

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**SEGMENTAL REZEKE MANDİBULA ONARIMINDA
KULLANILAN FARKLI OSTEOSENTEZ SİSTEMLERİNİN
SONLU ELEMAN YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. KORAY ONUR ŞANAL

**Samsun
Haziran - 2012**

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**SEGMENTAL REZEKE MANDİBULA ONARIMINDA
KULLANILAN FARKLI OSTEOSENTEZ SİSTEMLERİNİN
SONLU ELEMAN YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. KORAY ONUR ŞANAL

Danışman: Doç. Dr. Bora ÖZDEN

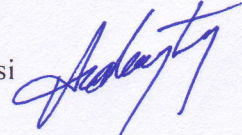
**Samsun
Haziran - 2012**

**Bu araştıma projesi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığınca
PYO.DİS.1904.10.003 numarası ile desteklenmiştir.**

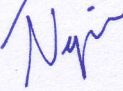
T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

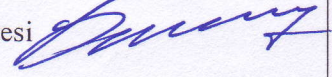
Başkan : Prof. Dr. Hakan Hıfzı TÜZ - Kırıkkale Üniversitesi



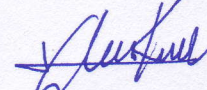
Üye : Prof. Dr. Nergiz YILMAZ - Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Bora ÖZDEN - Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Murat KURT - Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Burcu BAŞ - Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurul'unca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Süleyman Kaplan
Enstitü Müdürü

Çalışmalarım süresince bilgilerini ve tecrübelerin benimle paylaşan, yoğun çalışma temposuna rağmen bana zaman ayıran, tezimi gerçekleştirmemde büyük emeği geçen Sayın Doç. Dr. Bora ÖZDEN' e,

Tezime olan katkıları, harcadıkları vakit ve yapıcı eleştirileri için tez izleme komitesinde yer alan hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Burcu BAŞ ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat KURT' a,

Üniversitemizde sağladığı bilimsel çalışma olanakları için Dekanımız Sayın Prof. Dr. Selim ARICI' ya ve OMÜ (1904) Lisans Üstü Tezleri Destekleme Projesi kapsamında tezime sağladıkları destek için Proje Yönetim Kurulu üyelerine,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Nergiz YILMAZ' a,

Lisans ve doktora eğitimime olan katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Mehtap MUĞLALI, Sayın Doç. Dr. Mahmut SÜMER, Sayın Doç. Dr. Emel BULUT, Sayın Yrd. Doç. Dr. Cihan BERKET, Sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail ŞENER, Sayın Yrd Doç. Dr. Nilüfer ÖZKAN' a

Ayrıca yoğun geçen çalışma sürecinde yanımda olan, tezimin son zamanlarında oldukça anlayışlı davranan bölüm arkadaşlarıma, Sayın Ümit SELÇUK'a ve tüm protez bölümü arkadaşlarıma,

Bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi olan anne ve babama, desteklerini her zaman yanımda hissettiğim kardeşlerime,

Sevgisini ve yoğun çalışma dönemimde yardımlarını esirgemeyen eşim Fatma Ayşe ŞANAL' a ve küçük kızım Defne' ye

Teşekkür ederim.

ÖZET

SEGMENTAL REZEKE MANDİBULA ONARIMINDA KULLANILAN FARKLI OSTEOSENTEZ SİSTEMLERİNİN SONLU ELEMAN YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Koray Onur ŞANAL, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Samsun, Haziran-2012

Bu çalışmanın amacı, segmental rezeksiyon uygulanmış mandibulalara farklı rekonstrüksiyon plağı ve vida kombinasyonları uygulanmasının stres dağılımlarına etkisinin sonlu eleman yöntemi ile incelenmesidir.

2 farklı boyutta segmental rezeksiyon (4 delik boyutunda ve 8 delik boyutunda) uygulanmış mandibulalara 2 farklı rekonstrüksiyon plağı (düz ve açılı) ve 5 farklı vida kombinasyonu (4' er vida, 1. vidalar eksiltilmiş, 2. vidalar eksiltilmiş, 3. vidalar eksiltilmiş, 4. vidalar eksiltilmiş) kullanıldı. Çene modeli, rekonstrüksiyon plağı, fiksasyon vidası ve diğer materyallerin üç boyutlu modelleri bilgisayar ortamında oluşturuldu. Rezeksiyon alanının karşı tarafına vertikal olarak 4 mm çapında bir dental implant uygulandı. Daha önceki çalışmalarda kullanılan değerler örnek alınarak, modellere anatomik kas yapışıklık noktalarından çene kapatıcı kuvvetler uygulandı. Yapılan sonlu eleman analizi sonucunda elde edilen veriler; Von mises, maksimum principle ve minimum principle stres değerleri olarak kaydedildi.

Rezeksiyon bölgesine yaklaştıkça vidalarda vida boynunda daha yüksek stres değerleri gözlemlendi. Rezeksiyon boyutunun vidalardaki stres değerlerine belirgin bir etkisi yokken, plak gövdelerinde oluşan stres değerlerini etkilediği görüldü. Dental implantlarda oluşan stresler incelendiğinde; büyük rezeksiyon grubunda, daha düşük stres değerleri bulgularlandı. Maksimum ve minimum principle stres değerleri kemiğin tolere edebileceği sınırlar içerisinde idi.

Küçük ve büyük rezeksiyon onarımlarında 1. vidalar eksiltilmemelidir. Küçük rezeksiyon onarımlarında 3. vidalar, büyük rezeksiyon onarımlarında 2. vidalar eksiltilebilir.

ABSTRACT
**INVESTIGATION OF DIFFERENT OSTEOSYNTHESIS SYSTEMS FOR
RECONSTRUCTION OF THE SEGMENTAL RESECTED MANDIBLE BY FINITE
ELEMENT METHOD**

Koray Onur ŞANAL, PhD Thesis
Ondokuz Mayıs University Samsun, Haziran-2012

The purpose of this study was to evaluate the effect of different reconstruction plates and screw combinations on stress distribution of segmental resected mandibles using finite element analysis method.

2 different reconstruction plates (straight and angular) and 5 different screw combinations (four pairs of screws, first screws were subtracted, second screws were subtracted, third screws were subtracted, fourth screws were subtracted) were used on 2 different sized segmental resected mandibles (4 holes sized, 8 holes sized). 3 dimensional models of mandibula, reconstruction plates, fixation screws and the other materials by computer. A 4 mm diameter implant was inserted to opposite side of the resection site. Masticatory loads that have previously determined in literature were applied to the model at the anatomical muscle attachment regions. The data obtained from finite element analysis were recorded as Von mises, maksimum principle and minimum principle stress values.

It was observed that stres values on screw neck were higher for screws close to the resection area. Resection size didn't have significant impact on stress values of screws, while it effected stress values of reconstruction plates. When stress values on dental implants were taken into consideration, lower stres values were observed in large resection group. Maximum and minimum principle stress values were within the tolerance limits of the bone.

The first screws shouldn't be subtracted for reconstruction of small and large resection sites. Subtraction of third screws could be appropriate for reconstruction of small resection sites; while second screws could be subtracted for large resection sites.

SİMGELER VE KISALTMALAR

A Yüzey alanı	μ (mü) Poisson oranı
Al Alüminyum	N Newton
ASTM American Society For Testing And Materials	Ni Nikel
cm Santimetre	{P} Toplam kuvvet
C Karbon	ν (nü) Poisson oranı
Co Kobalt	σ (sigma) Normal stres
Cr Krom	τ (tau) Kayma stresi
DOF Serbestlik derecesi	Ti Titanyum
{δ} Düğümlerdeki yer değiştirme	V Vanadyum
E Elastik modülü	% Yüzde
ϵ (epsilon) Gerinim	yy Yüzyıl
F Kuvvet	
Ghz Gigahertz	
GPa Gigapascal	
k Kuvvet sabiti	
[K] Materyalin genel matrisi	
L Son hacim	
L₀ İlk hacim	
mm Milimetre	
Mo Molibden	
MPa Megapascal	

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
İNGİLİZCE ÖZET	v
SİMGE VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibula Anatomisi.....	3
2.2. Mandibular Rezeksiyon	3
2.2.1. Rezeksiyon Yöntemleri.....	4
2.2.1.1. Marjinal Rezeksiyon	5
2.2.1.2. Segmental Rezeksiyon	5
2.2.1.3. Total Rezeksiyon.....	6
2.2.1.2. Kompozit Rezeksiyon	6
2.2.2. Mandibular Rezeksiyon Sonucu Oluşan Defektlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3. Mandibular Rekonstrüksiyon	7
2.3.1. Rekonstrüksiyon Yöntemleri	8
2.3.1.1. Kemik Greftleri	8
2.3.1.2. Kemik Flepleri	9
2.3.1.3. Rekonstrüksiyon Plak Sistemleri	14
2.4. Biyomekanik ve Stres Analiz Yöntemleri.....	18
2.4.1. Biyomekanik.....	19
2.4.2. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar	20

