

## PREMAKSİLLA İLE TEK TARAFLI MAKSİLLER DEFEKTLİ REZEKSİYON OBTURATÖRLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

### THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF REZECTION OBTURATORS IN PREMAXILLA AND UNILATERAL MAXILLARY DEFECTS

Dt. Canan AKAY\*

Dr.Dt. Duygu KARAKIŞ\*

Prof. Dr. Suat YALUĞ\*

**Makale Kodu/Article code:** 1701  
**Makale Gönderilme tarihi:** 17.05.2014  
**Kabul Tarihi:** 15.07.2014

#### ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; Aramany sınıf IV maksiller defektlerde zigomatik implant kullanılarak yapılmış obturatör protezlerin biyomekanik özelliklerini, zigomatik implant içermeyen obturatör protezlerin işlevsel yük dağılım değerlerini analiz etmektir.

**Gereç ve yöntem:** Maksiller rezeksiyon yapılmış Aramany sınıf IV obturatör protezin ve rezeksiyon yapılan bölgenin üç boyutlu katı modeli elde edildi. Oluşturulan modellere 150 N kuvvet protezin birinci molar diş hizasından oklüzyon düzlemine vertikal olarak uygulandı. İlk yükleme defektin bulunduğu taraftan, ikincisi sağlam kemiğin bulunduğu bölgeden, üçüncü yükleme ise her iki taraftan uygulandı. Kantitatif analizlere dayanan sıkışma ve gerilme değerleri Algor (Fempro, USA) programında incelendi.

**Bulgular:** Kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stresler şekiller ve renk skalaları ile gösterildi. Elde edilen sayısal veriler ise grafiklerle belirtildi.

**Sonuç:** Zigomatik implant uygulamasının kemiğe iletilen kuvvetleri azalttığı ve Aramany sınıf IV obturatör protezlerde zigomatik implant kullanımının alternatif bir tedavi seçeneği olduğu görüldü.

**Anahtar kelimeler:** Zigomatik implant, obturatör protez, Aramany IV, sonlu elemanlar analizi

#### ABSTRACT

**Purpose:** The objective of this study is to analyze comperatively the properties of functional load and stres distribution by using Aramany Class IV obturator protheses with/without zygomatic implants.

**Material and Methods:** A 3-D solid model of an Aramany Class IV maxillary resection case and it's prosthesis was constructed. 150 N vertical force was loaded by first molar teeth. Simulated occlusal loading was applied on three different points. First loading was applied to the defected side, second was applied to the contralateral side and third one was applied to both. Qualitative analysis was based on the scale of maximum and minimum principle stress in the bone were investigated in Algor(Fempro, USA) programme

**Results:** Maximum and minimum principal stresses in bone under different loading were illustrated with figures and color scales. Obtained numerical datas was represented in graphics.

**Conclusion:** Placing a zygomatic implant to the defected area decreased the stresses occurred in the bone. Zygomatic implant is an alternative treatment option for Aramany class IV obturator protheses

**Key words:** Zygomatic implant, obturator protheses, Aramany IV, finite element analysis

#### GİRİŞ

Stomatognatik yapıların veya ilgili yüz bileşenlerin eksiklik ve bozukluklarına çene yüz defekti denilmektedir. Çene yüz bölgesinde görülen defektlerin sabit ya da hareketli protezlerle restorasyonu ve replasmanı ile ilgilenen diş hekimliği dalına ise maksillofasial prostodonti denir.<sup>1</sup>

Çene-yüz defektlerinin oluşumunda doğumsal, gelişimsel ve kazanılmış faktörler temel teşkil eder. Bu faktörler;

1)Doğumsal defektler: Dudak-damak yarıkları, kraniofasial yarıklar

\*Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



2)Gelişimsel defektler: Çene ve yüz yapılarının büyüme ve gelişiminden sorumlu olan bölümlerin travma, cerrahi, radyoterapi ya da kemoterapi gibi nedenlerle büyüme ve gelişiminin bozulması ile oluşan defektlerdir.(prognati, retrognati, yumuşak doku anomalileri, çığneme kası anomalileri, iskeletsel anomaliler)

3)Kazanılmış defektler: Enfeksiyöz hastalıklar (sifiliz, osteomyelit, tüberküloz), radyasyon yanığı, travmalar, tümöral ya da kistik yapıların cerrahi rezeksiyonu<sup>2,3</sup>.

