruson B, Svensson B, Engstrand P, Nannmark U. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004; 38:70-85.
18. Duarte LR, Filho HN, Francischone CE, Peredo LG, Branemark PI. The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system--a 30-month clinical and radiographic follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007; 9:186-96.
19. Aboul-Hosn Centenero S, Lazaro A, Giralto-Hernando M2, Hernández-Alfaro F3. zygoma quad compared with 2 zygomatic implants: a systematic review and meta-analysis. *Implant Dent* 2018; doi: 0.1097/ID.0000000000000726.
20. Piccioni MA, Campos EA, Saad JRC, Andrade MF, Galvao MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO* 2013; 10:369-77.
21. Uckan S, Oguz Y, Uyar Y, Ozyesil A. Reconstruction of a total maxillectomy defect with a zygomatic implant-retained obturator. *J Craniofac Surg* 2005; 16:485-9.
22. Wen, H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, Deng M, Tian W. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 2014; 111:203-15.
23. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23:104-11.
24. Bardyn T, Gedet P, Hallermann W, Buchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:1006-14.
25. Roze J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, Layrolle P. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20:1140-5.
26. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2000; 1:165-70.
27. Cezayirlioglu H, Bahniuk E, Davy DT, Heiple KG. Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque. *J Biomech* 1985; 18: 61-9.

Yazışma Adresi

Dr. Öğretim Üyesi Zeynep GÜMRÜKÇÜ
Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi,
Dış Hekimliği Fakültesi,
Ağız Dış Çene Cerrahisi Anabilim Dalı,
Rize, Türkiye.
Telephone: +904642220000
Faks: +904642220002
E-mail: zeynep_dt@hotmail.com