2.4.3.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	26
2.4.3.1.	Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi	27
2.4.3.2.	Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.4.3.3.	Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi Yöntemi.....	27
2.4.3.4.	Holografik İnterferometri Yöntemi.....	27
2.4.3.5.	Termografik Kuvvet Analizi Yöntemi	28
2.4.3.6.	Radyoteleometri Yöntemi	28
2.4.3.7.	Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi	28
3.	MATERYAL METOT	38
3.1.	Modelleme.....	38
3.2	Yükleme ve Sınır Koşulları.....	46
3.3	Materyal Özellikleri	47
4.	BULGULAR.....	48
4.1.	Rekonstrüksiyon Vidalarında Oluşan Stres Değerleri	48
4.1.1.	Vida Boyun Bölgelerindeki Stres Değerleri	48
4.1.2.	Vida Sistemindeki Stres Değerleri.....	54
4.2.	Rekonstrüksiyon Plaklarında Ölçülen Stres Değerleri.....	55
4.3.	Dental İmplantlarda Ölçülen Stres Değerleri.....	60
4.4.	Mandibulada Oluşan Stres Değerleri	65
4.4.1.	Mandibulada Oluşan Maksimum Principle Stres Değerleri	65
4.1.2.	Mandibulada Oluşan Minimum Principle Stres Değerleri	70
5.	TARTIŞMA	75
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	88
7.	KAYNAKLAR	89
	ÖZGEÇMİŞ	102

1. GİRİŞ

Çenelerde travmaya bağlı ya da agresif özellik gösteren lezyonların çıkarılması sonrasında oluşan defektlerin tamiri hekim ve hasta için oldukça sıkıntılıdır. Özellikle oral kavite tümörlerinin tedavisinde, mandibulanın segmental veya total rezeksiyonu gerekli olabilmektedir. Rezeksiyon sonrasında yüz konturunun ve çene fonksiyonunun yeniden sağlanması amacıyla mandibulanın rekonstrüksiyonu gerekmektedir. Mandibulanın rekonstrüksiyonu için sıklıkla tercih edilen yöntemler metal rekonstrüksiyon barları, plak ve teller; kemik otogreftleri, allogreftleri ve vaskülarize kemik flepleridir.

Mandibular rezeksiyon sonrası kalan mandibula segmentlerinin stabilizasyonun sağlanmasında, yumuşak dokunun kollapsını engellemek ve yüz konturunun devamlılığını sağlamak amacıyla rekonstrüksiyon plakları ile fiksasyon en sık tercih edilen yöntemdir. Rekonstrüksiyon plakları tek başına kullanılabileceği gibi kemik greftleri ile birlikte kullanılabilir. Bu plaklar paslanmaz çelik, kobalt alaşımları ve titanyum gibi metallere yapılmaktadır. Rekonstrüksiyon plakları, fasiyal konturun sağlanması, kas ataşmanları, kemik greft ve fleplerinin fiksasyonu gibi önemli avantajlara sahiptir.

Rekonstrüksiyon plağı kullanımında ortaya çıkan başlıca komplikasyonlar plağın açığa çıkması ve/veya kırılması ve vidaların gevşemesi şeklindedir. Rekonstrüksiyonun başarısında defektin büyüklüğü ve lokalizasyonu da önemli rol oynamaktadır. Lezyonun büyüklüğüne bağlı olarak oluşan değişik boyutlardaki rezeksiyon defektlerinin rekonstrüksiyonunda farklı geometrik şekillerdeki plak, vida sayısı ve konum kombinasyonlarının çiğneme kuvvetleri altında maruz kaldıkları streslerin dağılımı ve muhtemel deformasyon bölgelerinin tespiti ile bunların karşılaştırılması konusunda kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır. Düz plağa alternatif kullanılacak açılı plak çiğneme kuvvetlerine karşı nasıl bir davranış gösterir, fiksasyon amacıyla kullanılacak vida sayısı eksiltilebilir mi, eksiltme yapılacaksa hangi vida çıkarılabilir, bu vidaların yerleştirilmesinde hangi bölgeler daha elverişlidir, oluşturulan plak vida kombinasyonları rezeksiyon boyutları değiştirildiğinde yine aynı dayanım performansını gösterebilir mi gibi soruların cevabı hala tartışmalıdır.

Bu çalışmada, 2 farklı boyutta segmental rezeksiyon uygulanmış mandibulaların onarımı amacıyla kullanılan 2 farklı geometriye sahip rekonstrüksiyon plağı ve 5 farklı vida kombinasyonu üzerinde, çığneme kuvvetleri etkisiyle oluşan stres dağılımlarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Mandibula yüzün en uzun ve en dayanıklı kemiğidir. Konuşma ve çiğneme anahtar rol oynadığı gibi yüz estetiğinde, havayolunu korumakta, alt dişlere zemin oluşturmada, dil ve komşu kaslara destek sağlamada da önemli bir görev üstlenmektedir. Mandibulayı tutan oral kavite kanserlerinde ve yine büyük çaplı benign lezyonlarda sıklıkla mandibular rezeksiyon işlemi gerekli olur. Bu işlem de genellikle çiğneme ve konuşma ile ilgili olarak iki önemli morbiditeye yol açar. Kanser tutulum ve yayılımına göre hemimandibulektomi ya da tam kalınlık segmental mandibulektomi gibi mandibular rezeksiyon işlemlerinde modifikasyon yapılarak, böyle durumlarda daha iyi fonksiyonel ve kozmetik sonuçlar alınması sağlanabilir.

2.1. MANDİBULA ANATOMİSİ

Mandibula embriyolojik olarak orta hatta simfizis bölgesinde birleşen iki kemik ünitenin oluşturduğu U şeklinde bir kemiktir. Her bir ünite dişlerin bulunduğu alveolar prosesi içeren korpus ve korpusla angulus bölgesinde dik açıyla birleşen ramus ünitesinden oluşur (Güzel, 1991; Marur, 2003). Ramus ise, posterior bölgede temporomandibular eklemin şekillendiği kondiloid ve anteriorda çiğneme kaslarının yapıştığı koronoid çıkıntı olmak üzere iki üst parçadan oluşmaktadır. Ramusun iç kısmında mandibular foramen den başlayıp korpus iç kısmında seyrine devam eden ve premolar dişlerin altındaki mental foramen den kemiği terk eden mandibular kanal yer alır. İnférieur alveolar damar ve sinirler bu kanal içinde seyredir. Mandibular korpusun alt kısmı oldukça kalın bir kompakt kemik ve arasında spongiöz kemiğe sahiptir. Alveolar kenar yakınındaki kompakt kortikal kemik farklı kalınlıklarda olabilmektedir.

2.2. MANDİBULAR REZEKSİYON

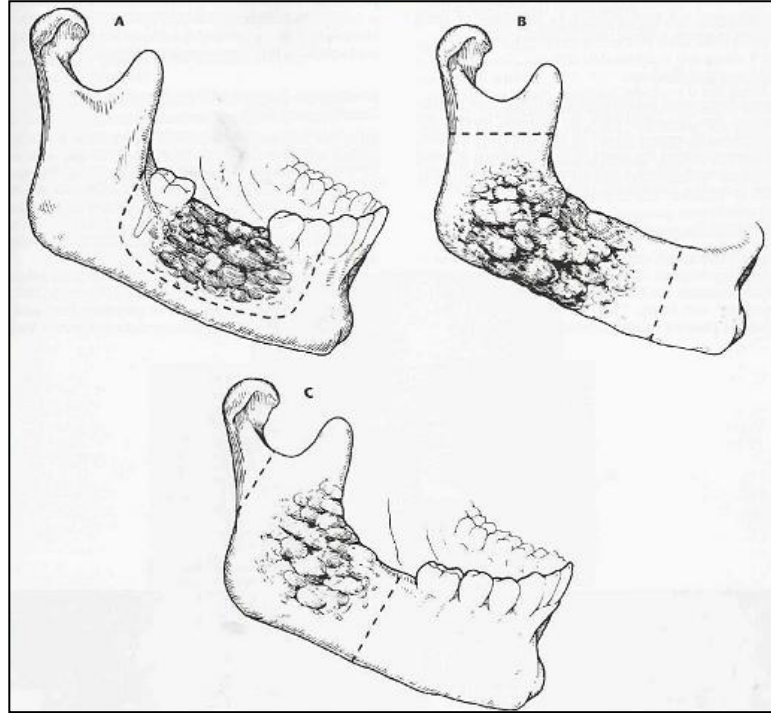
Cerrahi rezeksiyon, bir organın belli bir kısmının çıkarılmasını ifade eder. Rezeksiyon radikal bir yaklaşımdır. Malign tümörler gibi agresif lezyonlarda güvenlik payı ile birlikte çıkarım yapılmalıdır. Yani lezyonun henüz işgal etmediği çevre doku

birlikte çıkarılır. Bu kesi tarzı aynı zamanda enblok rezeksiyon olarak da bilinir (Türker ve Yücetaş, 2004).

Mandibulanın cerrahi olarak devamlılığının bozulduğu durumlar, malign tümörler, mandibular alveolar kemik ve çevre dokulardan kaynaklı çeşitli benign tümörler veya geniş fibröz displazi, kist, osteomyelit ve travma gibi nedenlerden dolayı meydana gelebilir. Bu durumlar içerisinde en sık gözlenen sebep şüphesiz korpus, angulus veya her ikisini de içerisine alan kanserlerdir. Genellikle rezeksiyonlar nedeniyle oluşan defektler; yutkunma, konuşma ve çiğneme fonksiyonlarındaki bozuklukların rekonstrüksiyonunu gerektirmektedirler (Söderholm ve ark., 2002).