Maksiller rezeksiyon yapılmış olan hastalarda estetik, fonasyon ve fonksiyonel problemler ile beraber dokulardaki eksiklikler nedeniyle ciddi anlamda psikolojik yıkım da görülmektedir. Bu nedenle rezeksiyon edilen bölgelerin rekonstrüksiyonu önem kazanmaktadır. Defekt bölgesi öncelikle cerrahi operasyon ile kapatılmaya çalışılmaktadır. Fakat bu çoğu zaman tatmin edici sonuçlar vermediği gibi kimi zamanda mümkün olmamaktadır. Maksilla defektlerinde yapılan protezlerin öncelikli amacı, geriye kalan dişleri ve dokuları korumak, hastanın rahatlık, fonksiyon ve estetiğini iade ederek, kişiyi psikolojik anlamda rahatlatmak ve topluma kazandırmaktır. Bu tedavi de obturatör protezler ile gerçekleştirilir. Obturatör' terimi latin kökenli 'Obturare' kelimesinden gelmekte olup tıkamak sözcüğünü ifade etmektedir. Diş hekimliğinde maksillanın kısmi ya da total olarak çıkartılması sonucu oral ve nazal kavimleri birleştirerek birtakım komplikasyonlara yol açan ve cerrahi olarak kapatılmayan defektleri tıkayan apareylere obturatör denilmektedir.<sup>4</sup>

Çene-yüz defektlerinin protetik tedavisi uzun yıllardır yapılmaktadır. İlk olarak 1500'lü yıllarda Ambroise Pare maksillada bulunan bir defekti kapatmak için palatinal bir plak üzerine sünger parçasını tutturarak yaptığı aparey ile obturatör terimini kullanmıştır. Bu tarihten sonra obturatör yapım teknikleri ve yöntemleri gelişmiştir.<sup>5</sup>

Post rezektif olan maksiller defektlerde yapılan obturatörlerin operasyondan sonra ağızda kalma sürelerine göre cerrahi, tedavi ve daimi obturatör olmak üzere üç grupta sınıflandırılır. Daimi obturatör cerrahi operasyondan 3-4 ay sonra epitelizeasyon ve skatrizasyon tamamlandıktan sonra yapılabilir. Hastanın yaşı, genel sağlık durumu, rezeksiyon sınırları, postoperatif radyoterapi görme süresi ve kalan destek dişlerin durumu daimi obturatör yapım

süresini etkiler. Radyoterapi esnasında verilen doz miktarı da bu süreyi 12 ay kadar geciktirebilir. Rezeksiyon yapılan dişsiz hastalarda ise retansiyon, stabilite ve destek için defektin bulunduğu bölgeden de yararlanılacağı için dişleri olan hastaya göre daha uzun süre beklemek gerekebilir.<sup>6</sup>

Obturatör protezin başarısında maksiller rezeksiyonun genişliği önemli yer tutar. Maksiller rezeksiyon sonucunda üst çenede meydana gelen defektler bilim adamlarınca farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamalar içerisinde günümüzde en çok kabul edilen Aramany'nin yapmış olduğu sınıflamadır.<sup>7-12</sup> Bizimde çalışmamızda kullandığımız model Aramany sınıflamasına göre sınıf IV'dür. Yapılan obturatörlerde en fazla retansiyon ve stabilite eksikliği bu modellerde görülmektedir.<sup>7-12</sup>

Bu çalışmada Aramany IV. Sınıf defektlerde yapılan obturatör protezlerde retansiyon ve stabilite eksikliğini gidermek için kullanılan zigomatik implantın, kemik dokuda oluşturduğu stres dağılımı sonlu elemanlar stres analiz (FEA) metoduyla incelenmiştir.