2.2.1. Rezeksiyon Yöntemleri

Literatürde rezeksiyonlardan bahsedilirken, kesi hattı esas alınarak isimlendirme yapılmıştır. Marjinal, segmental, total ve kompozit rezeksiyon olmak üzere dört tip rezeksiyon bildirilmiştir (Brown ve ark., 2002; Türker ve Yücetaş, 2004; Ertem, 2010) (Şekil 2.2.1.1).



Şekil 2.2.1.1. A) Marjinal rezeksiyon; B, C) Segmental rezeksiyon (Ellis'den, 2003)

2.2.1.1. Marjinal Rezeksiyon

Kemiğin devamlılığı bozulmadan yapılan rezeksiyonlar bu sınıfa girer. Marjinal rezeksiyon, alt çenede ve ağız tabanında görülen malign tümörlerin, lokal agresif lezyonların ve osteomyelit gibi patolojilerin oluşturduğu ölü kemiğin eksizyonunda başarı ile uygulanan konservatif bir cerrahi tekniktir. Mandibula alt kenarını koruyarak tümörün cerrahi sınırlarını tamamen içine alacak boyutlarda hazırlanan, iki vertikal ve bir horizontal osteotomiden oluşan rezeksiyon tekniğidir (Wolff ve ark., 2004; Ertem, 2010).

Marjinal rezeksiyonun endikasyonları şunlardır;

- Klinik ve radyografik olarak mandibula invazyonu bulguları olan küçük boyuttaki skuamoz hücreli karsinomalar,
- Direk grafi, ortopantomografi veya bilgisayarlı tomografide görülen mandibula tümör invazyonu varlığı,
- Ağız kavitesinde ulaşımı zor bir bölgedeki primer tümörün üç boyutlu olarak sınırlarını güvenli bir şekilde çıkarılması gerektiği durumlar,
- Primer tümörün mandibula ile komşulukta olduğu durumlar (Ertem, 2010).

2.2.1.2. Segmental Rezeksiyon

Segmental rezeksiyon geleneksel olarak sıklıkla uygulanan cerrahi bir tedavidir. Oral skuamoz hücreli karsinoma vakalarında ilerlemiş invazyon varlığında, diğer operasyonlarla karşılaştırıldığında altın standart olarak kabul edilmektedir (Ertem, 2010).

Eğer tümörün boyutları büyük ise, ileri yaştaki dişsiz vakalarda alveol yüksekliği yetersiz ise veya yapılacak olan rezeksiyon sonrası rezidüel alveol yüksekliğinin azalması, postoperatif dönemde fonksiyonel çiğneme kuvvetleri ile sekonder komplikasyonlar oluşmasına sebep olabilecek ise, tam kalınlıkta segmental rezeksiyon uygulanması tercih edilmelidir (Lam ve ark., 1999; Rao ve ark., 2012).

Rezeksiyon kenarlarının yeterli genişlikte yapılabilmesi, cerrahi sahada çok iyi görüş sağlanması ve rezeke edilen dokunun rahat kapatılabilmesi segmental rezeksiyon uygulamasının bazı avantajlarındandır. Marjinal rezeksiyona göre, postoperatif

dönemde hemen rekonstrüksiyon sağlansa bile fonksiyonel ve kozmetik sonuçlar daha kötüdür (Dubner ve Heller, 1993, Ertem, 2010).

Segmental rezeksiyon uygulamalarında rekonstrüksiyon yapılarak, vaskülarize kemik içeren serbest greftler ve rekonstrüksiyon plakları ile mandibulanın devamlılığının sağlanması, postoperatif kozmetik ve fonksiyonel deformiteyi sınırlandıracaktır. Segmental rezeksiyon, rekonstrükte edilmez ise genellikle estetik ve fonksiyon bozukluğunun yanında maloklüzyon, mandibulada şişlik, temporomandibular eklem ağrısı ve beslenme rejiminde yumuşak diyet ile kısıtlanma olabilmektedir (Genden ve ark., 2005).

Lateral defektlere yol açan, korpus ve ramus bölgesindeki rezeksiyonlar, estetiği anterior kadar çok etkilemez. Genellikle, anterior segmental rezeksiyon uygulanan hastalarda klasik “Andy Gump” deformitesi görülmektedir. “Andy Gump” deformitesi, mandibulaya uygulanan agresif cerrahiler sonrasında, ağız tabanı ve mandibula ön kısmında sert ve yumuşak doku kaybına bağlı olarak gelişen, yüz ifadesinde oluşan zayıf alt çene görüntüsüdür (Genden ve ark., 2005; Pogrel, 2010). Segmental rezeksiyon sonrası oluşan kozmetik ve fonksiyon kaybı için yapılacak rekonstrüksiyon; rezeksiyonun lokalizasyonuna, ne miktarda kemik çıkartıldığına göre değişiklik gösterir. Mikrovasküler serbest doku greftleri ve osteomyokutanöz flepler rehabilitasyona katkı sağlar (Ertem, 2010).

2.2.1.3. Total Rezeksiyon

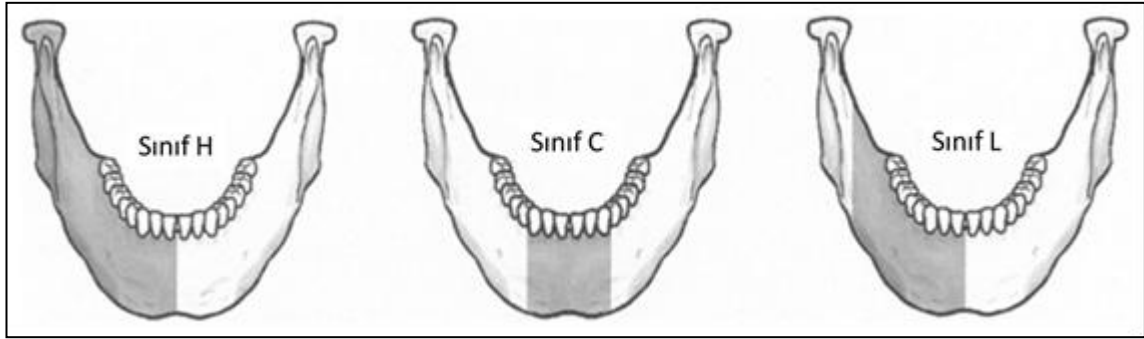
Mandibula veya maksillanın tamamen çıkarıldığı mandibulektomi ve maksillektomiler total rezeksiyon olarak bilinir (Türker ve Yüçetaş, 2004).

2.2.1.4. Kompozit Rezeksiyon

Bu tipte tümör, ilgili kemik, çevre yumuşak dokular ve bölgesel lenf düğümleri ile birlikte çıkarılır (Ellis, 2003; Türker ve Yüçetaş, 2004).

2.2.2. Mandibular Rezeksiyon Sonucu Oluşan Defektlerin Sınıflandırılması

Jewer ve ark. (1989), mandibular rezeksiyonları bölgelerine göre sınıflandırmıştır. Buna göre; “Sınıf C” defekti, her iki alt kaninler arasında kalan simfizal bölgeyi içerir, santral defekt olarak da bilinir. “Sınıf L” defekt, kondili içermeyen lateral mandibulanın rezeksiyonunu ifade eder. “Sınıf H” defekt ise kondili de içeren lateral mandibula rezeksiyonunu tanımlar. Bu sınıflama “HCL Sınıflaması” olarak bilinir (Şekil 2.2.2.1).



Şekil 2.2.2.1. HCL Sınıflaması (Spencer ve ark.'dan, 1999)

2.3. MANDİBULAR REKONSTRÜKSİYON

Mandibulanın rekonstrüksiyonuna yönelik ilk çalışmalar 19. yy'ın sonlarında başlamıştır. İlerleyen yıllarda metal bandlar, sellüloz bazlı materyaller denenmiştir. 20. yy'da vitalyum, paslanmaz çelik ve akrilik materyaller kullanılmıştır. Tümör sonrası mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda metal plakların kullanımı ilk olarak Spiessl (1976) tarafından rapor edilmiştir. Tümör rezeksiyonu sonrası oluşan çene defektlerinin kemik grefti olmadan anatomik bütünlüğünü ve sınırlarını korumak için, rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı, önceden tanıtılmalarına rağmen seksenli yıllarda popülerlik kazanmıştır (Yi ve ark., 1999).

Mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu için kemik greftlerinin kullanımına yönelik literatürler ilk olarak 19. yy sonlarında tibia ve kosta greftleriyle ilgilidir (McCarthy ve ark., 1990).

Mandibula rekonstrüksiyonunda cilt ile birlikte klavikular kemik greftlerinin kullanıldığı ilk kompozit doku uygulaması 1920 yılında yapılmıştır (Gencel, 2005). I. Dünya Savaşı'nda geç dönem mandibula rekonstrüksiyonunda kemik greftleriyle eksternal fiksatorlerin kullanımı görülmektedir. II. Dünya Savaşı ile birlikte rekonstrüksiyon tekniklerinde ilerlemeler olmuştur. Özellikle antibiyotiklerin kullanılmaya başlamasıyla kompleks yöntemler güvenle uygulanmıştır. İlk kez serbest vasküler fibula grefti 1975'te uygulanmıştır. Mandibulada ilk kez 1989'da vasküler fibula flebi kullanımı gerçekleştirilmiştir (Taylor ve ark., 1975; Hidalgo, 1989; Disa ve Cordeiro, 2000; Gencel, 2005).