## MATERYAL METOD

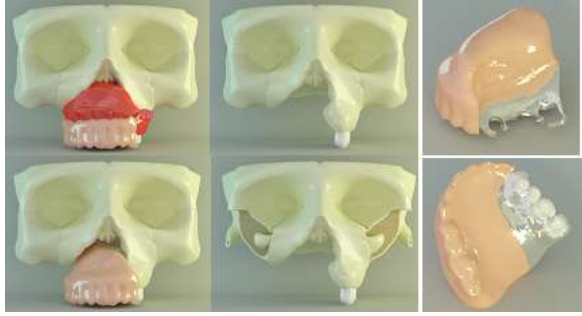
Model olarak kullanılmak üzere; premaksilla ve tek taraflı maksiller rezeksiyon yapılmış olan hastadan ölçü alınarak, bu hasta için akrilik bir obturatör üretildi (Şekil 1,2). Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve FEA işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı. Elde edilen ürünlerin taranması için, Activity 880 (smartoptics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile üç boyutlu tarama cihazından yararlanıldı (Şekil 3). Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (AlgorInc., USA) yazılımına aktarılmıştır (Şekil 4). Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında



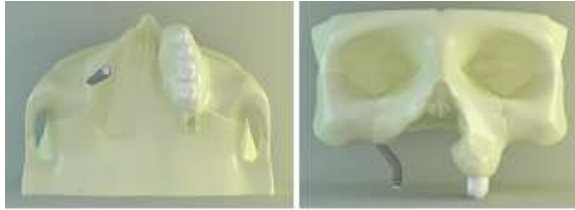
aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. (Tablo 1) <sup>13-18</sup>



Şekil 4. Fembro yazılımında birleştirilmiş setlerin görüntüsü



Şekil 1. Akrilik obturatörün 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi için üretilen 3 boyutlu katı modeli



Şekil 2. Zigomatik implantın yerleştirildiği 3 boyutlu katı model



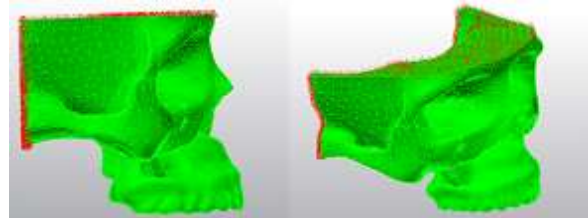
Şekil 3. Optik taramada kullanılan üç boyutlu tarama cihazı

Tablo 1. Kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranları <sup>14-18</sup>

Kullanılan Materyaller	Elastiklik Modülü (E)(MPa)	Poisson Oranı (ν)
Mukoza	3	0,45
Kortikal kemik	14000	0,3
Titanyum implant	135000	0,3
Sponge	1500	0,3
Sinüs	14000	0,3
Polimetil metakrilat	2700	0,3
Matris	2470	0,407
Saf titanyum	115000	0,35
Zigoma	11057	0,3

### Sınır Koşullarının Oluşturulması

Sınır koşulları tanımlanırken model üst çene kemiğinin üst ve arka bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir. Bu durumda tüm serbestlikler yok edilerek, her yöndeki dönme ve hareketler engellenerek sabitlendi. Bu şekilde düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi (Şekil 5).



Şekil 5. Sınır koşullarının belirlendiği model. (Kırmızı olan noktalar hareketin yok edildiği, modelin kafatasına sabitlenip, yer değiştirmelerin engellendiği sınır koşullarını belirtmektedir.)

### Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

Çalışmada implant materyali olarak  $Ti_6Al_4V$ ; obturatör için ise polimetilmetakrilat fiziksel özellikleri tanımlanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan implant

- ✓ 35 mm uzunluğunda ve 4,0 mm çapında (boyun kısmın çapı 5mm) Branemark Sistem zigomatik implant (Nobel Biocare AB, Göteborg Sweden)

Kemik modelleri, implantlar, protez ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 2'de belirtilmiştir.