2.3.1. Rekonstrüksiyon Yöntemleri

Mandibular rezeksiyon sonucu ortaya çıkan defekt küçük ise kemik greftleriyle onarım yapılır. Defekt büyük ise kemik flepleri kullanılabilir. Kemik fleplerinde beslenme daha iyi olduğundan rezorpsiyon daha azdır. Kemik iyileşmesi daha hızlı olur. Kemik hücreleri canlılığını korur. Kemik fleplerinde santral rezorpsiyon olmadığı için kullanılan greftler daha dayanıklı olur. Rekonstrüksiyon plakları da özellikle devamlılığın bozulduğu bazı durumlarda birincil, greft stabilizasyonunun gerektiği durumlarda ise yardımcı olarak kullanılırlar. Çoğu defekte plak ve vidaların kullanımı zorunlu olmaktadır (Akin, 2003). Genel olarak rekonstrüksiyon yöntemleri şunlardır;

- Kemik greftleri
- Kemik flepleri
- Rekonstrüksiyon plakları

2.3.1.1. Kemik Greftleri

Mandibular rezeksiyon sonrası defekt büyüklüğüne bağlı olarak vaskülarize ve vaskülarize olmayan kemik greftleri ile rekonstrüksiyon yapılmaktadır. Bu amaçla ilium, kalvaryum, kaburga ve ağız içi bölgeler başta olmak üzere vücudun birçok bölgesinden blok halinde kemik greftleri elde edilebilmektedir. Küçük parçalı greftler ise genellikle boşlukların onarımı için kullanılır. Plak, vida veya tel ile bağlama

yöntemleri ile de fiksasyon sağlanır. Kemik greftlerinin yaşaması için alıcı yatağın iyi kanlanan bir doku olması gerekmektedir. Bölgede enfeksiyon ve hematom greftin başarısını tehlikeye sokar (McCarthy ve ark., 1990).

2.3.1.2. Kemik Flepleri

Mandibular defektlerin kemik flepleri ile onarımda pediküllü (saplı) ve serbest olmak üzere iki yöntem mevcuttur. Kanlanması iyi olan dokuların, kemik kayıplarının rekonstrüksiyonunda kullanımı, pediküllü kas cilt içeren kemik fleplerinin kullanımını da beraberinde getirmiştir (Disa ve Cordeiro, 2000). Vaskülarize olmayan kemik greftlerinin kullanıldığı olgularda fonksiyonel sonuçlar yetersiz olup başarısızlık oranı %30'lara kadar çıkmaktadır.

Pediküllü flepler bölgelerine göre şu şekilde sınıflandırılır;

- **Kalvaryal flepler:**

Superfisiyal temporal artere dayalı olarak kaldırılır. Saçlı deride kıl folikülleri altından girişim yapılır. Pariyetal bölgede kalvaryal kemiğin dış tabulası ve galea flebe dahil edilerek birlikte kaldırılırlar (Psillakis ve ark., 1986; McCarthy ve ark., 1987; McCarthy ve ark., 1990).

- **Pektoralis majör osteomyokutanöz flepler:**

Yedinci kostayı içeren bu flep rekonstrüksiyon için kullanılabilir (Little ve ark., 1983; Robertson, 1986).

- **Sternokleidomastoid osteomyokutanöz flepler:**

Klavikulanın belirli bir kısmı dahil edilerek, superior pediküllü olarak elde edilir (Siemssen ve ark., 1978).

- **Osteomyokutanöz trapezius-skapüler flepler:**

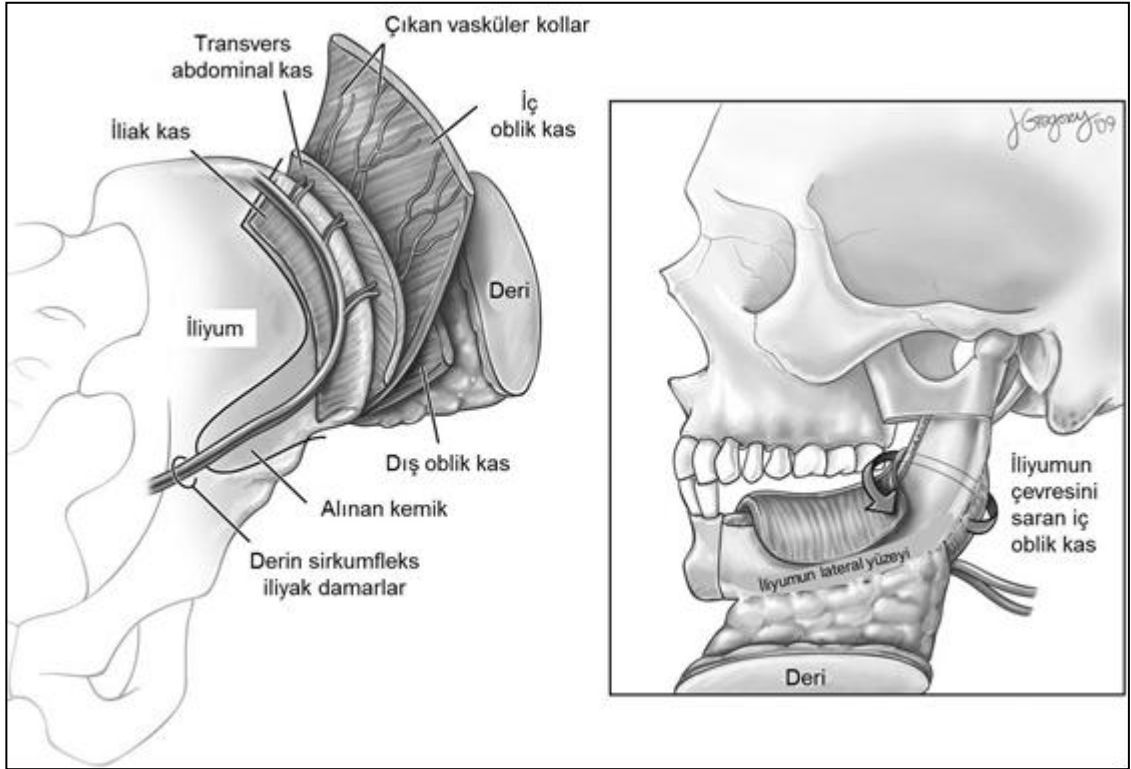
Trapezius kasına skapulanın spin kısmı eklenerek elde edilir (Panje ve Cutting, 1980).

Mikrovasküler cerrahide yaşanan ilerlemeler mandibula rekonstrüksiyonunda serbest fleplerin uygulanmasını gündeme getirmiştir (Taylor ve ark., 1975).

Serbest flepler bölgelerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- **İlium flebi:**

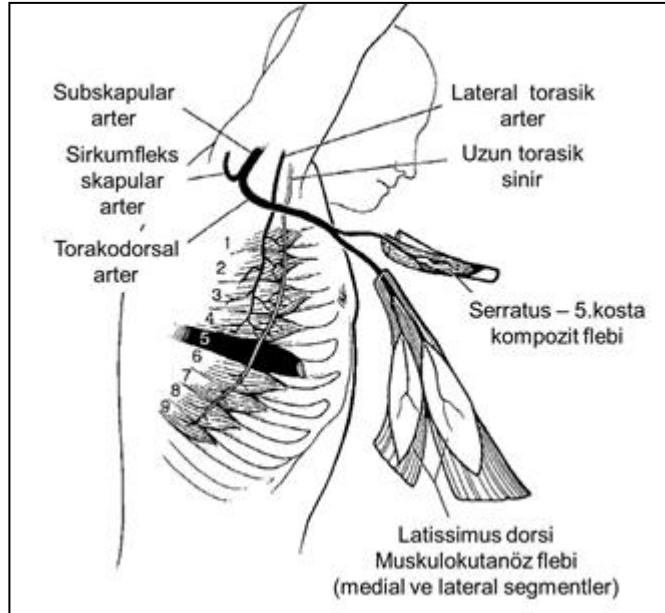
Kemiği besleyen damarları vardır. Sadece kemik alınarak onarım yapılabilir. Gerekirse osteomyokutanöz flep şeklinde de kaldırılır. Flep derin sirkumfleks iliak artere dayalı olarak kaldırılır. Pedikülün kısa oluşu ve diseksiyonun zorluğu dezavantajlarıdır (Taylor, 1982; Rosen ve ark., 1985). İliyak krestin intrinsik kurvaturü mandibular rekonstrüksiyonda kullanımını uygun kılar. Hemimandibular defektlerin tamiri için yeterli flep dokusu kolayca anterior iliumdan elde edilebilir (Takushima ve ark., 2005). Gerekli durumlarda radial ön kol flebiyle kombine kullanımı da önerilmektedir (Urken ve ark., 1992) (Şekil 2.3.1.2.1).



Şekil 2.3.1.2.1. Serbest ilium flebi anatomisi ve segmental defektin ilium flebi ile onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

- **Kosta flebi:**

Posterior interkostal artere dayalı olarak kaldırılır. Bu flepte de kostaya giden intramedüller kan desteği vardır. İlgili artere ulaşabilmek için kostovertebral eklemin 3 cm içerisine kadar diseksiyonu gerekmektedir ve bu işlem zordur. Donör saha morbiditesi fazladır (Daniel, 1977; Takushima ve ark., 2005). Baş boyun rekonstrüksiyonunda, serratus anterior ve kosta içeren serbest kompozit myosseöz flebler, kompozit defekt içeren hemimandibulada, tam kalınlık yanak ve mukoza defektlerinde latissimus dorsi kası ile birlikte uygulanmaktadır (Şekil 2.3.1.2.2.).

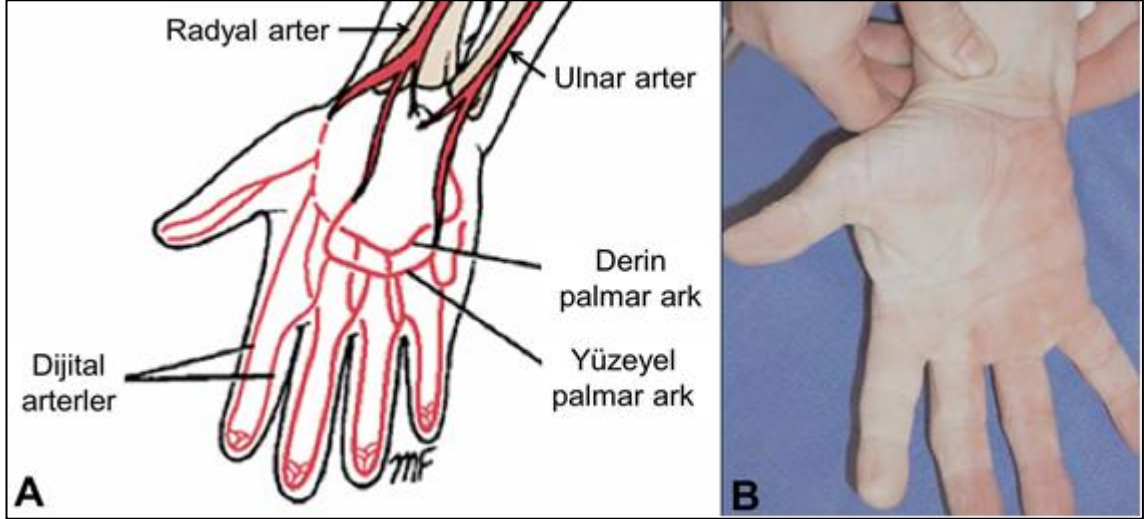


Şekil 2.3.1.2.2. Serbest serratus-kosta flebinin anatomisi (Netscher ve ark.'dan, 1998)

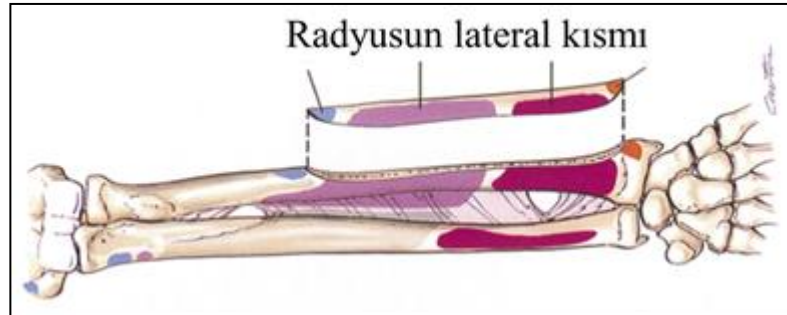
- **Radial önkol flebi:**

Önkolün volar yüzünde radial artere dayalı olarak kaldırılır. Flebi kaldırmak için fleksör pollicis kasının radiusun medial yüzüne yapıştığı kısım, alınacak kemik parçası ile birlikte osteomyokutanöz olarak kaldırılır. Kemik, radial arterden gelen muskuler ve periosteal dallar ile beslenir. Dikkat edilmesi gereken bir noktada elin radial arter desteği kesilmesini takiben perfüzyon kaybına uğramamasıdır. Basit bir klinik testle ulnar ve radial artere bası uygulanarak damarlarda bir tıkanıklık olup olmadığına bakılır. Bu test “Allen Testi” olarak bilinir (Şekil 2.3.1.2.3). Kemik parçası en fazla 10-12 cm uzunluğunda radiusun lateral kısmından kaldırılır. Flep içine cilt de

dahildir. Radius flebinde yüksek kırık oranı sebebiyle uygulama zor olup, profilaktik plak kullanılabilir (Weinzweig ve ark., 1994; Butterworth ve Butler, 2000; Akın, 2003; Collyer ve Goodger, 2005) (Şekil 2.3.1.2.4.).



Şekil 2.3.1.2.3. A) Elin perfüzyonunun şematize edilmesi (Snell'den, 2008), B) Allen testinin yapılışı (Helman ve Blanchaert'den, 2004)

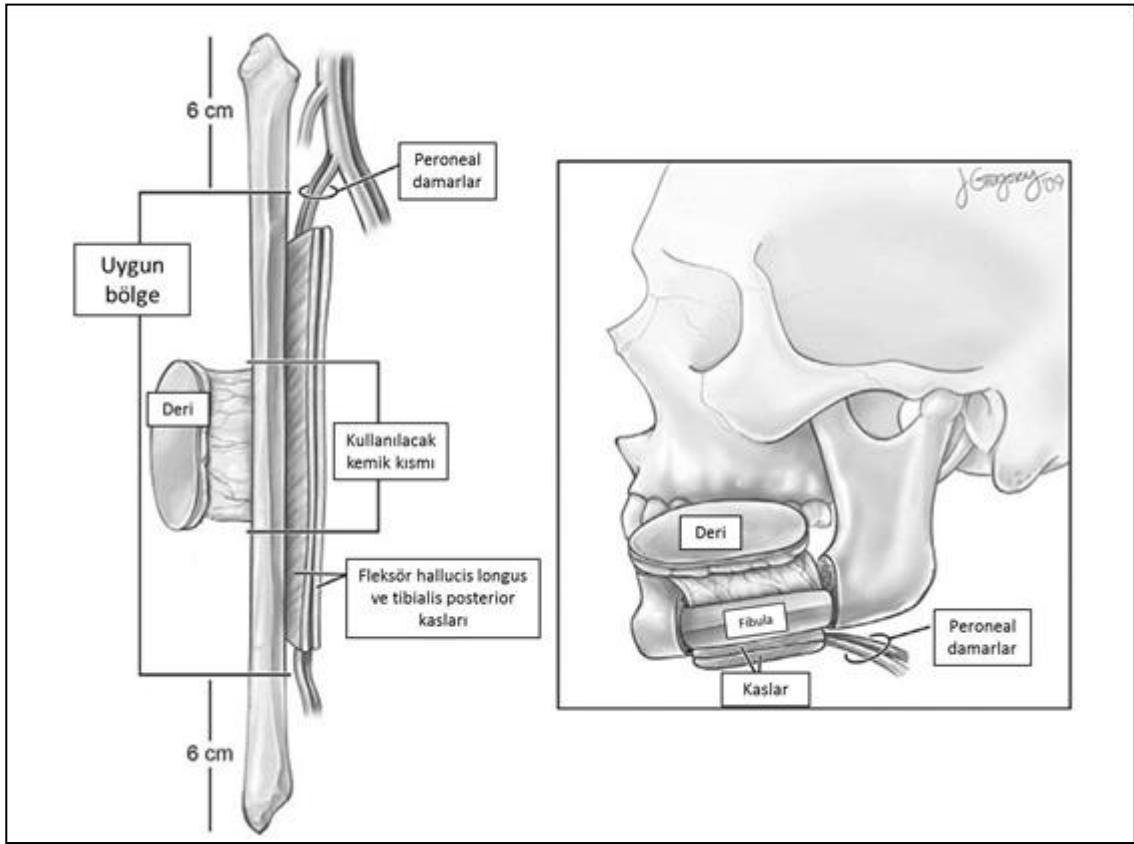


Şekil 2.3.1.2.4. Ön kolün görünümü. Radiusun lateral kısmından alınan kemik grefti (Boyd'dan, 1996)

- **Fibula flebi:**

Fibulanın dahil olduğu bölgede, anterior, lateral ve posterior olmak üzere üç anatomik bölüm vardır. Her bölüm kendi arter ve sinir desteğini almaktadır. Popliteal arter, diz ekleminin başlangıcında anterior ve posterior tibiya arterlere ayrılır. Diz bölgesinin altında fibulanın başlıca ana arter desteği olan peroneal arter, posterior tibiya arterden ayrılır. Fibula kemiğinin iki ana kan damarı desteği vardır. Kemik yapı bölümler halinde, periosttan beslenebildiği gibi; fibula kemiğinin orta noktasına yakın bir alanda kemiğin korteksini delerek kemiği besleyen nutrisyen arter tarafından da beslenebilir. Çapı 2 ile 4 mm arasında değişen peroneal artere, vena komitantes olarak

bilinen kendinden çap olarak daha geniş olan bir çift ven eşlik eder (Gencel, 2005). Fibula hem besleyici hem de periosteal damar desteğine sahip olduğundan, bu bölgede sadece kemik flebi şeklinde kaldırılabilceği için cilt ilavesi ile osteokutanöz olarak da kaldırılabilir. 24 cm boyutunda kemik alınabilir. Tüm kemik alındığı için mandibula rekonstrüksiyonunda ideal bir fleptir. Kemiğe şekil vermek kolaydır. Kemik, flep dolaşımını bozmadan ortadan ikiye ayrılabilir. Cilt komponenti ince ve esnek olup oral kapamalar için uygundur. Eş zamanlı operasyon ile alınabilir olup, donör saha morbiditesi en az düzeydedir (Akın, 2003; Takushima ve ark., 2005) (Şekil 2.3.1.2.5.).