Tablo 2 Her model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları

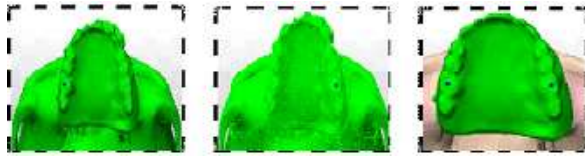
	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Model1	477933	132379
Model2	500823	137259

### Yükleme Koşullarının Oluşturulması

Yükleme 1: Oklüzal yüklemeye, yapılan obturatör üzerinden defekt tarafındaki, sağ birinci büyük azı dişin oklüzal yüzünde santral fossa hizasından dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N olarak uygulandı.

Yükleme 2: Oklüzal yüklemeye, yapılan obturatör üzerinden sağlam taraftaki, sol birinci büyük azı dişin oklüzal yüzünde santral fossa hizasından dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N olarak uygulandı.

Yükleme 3: Yüklemeye 1 ve yüklemeye 2 birlikte, aynı anda uygulandı (Şekil 6).



a)I. yüklemeye b) II. Yüklemeye c) III. yüklemeye  
Şekil 6. I.,II.,III. Yüklemenin oklüzal görüntüleri

### Elde Edilen Sonuçların Değerlendirilmesi

FEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan belirli matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç elde edilen değerlerin ve stres dağılım-

larının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonucunda elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi klinik çalışmalar için büyük önem taşımaktadır.

Çalışmamızda; 2 ayrı tasarımda, 3 farklı yüklemeye altında kemikte görülen sıkışma ve gerilme stres bulguları incelendi. Analiz sonuçlarında verilen artı değerler gerilme stresini, eksi değerler ise sıkışma stresini belirtmektedir. Sıkışma stres değerlerinin mutlak değeri alındı. Sıkışma stres değerleri kırmızıdan maviye, gerilme stres değerleri ise maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Şekiller değerlendirilirken modellerin sağ üst köşesinde yer alan renk skalası her modelde standart olarak 0-1 N ( $mm^2$ ) değerlerini göstermektedir. Bizim için önemli olan kemiğe gelen stresin homojen olarak yayılması, tek bir bölgede toplanmamasıdır. Çalışmamızın amacı her iki modeli stres dağılımı açısından değerlendirmek, 2. Modelde defekt bölgesine yerleştirilen zigomatik implantın stres dağılımına etkisini incelemektir. Her iki modelde gerilme ve sıkışma streslerine ait defektin bulunduğu kemik bölgesinden, alveolar kemiğin bulunduğu sağlam kemik bölgesinden (birinci küçük azı dişin mezialinden, ikinci küçük azı dişin distalinden ve ikinci büyük azı dişin distal bölgesinden) değerler alınarak grafiklerle karşılaştırma yapıldı.

### BULGULAR

#### Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Modellere Göre Değerlendirilmesi

Model 1'de görülen stres değerleri

1. model 1. yüklemeye en yüksek sıkışma tipi stresler ikinci küçük azı ile birinci büyük azı dişler arasında, en yüksek gerilme stresi ise alveolar kemik desteğinin bulunduğu vestibül kemik bölgesinde gözlemlendi (Şekil 7).



a)Min. principle stres b) Max principle stres  
Şekil 7. 1. Model 1. yüklemeyeindeki stres bulguları

1. model 2. yüklemde en yüksek sıkışma ve gerilme tipi stresler birinci büyük azı diş çevresinde gözlemlendi (Şekil 8).

1. model 3. yüklemde en yüksek sıkışma tipi stresler ikinci küçük azı ile birinci büyük azı dişlerin palatinal bölgesinde, en yüksek gerilme stresi ise alveolar kemik desteğinin bulunduğu vestibül kemik bölgesinde gözlemlendi (Şekil 9).

Model 2'de görülen stres değerleri

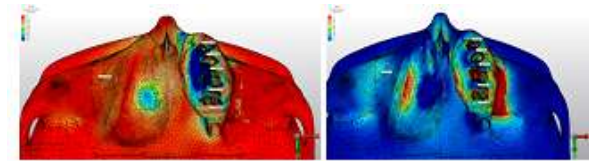
2. model 1. yüklemde en yüksek sıkışma tipi stresler alveolar kemik desteğinin bulunduğu vestibül kemik bölgesinde, en yüksek gerilme tipi stresler ise alveolar kemik desteğinin bulunduğu birinci ve ikinci büyük azılar çevresinde gözlemlendi (Şekil 10).

2. model 2. yüklemde en yüksek sıkışma tipi stresler alveolar kemik desteğinin bulunduğu vestibül kemik bölgesinde ve birinci büyük azı dişin palatinal bölgesinde, en yüksek gerilme tipi stresler ise birinci büyük azı dişin palatinal bölgesinde gözlemlendi (Şekil 11).

2. model 3. yüklemde en yüksek sıkışma tipi stresler alveolar kemik desteğinin bulunduğu vestibül kemik bölgesinde ve birinci büyük azı dişin palatinal bölgesinde, en yüksek gerilme tipi stresler ise birinci büyük azı dişin palatinal bölgesinde gözlemlendi (Şekil 12).



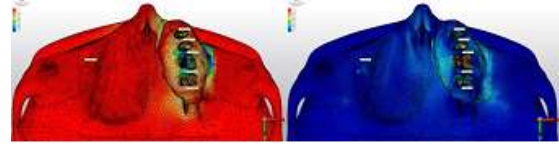
a)Min principle stres b) Max principle stres  
Şekil 8. 1. Model 2. yüklemdeki stres bulguları



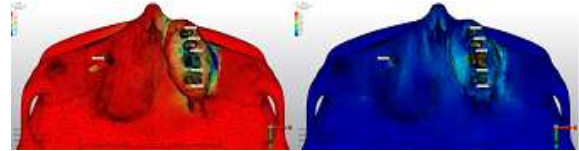
a)Min principle stres b) Max principle stres  
Şekil 9. 1. Model 3. yüklemdeki stres bulguları



a)Min principle stres b)Max principle stres  
Şekil 10. 2. Model 1. yüklemdeki stres bulguları



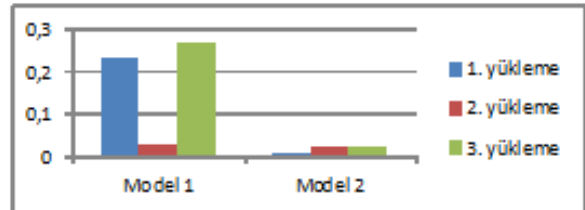
a)Min principle stres b)Max principle stres  
Şekil 11 . 2. Model 2.yüklemdeki stres bulguları



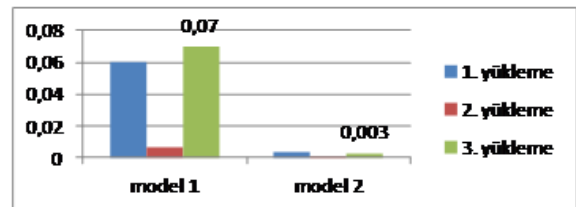
a)Min principle stres b)Max principle stres  
Şekil 12. 2. Model 3 yüklemdeki stres bulguları

### Gerilme ve Sıkışma Stres Değerlerinin Grafiklerle İncelenmesi

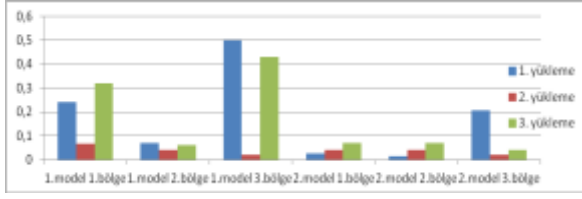
Defektin bulunduğu bölgeden ve alveolar kemik bölgesinden alınan 1. ve 2. modele ait değerler üzerinde hazırlanan grafiklerde zigomatik implantın kullanıldığı 2. modelde kemiğe iletilen stres değerlerinde azalma gözlemlendi (Grafik 1, 2, 3, 4).