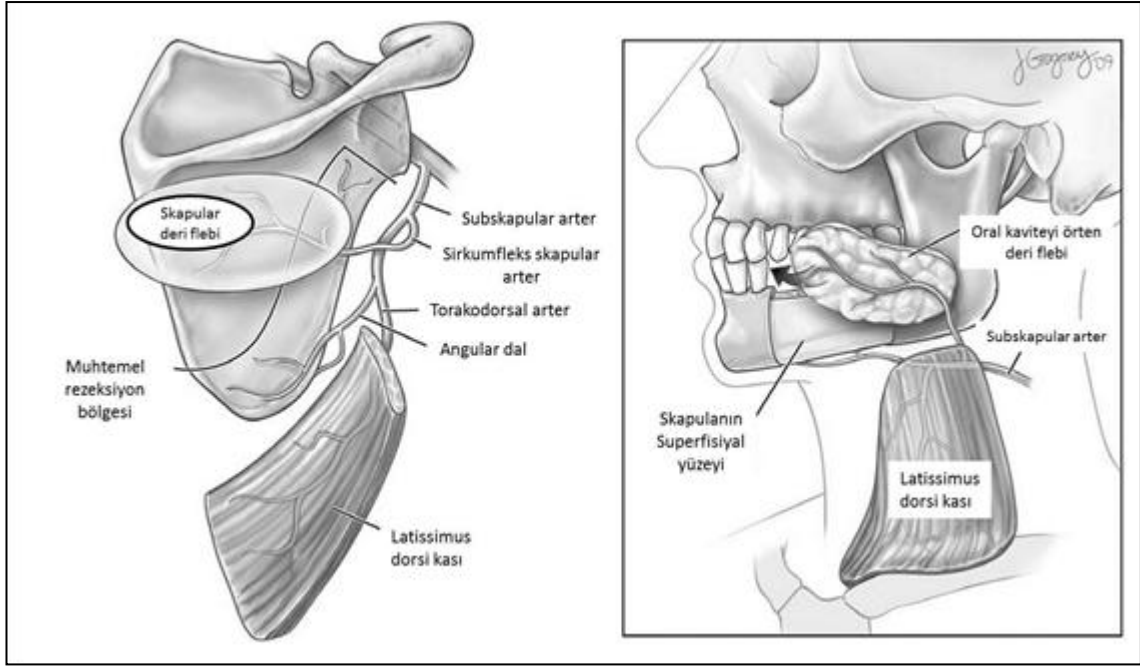


Şekil 2.3.1.2.5. Serbest fibula flebi anatomisi ve segmental defektin fibular flep ile onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

- **Skapula flebi:**

Subskapular arter desteği ile alınır. Skapulanın lateral kenarından elde edilir. Skapula besleyici ve periosteal damarlara sahiptir. Çoğunlukla osteokutanöz olarak kaldırılır. Teot ve ark. (1981), osteokutanöz skapular flebi mandibular rekonstrüksiyonda bir hasta üzerinde kullanmışlar. Daha sonra Swartz ve ark. (1986) ve

Granick ve ark. (1986) bu flep türünü seri vakalara uygulamışlardır (Takushima ve ark., 2005) (Şekil 2.3.1.2.6.).



Şekil 2.3.1.2.6. Serbest skapula flebinin anatomisi ve segmental defektin skapula flebiyle onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

- **Metatarsal flep:**

Dorsalis pedis arterine dayalı olarak ikinci metatarsal kemik kaldırılır. 7 cm uzunluğuna kadar alınabilir. Besleyici artere sahiptir. Sadece kemik flebi veya osteokutanöz flep şeklinde kaldırılabilir. Bu flebin örtümü zayıftır. Rosen ve ark. (1985), anterior mandibular defektler ile birlikte küçük boyutta yumuşak doku örtümü gereken olgularda metatarsal flebin kullanımını önermişlerdir (Akın, 2003; Bond ve ark., 2004; Takushima ve ark., 2005).

2.3.1.3. Rekonstrüksiyon Plak Sistemleri

Luhr (2000), plak vida kombinasyonunun ilk olarak Hamburg'lu cerrah Carl Hansmann tarafından 1886'da uygulandığını bildirmiştir. Hansmann iki vakasında mandibulayı tedavi ettiğini belirtmiştir. Enfeksiyon ve diğer komplikasyonların yol açtığı yüksek başarısızlık oranı nedeniyle bu uygulama kısa sürede terkedilmiştir (Goh ve ark., 2008). 1949'da Belçikalı cerrah Robert Danis'in, kırık parçaların aksiyal

kompresyonu ilkesini ortaya atmasından sonra plak fiksasyonuna ilgi tekrardan ortaya çıkmıştır. Bu fikri osteosentez üzerine çalışmalarıyla bilinen Avusturyalı ve İsviçreli ortak çalışma grubu "Association for the Study of Internal Fixation" (ASIF) daha ileriye götürmüştür (Luhr, 2000).

1967'de Luhr ilk kez maksillofasiyal alanda kompresyon plağı uygulamasını gerçekleştirmiş. Farklı tedavi seçeneği olarak aksiyal kompresyonu kullanmaksızın monokortikal vidalarla mini plak uygulamalarını rapor edilmiştir (Champy ve ark., 1976; Luhr, 2000). Tüm bu çalışmalar tümör cerrahisi sonrası oluşan defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılmak üzere geliştirilmiştir. 1970'lerde rekonstrüksiyon plaklarının kullanılmaya başlanmasından önce cerrahlar, primer rekonstrüksiyon için osteomyokutanöz rejyonel flepleri, eksternal fiksatörleri, mesh plakalarını, kemik greftlerini, K tellerini ve interosseöz telleme yöntemlerini uygulamaktaydılar (Coletti ve ark., 2009). İlk defa Spiessl (1976), mandibular defektin tamiri için metal plakları kullanmıştır (Yi ve ark., 1999; Goh ve ark., 2008). Bu nedenle insan vücudunda kullanılan metal biyomalzemelerin özellikleri iyi bilinmelidir. Metaller ve alaşımlarının, biyomalzeme alanındaki yeri; kristal yapıları ve güçlü metalik bağları sonucu gösterdikleri üstün mekanik özellikleri nedeniyle çok önemlidir. Ortopedik uygulamalarda metaller, eklem protezi ve kemik rekonstrüktif malzemesi olarak kullanılırken, çene - yüz cerrahisinde de kullanılmaktadırlar. Bu nedenle, biyomalzemenin dayanım mukavemetinin, yorulmasının, yüzey korozyonun yanında biyoyumlulukları en fazla üstünde durulan konulardır (Gür ve Taşkın, 2012). İnsan vücudunda rekonstrüksiyon amaçlı kullanılan metalik biyomalzemeler şu şekilde sınıflandırılabilir;

- Paslanmaz çelikler
- Kobalt-krom alaşımları
- Titanyum (Ti) alaşımları

Paslanmaz Çelikler

Paslanmaz çelik kullanılarak imal edilmiş ilk metalik biyomalzeme 18/8 Krom/Nikel (Cr/Ni) paslanmaz çelik implanttır. Önceleri sağlamlık ve yüksek korozyon dayanımından dolayı vanadyum (V) çeliği kullanılmıştır. Vanadyum çeliğinin implant olarak uzun süre in vivo şartlarda kullanılması korozyon dayanımının yetersizliğinden

dolayı uygun değildir (Black, 2005). Daha sonra, 18/8 paslanmaz çeliğin molibden (Mo) oranı bir miktar daha arttırılınca tuzlu su solüsyonuna karşı korozyon dayanımı daha da artmıştır. Bu alaşım “American Society For Testing And Materials (ASTM) 316” paslanmaz çeliği olarak bilinen alaşımdır. 1950’de 316 paslanmaz çeliği içerisindeki karbon (C) maksimum %0,08’den %0,03’e indirilerek alaşımın korozyon dayanımının tuzlu su solüsyonuna karşı daha da iyi olduğu tespit edilmiştir. C oranı % 0.03’e düşürülmüş olan 18/8 CrNi paslanmaz çeliğine, içeriğindeki karbonun düşük olmasından dolayı “316 L çeliği” adı verilmiştir. 316 ve 316 L çelikler manyetik özellik göstermezler ve in vivo ortamda daha yüksek korozyon dayanımına sahiptirler (Pasinli, 2004; Gür ve Taşkın, 2012).

Kobalt-Krom Alaşımları

Biyomalzeme olarak kullanılan iki tip kobalt-krom alaşımı vardır. Bunlar;

- Kobalt-krom-molibden (CoCrMo)
- Kobalt-nikel-krom-molibden (CoNiCrMo) alaşımlarıdır (Pasinli, 2004; Gür ve Taşkın, 2012).

CoCrMo alaşımları diş hekimliğinde ve yeni geliştirilen eklem protezlerinde kullanılmaktadır. CoNiCrMo alaşımı ise CoCrMo alaşımlarına göre daha ağır yükler taşıyan, kalça ve diz eklem implantları olarak kullanılmaktadırlar. CoCr alaşımlarında esas elementler olan Co, alaşımın çözeltilere karşı olan korozyon dayanımının %65’inden sorumludur. Mo ilavesiyle, malzemenin yapısındaki grenler küçülerek mekanik özellikler olumlu olarak geliştirilmiş olur. Cr miktarının arttırılması alaşımın katı çözeltilere karşı olan korozyon dayanımını daha da artırır (Gür ve Taşkın, 2012).

Titanyum Alaşımları

Rekonstrüksiyon plakları başlangıçta paslanmaz çelikten yapılmıştır. Ancak günümüzde biyouyumluluğu nedeniyle titanyum plaklar popüler olmuştur. Piyasada birkaç tip plak bulunmaktadır. Ancak fragmanları yerinde tutacak genişlik ve yeterli kalınlıktaki plaklar belirlidir (Goh ve ark., 2008).

Biyomalzeme üretiminde titanyumun kullanımı 1930’lu yılların sonlarında başlamıştır. Fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren titanyum, 316 çelik ve

kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir (Tablo 2.3.1.3.1.) (Park ve Kim, 2003).

Tablo 2.3.1.3.1. Bazı metalik implantların yoğunlukları (Park ve Kim'den, 2003)

<i>ALAŞIMLAR</i>	<i>YOĞUNLUK (g/cm³)</i>
Ti ve alaşımları	4,5
316 paslanmaz çelik	7,9
CoCrMo	8,3
CoNiCr Mo	9,2
NiTi	6,7

Titanyumun Avantajları

- Manyetik etkileşim göstermediği için manyetik rezonans görüntüleme (MRG) için uyumludur.
- Uzun süreli implantasyolarda biyouyumlu olarak gözlenmiştir.
- Hipoalerjiktir.
- Yoğunluğu düşük olduğundan dolayı, diğer materyallere göre nispeten hafif ağırlıktadır.
- Düşük yoğunluğuna rağmen yüksek fiziksel özelliklere sahiptir.
- Tuzlu çözeltilerden ve asitlerden etkilenmez (Pasinli, 2004; Gür ve Taşkın, 2012).

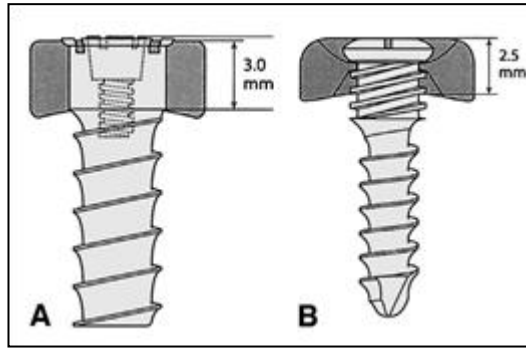
Saf titanyum metalindeki oksitlenme, koroziv kimyasallarla reaksiyonu engelleyici katı bir oksit tabakası oluşturarak, korozyona dayanıklılık sağlar. Titanyumun mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla alüminyum (Al), vanadyum ve demir (Fe) gibi metallerle alaşımı yapılır (Pasinli, 2004).

Rekonstrüksiyon plakları rijit olup mandibulanın alt kenarı boyunca uygulanır. Defekti köprülemek, kalan segmentleri stabilize ederek fiksasyona katkıda bulunmak ve fasiyal kontur ile birlikte okluzyonu temin etmek amacıyla üretilmişlerdir. Kortikokansellöz bloklarının ya da vaskülarize kemik fleplerilerinin kalan mandibula cismine sabitlenmesini sağlarlar (Goh ve ark., 2008).

Konvansiyonel sistemde; belirli bir kalınlıkta, üzerinde vida deliklerini barındıran plak ve bu deliklere uyan vidalar kullanılmıştır. Sistemdeki yetersizlikler nedeniyle temel yapı korunarak çeşitli modifikasyonlar geliştirilmiştir. Plak kalınlığı 2,0

mm, 2,4-2,5 mm ve 2,7 mm olan sistemler üretilmiştir (Knoll ve ark., 2006; Oğuz, 2007).

Titanyum içi boş delikli rekonstrüksiyon plak sistemi (THORP), 3,0 mm kalınlığında bir plak ve içi boşluklu yapıda vida tasarımını içerir. Bu boşluğa uygun ikinci bir vida ile büyük olan vida başı genişlemeye zorlanarak fiksasyonun geliştirilmesi amaçlanır (Resim 2.3.1.3.1) (Gellrich, 2004).



Resim 2.3.1.3.1. A) Thorp sistemi ve B) kilitli sistemin şematize edilmesi (Gellrich ve ark'dan., 2004)

Hala kemik fleplerinin stabilizasyonu için anatomik pozisyonu ve fonksiyonu kazandıran fiksasyon aygıtlarına gereksinim duyulmaktadır. Bu nedenle plaklar rekonstrüksiyon sürecinde önemli rol oynamaktadır. Yüksek riske sahip cerrahi girişim gerektiren medikal hastalar ileri prosedürleri tolere edemeyebilir. Daha basit bir kapama ve mandibular defektin köprü şeklinde plak ile rehabilitasyonu en makul seçenek olabilir (Klotch ve ark., 1999).

2.4. BİYOMEKANİK VE STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

Ağız içi ve çevresindeki yapılardan; mandibula, maksilla gibi dental arkın yer aldığı yapılar ile temporomandibular eklem ve rehabilitasyonunu sağlayan sistemler, fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır (Caputo ve Standlee, 1987). Ağız içinde meydana gelen kuvvetler ve dağılımları çok iyi belirlenmelidir. Oluşan kuvvetlerin yönlendirilerek, fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır (Yüzbaşıoğlu, 2006). Ancak çoğu zaman canlı dokular üzerinde, bu etkilerin ne şekilde tepkiler oluşturacağını tespit etmek çok maliyetli, riskli ve hemen hemen imkansız olmaktadır (Magne, 2007).

2.4.1. Biyomekanik

Mekanik, cisimlere etkiyen kuvvetleri, oluşan hareketleri veya dengeyi inceler. Biyomekanik ise biyolojik yapıların, fizik ve mekanik disiplinler yardımıyla işlevselliğini araştırır. Bu bilimin amacı; canlı yapıları fiziksel olarak tanımlamak, şekilsel ilişkilerini irdeleyerek sonuçlarını klinik uygulamaların hizmetine sunarak insan yaşamına katkı sağlamaktır. Biyomekanik çalışması yapan bilim adamları; insan vücudunu oluşturan yapıların yük sınırı, vücut üzerinde nasıl ölçüm yapılabileceği, performansın hangi şartlarda optimum seviyeyi yakalayabileceği, vücut bölümlerinin birbirlerini ne şekilde etkileyeceği, oluşan hareketi yönlendiren etkileri ve vücut yapılarının senkronize olarak nasıl çalıştığı gibi konulara cevap bulmaya çalışmaktadırlar (Fung, 1993; Sonugelen ve Artunç, 2002). Doğal olarak biyomekanik sağlıklı dokuların yanında hastalık veya bozukluk durumlarında, dokuların ne şekilde davrandığını anlamaya çalışmaktadır. Örnek olarak; bazı araştırmacılar, bir taraftan hücre zarındaki osmotik hareket, kas kuvvetleri ile ilgili çalışırken diğer taraftan felçli hastanın rehabilitasyonunda kas hareketlerini uyarıcı aygıtlar üzerinde çalışmışlardır (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Modern biyomekanikten önce, Aristoteles canlıların vücut hareketlerini incelemiş, Archimedes hidrostatik konusunda çalışmalar yapmış ve ağırlık merkezi kavramını geliştirmiştir. Galileo yerçekimi ivmesinin değişmezliğini göstermiş, Newton ise hareketle ilgili kanunları açıklamış ve mekanik bilimini derinden etkilemiştir (Sonugelen ve Artunç, 2002). Biyomekanik konusunda Giovanni Alfonso Borelli matematik ve geometri prensipleri içinde internal ve eksternal vücut hareketleri konusunda hesaplamalar yapmıştır (Thurston, 1999). Modern biyomekanik stres analizi çalışmaları ise önceleri, çeşitli kemiklerden alınan kesitlerde spongiozanın incelenmesine yönelik olmuştur. Başlıca çalışmacılar 1867'de Von Meyer; 1885'te Roux; 1870-92'de Wolff, 1920'de Janssen ve 1929'da Carey'dir. Ayrıca 1917-45 yıllarında Koch, Grunewald ve Marique uzun kemiklerden aldıkları kesitlerde matematiksel analizler üzerinde çalışmışlardır (Aydınlık ve Şahin, 1977).