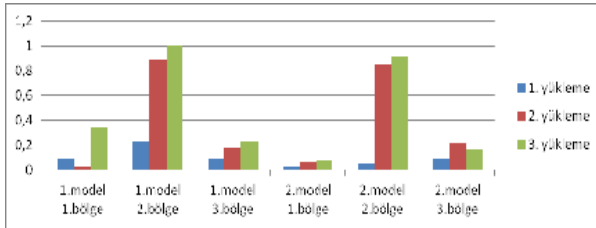
Grafik 1. 1.ve 2. modele ait maximum principle stresin defekt bölgesindeki kemikten alınan değerlere göre karşılaştırılması



Grafik 2. 1.ve 2. modele ait minimum principle stresin defekt bölgesindeki kemikten alınan değerlere göre karşılaştırılması



Grafik 3. 1.ve 2. modele ait maximum principle stresin alveolar kemik bölgesinden alınan değerlere göre karşılaştırılması(1. bölge: birinci küçükazı dişin meziali, 2. bölge: ikinci küçükazı dişin distali, 3.bölge: ikinci küçükazı dişin distali)



Grafik 4. 1.ve 2. modele ait minimum principle stresin alveolar kemik bölgesinden alınan değerlere göre karşılaştırılması(1. bölge: birinci küçükazı dişin meziali, 2. bölge: ikinci küçükazı dişin distali, 3.bölge: ikinci küçükazı dişin distali)

## TARTIŞMA

Tümör ve travmaya bağlı olarak maksiller defektler klinikte sıklıkla görülmektedir. Maksillanın düzensiz geometrik yapısı, maksiller sinüslerin varlığı bu bölge de protez yapım zorluğunu artırmaktadır. Genel olarak maksiller rekonstrüksiyon da bir çok seçenek bulunmaktadır. Bunlar; plastik rekonstrüktif cerrahi yöntemler ve protetik uygulamalardır. Ancak protezlerle bölgesel flepler karşılaştırıldığında; bölgesel flepler ile yitirilmiş fonksiyonların iadesi zordur. Dental ya da zigomatik implant yerleştirilmesi veya kemik greftleriyle 2. bir operasyon gerekebilir, hastaya ek bir mali yük getirir. Ayrıca mikrovasküler teknik hastaların acı çekmesini artırır. Hastaya estetik, fonetik ve fonasyon iadesi için maksiller defektli hastalarda obturatör protez yapımının iyi bir seçenek olduğunu belirtilmiştir.<sup>19,20</sup>

Premaksilla ile tek taraflı maksiller defektlerde geleneksel obturatör protez ile tedavi uygun bir seçenektir ancak retansiyon ve stabilite eksikliği yaşanmaktadır. Retansiyon ve stabilite eksikliği günümüzde dental ve zigomatik implantlar ile giderilmektedir. Zigomatik implantlar çoğunlukla dental

implant yerleştirilmesi için yeterli kemik desteği olmayan ve kemik augmentasyonu için uygun olmayan hastalarda uygulanır.<sup>21</sup>

Zigomatik implantlar geleneksel implantlarda karşılaştırıldığında daha yüksek başarı yüzdesi gösterirler, ancak uygulama zorluğu vardır, ek bir maliyet gerektirirler.<sup>22,23</sup>

Uchida ve arkadaşları zigomatik implant yerleştirilmesi amacıyla kadavralar da bulunan zigomatik ve maksiller kemikler üzerinde ölçümler yapmışlardır. Elde etmiş oldukları bulgulara göre hastaya 3.75 mm çapında zigomatik implant yerleştirilmek isteniyorsa zigomatik kemikte 5.75 mm mevcut kemik kalınlığı bulunmalıdır. Zigomatik implantın yerleştirilmesi esnasında sahip olması gereken açının önemine de değinmişlerdir. 43.8<sup>0</sup> ve daha düşük açıyla yerleştirilmiş implantlarda maksillanın lateral duvarını ve infratemporal fossayı perforate etme riskinin artacağını; 50.6<sup>0</sup> ve daha fazla açı ile yerleştirilen zigomatik implantların ise orbita tabanını perforate etme riskini artıracaklarını bildirmişlerdir.<sup>24</sup> Bizim çalışmamızda da 35 mm uzunluğunda ve 4,0 mm çapında, boyun kısmın çapı 5mm olan zigomatik implant kullanılmıştır.

Ishak ve arkadaşları<sup>25</sup> 45,76<sup>0</sup> lik açı ile 36,5 mm, 41,5 mm ve 46,5 mm boylarında implant yüzeyi pürüzlü ve pürüzsüz olmak üzere altı adet farklı zigomatik implant ile beraber, çapı 4 mm boyu 10 mm olan anterior bölgeye yerleştirilen 2 adet dental implantın yer aldığı 6 model kullanarak yapmış oldukları FEA çalışmalarında; 2. premolar bölgesinden 230 N vertikal kuvvet, 300 N da masseter bölgesinden zigomatik arka kuvvet uygulamışlardır. Sonuç olarak pürüzlü yüzeye sahip zigomatik implantların kemiğe iletilen stres ve yük dağılımında daha başarılı olduğunu, yerleştirildiğinde daha uzun yaşam ömrüne sahip olacağını bildirmişlerdir. Kansellöz kemik ve kortikal kemikte implant uzunluklarını değerlendirdiklerinde ise 36.5 mm boya sahip en kısa zigomatik implantın daha az stres dağılımı yarattığı için daha uzun yaşam ömrüne sahip olacağını, implantın boyu arttıkça kemiklerde oluşan stresin arttığını tespit etmişlerdir.

Freedman ve arkadaşları<sup>26</sup> alveolar kemik desteğinin zigomatik implantlara etkisini inceledikleri çalışmalarında alveol kemiği olan ve olmayan iki adet kadavra çalışmalarından taranarak elde edilen modele 50 N, 150 N, 300 N, 600 N kuvveti oklüzal bölgeden,

bukkalden 30° ve palatinalden 30° lik açıyla uygulanmışlardır. Alveolar kemik desteği bulunan modellerde oluşan stres dağılımı alveol bölgesinde kemik desteği olmayan sadece zigomatik kemikten destek alan modellere göre daha başarılı bulunmuştur.<sup>26</sup> Bu çalışma da premaksilla ve tek taraflı maksiller defekti bulunan bir hastadan model elde edildi. Modelde sadece tek taraflı küçük azı ve büyük azı dişler bölgesinde alveol kemiği mevcuttu.

Canlı dokular ve organların, kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergilediğini tespit etmek, gerilme analizi yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli çoğu zamanda imkansızdır.<sup>27</sup>

Bu nedenle stres analiz çalışmalarının canlı malzemenin bir modeli üzerinde yapılması daha uygun bir metot olarak kabul edilmiştir. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvet karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiği önceden tespit edilmelidir.

İnan ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada implant etrafındaki destek kemikte oluşan stres dağılımını fotoelastik metot ve FEA metodu ile incelemişlerdir. Sonuç olarak her iki kuvvet analiz metodunun da destek kemikteki stres dağılımı hakkında bilgi verdiğini ancak lokalizasyon, stres tipi ve matematiksel değer olarak FEA metodu kullanıldığında daha detaylı ve kapsamlı bilgi elde edilebileceğini bildirmişlerdir.<sup>28</sup>

Eraslan ve arkadaşları porselen ve akrilik rezin materyallerinin destek aldıkları kemik dokulardaki stres dağılımlarını karşılaştırmak amacıyla yapmış oldukları çalışmada fotoelastik yöntem ile FEA yöntemini kıyaslamışlardır. Sonuç olarak FEA yöntemi fotoelastik yöntemden stres dağılımı konusunda daha detaylı bilgi sağlamış ve modeldeki tüm yapılarıdaki dağılımın incelenebilmesine olanak vermiştir.<sup>29</sup>

Üç boyutlu FEA yöntemi sonuçları in vivo gerilimölçer analiz metodu ile ve in vitro deneysel düzeneklerle karşılaştırılmıştır. Sonuçların deneysel ölçümlerle paralellik gösterdiği tespit edilmiştir.<sup>30</sup>

## SONUÇ

Retansiyon ve stabilite eksikliği olan hastalarda zigomatik implant, ek bir maliyet ve cerrahi operasyon gerektirmesine rağmen iyi bir tedavi alternatifidir. Özellikle damak defekti olan hastalarda obturatörün

altında kalan kemik dokusu destek için büyük önem taşımaktadır. Yapılan obturatörler ilave olarak zigomatik implant ile desteklenirse çiğneme kuvvetlerince iletilen yükler azalacak, gelen kuvvet kemiklere daha homojen olarak dağılacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Adisman IK. Prosthesis serviceability for acquire jaw defects. Dent Clin North Am 1990; 34:265-83.
2. Özdemir H, Aladağ Lİ. Sonradan kazanılmış bir maksiller defektin protetik obturasyonu: Bir olgu sunumu. Atatürk Üniv Diş. Hek Fak Derg 2011; 4: 122-7.
3. Buzayan MM, Ariffin YT, Yunus N. Closed hollow bulb obturatör- One step fabrication: A clinical report. Journal of prosthodontics. 2013; 1-5
4. Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008
5. Yaluğ S, Nalbant L. Bir bukkal uzantılı obturatör yapımı. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 1998; 1: 78-8.
6. Meenakshi A, Shah D. The obturator prostheses for maxillectomy. SRM Journal of Research in Dental Sciences 2012; 3: 3.
7. Cordeiro PG, Santamaria E. A classification system and algorithm for reconstruction on maxillectomy and midfacial defects. Plast Reconstr Surg 2000;105: 2331-46.
8. Brown JS, Rogers SN, McNally DN, Boyle M. A modified classification for the maxillectomy defect. Head Neck 2000; 22-6
9. Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects J Prosthet Dent 2001; 86: 352-63
10. Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part I: classification. J Prosthet Dent 1978; 40: 554-557.
11. Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II: design principles. J Prosthet Dent 1978; 40: 656-62.



12. Keskin H, Özdemir T. Çene Yüz Protezleri, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1995.
13. Yamamoto Y, Kawashima K, Sugihara T, et al. Surgical management of maxillectomy defects based on the concept of buttress reconstruction. *Head Neck* 2004; 26: 247-56.
14. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surroundings overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 193-205.
15. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2007;3:23.
16. Miyashita ER, Mattos BSC, Noritomi PY, Navarro H. Finite element analysis of maxillary bone stress caused by Aramany class IV obturator protheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2012; 107:336-42.
17. Wang M, Qu X, Cao M, Wang D, Zhnag C. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of protheses retained with or without zygoma implants in maxillectomy patients. *Journal of Biomechanics* 2013;46:1155-61.
18. Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yaluğ S, Korkmaz T. Impact of dental and zygomatic Implants on stress distribution in maxillary defects: A 3 dimensional finite element analysis study. *Journal of Oral Implantology* 2012;5:557-67.
19. Futran N.D., Mendez E. Developments in reconstruction of midface and maxilla. *Lancet Oncology* . 2006; 7, 249-58.
20. Sun J, Shen Y, Li J, Zhang Z.Y. Reconstruction of high maxillectomy defects with the fibula osteomyocutaneous flap in combination with titanium mesh or a zygomatic implant. *Plast Reconstr Surg* 2011; 127: 150-60.
21. Bedrossian E, Stumpel III L, Beckely M, Indersano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17: 861-5.
22. Malavez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:18-22.
23. Kreissl ME, Heydecke G, Metzger MC, Schoen R. Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation after partial maxillectomy using surgical navigation: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 121-8.
24. Uchida Y, Goto M, Katsuki T, Akiyoshi T. Measurement of the maxilla and zygoma as an aid in installing zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59: 1193-8.
25. Ishak M.I, Abdulkadir M, Sulaiman E, Kassim N. Effects of different zygomatic implant body surface roughness and implant length on stress distribution. *Biomedical Engineering and Sciences* 2010; 1: 210-5.
26. Fredman M, Ring M, Stassen L.F.A. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42: 671-6.
27. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials* 2007; 23: 539-48.
28. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2009;15:93-101.
29. Eraslan O, İnan Ö, Eskitaşcıoğlu G. The Effect of Artificial Tooth Materials on Stress Distribution in Complete Dentures. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2009;15:81-6.
30. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dayanımının incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2009.

**Yazışma Adresi:**

Dt. Canan Akay  
Gazi Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
ANKARA  
Tlf: 05303338626  
E-posta: cngcr2@hotmail.com