2.4.2. Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Stres analizleri sırasında bazı teknik terimler kullanılmaktadır. Bu terimlerin tanımlanması ve açıklanması konunun anlaşılabilirliği için gereklidir.

Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Üç boyutlu nesnelere uygulanan kuvvet, nesnenin dönmesine, şeklinin bozulmasına, basınçta değişime ve bazı durumlarda hacmin değişimine sebep olabilir. Bir eksen etrafında dönme hızında değişime sebep olan kuvvet eğilimine tork denir. Deformasyon ve basınç; bir nesneye uygulanan zorlama kuvvetlerinin sonucudur. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken, cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmışçasına ayrı bir cisim gibi düşünülür (Ertem, 2010).

Gerilim (Stres)

Cismin herhangi bir kesitine gelen kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan niceliğe stres denir. Stres, uygulanan kuvvete eşit şiddette ve zıt yönlüdür (Zaimoğlu ve ark, 1993; Çalikkocaoğlu, 2000; van Eijden, 2000; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011). Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik kuvvet uygulandığı zaman, mevcut dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir.

Oluşan gerilmeyi tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir (van Eijden, 2000).

Stres, aşağıda belirtilen formülle hesaplanır;

$$\text{Stres} = \sigma = F (\text{kuvvet}) / A (\text{Yüzey})$$

Stresin birimi N/m^2 (Pascal)'dır (van Eijden, 2000; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011). Kuvvet uygulanması ile üç tip gerilme oluşabilir. Bunlar temel olarak çekme, sıkışma ve makaslama gerilmeleridir. Kuvvet uygulanan cisimlerde genellikle saf bir gerilme oluşmaz. Bu üç gerilmenin birarada bulunduğu durumlarda bileşik gerilmeden bahsedilmektedir (van Eijden, 2000; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011).

- Gerilme stresi (Tensile stress): Cismin üzerine dik olarak uygulanan, moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda veya ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir.
- Sıkışma stresi (Compressive stress): Aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlar.
- Makaslama (Kayma) stresi (Shear stress): Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel doğrultuda kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

Gerinim (Strain)

Cisme bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimi gerinim veya gerilme olarak tanımlanır. Kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyuna olan oranına gerinim denklemi denir ve aşağıdaki gibidir (Çalikkocaoğlu, 2000; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011);

$$\text{Gerinim} = \varepsilon = \text{Boyuttaki değişim } (L - L_0) / \text{orijinal boyut } (L_0)$$

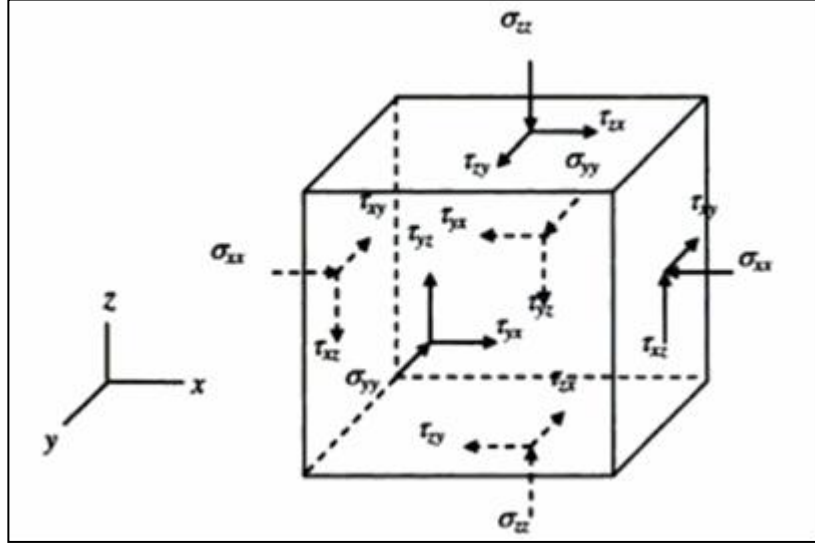
Gerinim elastik, plastik ya da her iki özelliğe sahip olabilir. Elastik gerilmelerde, gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline dönebilirken, plastikte dönemez. Gerinimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken, 1000 mikrostrain %0,1 uzamayı gösterir (Ertem, 2010).

Uygulanan kuvvet, cismin moleküllerini bir arada tutan kuvvetten büyük olursa, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (Mackert, 2008; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011).

Stres Tensörü (Gerilme Matrisi)

Cismin herhangi bir noktasından geçen kesit üzerindeki herhangi bir noktada stres vektörünün doğrultusu, o noktadaki yüzey elemanın normal doğrultusundan farklıdır. Bu yüzeye etkiyen stresler birbirine dik üç bileşene ayrılabilirler.

Bileşenlerden biri yüzeye dik olandır (çekme veya sıkışma stresi) ve “normal stres” (σ) olarak ifade edilir. Diğer iki bileşen ise yüzeye teğettir ve “kayma stresleri” (τ) olarak isimlendirilirler (Şekil 2.4.2.1.).



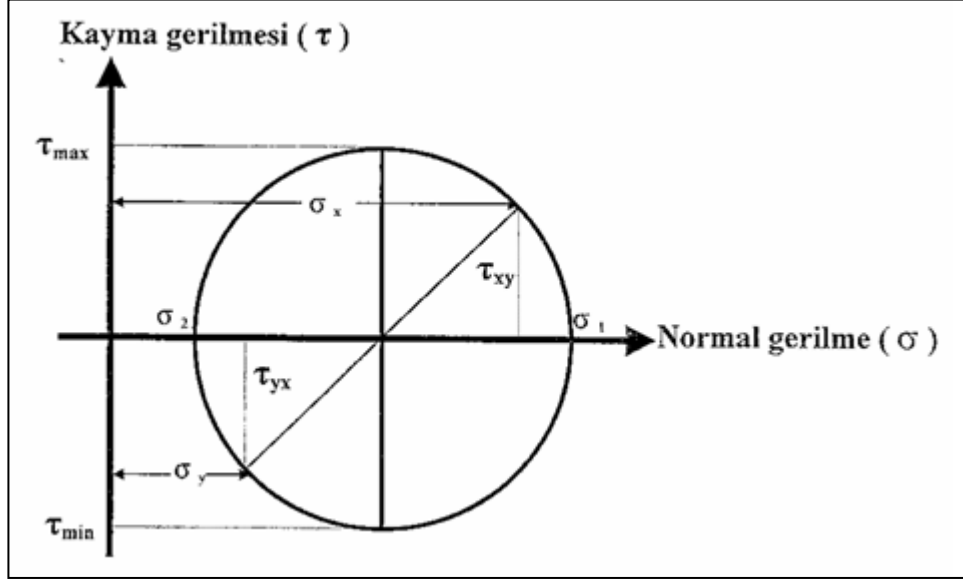
Şekil 2.4.2.1. Stres tensörleri (Deb'den, 2006)

Normal ve kayma stresi arasındaki fark; normal stresin malzemenin hacmini değiştirmeye (örn: hidrostatik basınç) çalışması ve yapının buna “bulk modülü” (Young modülü ve poisson oranına bağlı bir sabit) ile direnç göstermesi, kayma stresinin ise yapıyı deforme etmeye çalışması fakat hacmini değiştirme etkisinde bulunmamasıdır. Kayma stresleri yapının direngenliği “kayma modülü” ile ifade edilir. Dokuz stres bileşeninden oluşan bu matrise “stres tensörü” denir (Yüzbaşıoğlu, 2006).

Asal Stresler ve Mohr dairesi

Bileşik stresler uygulanan cismin kesiti değişikçe stres türünün değişimi bir daire grafiği ile gösterilir. Bu metot, 1882 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiş ve aynı isimle adlandırılmıştır (Passchier, 1993).

Bir kesitteki normal ve kayma streslerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki stres değerinin hesaplanması mümkündür. Kayma stresinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal stres (σ_2) ile en büyük normal stres (σ_1) bulunmaktadır. Bu streslere asal stresler (Principle stresses) denilmektedir (Şekil 2.4.2.2.).



Şekil 2.4.2.2. Mohr daireesinde yatay eksen normal stresleri, dikey eksen kayma streslerini göstermektedir. Asal stresler (σ_1 , σ_2), kayma stresleri (τ_{max} , τ_{min} , τ_{xy} , τ_{yx}) ve normal stresler (σ_x , σ_y) ile gösterilmiştir (İnan'dan, 1988)

σ_1 : Maksimum asal stresi simgeler, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek çekme stresini temsil eder. σ_2 : Minimum asal stresi simgeler, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek basma stresini temsil eder. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır (İnan, 1988).

Eşdeğer stres (Equivalent stress)

Eşdeğer stres (σ_e), çeşitli hipotezlerle ortaya konan ve üç asal stressden (σ_1 , σ_2 , σ_3) yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. Eşdeğer stres ifade eden Von Misses eşitliği aşağıda verilmiştir (İnan, 1988).

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

Stres Değerine Bağlı Hata Kriterleri

Hata kriterlerinin amacı, yapısal elemanın akma veya kırılma değerini tahmin veya tespit etmektir. Literatürde birçok teori vardır.

Eğer malzeme yumuşak, çekilebilir özellikteyse;

- Maksimum Kayma Stres Kriteri (Tresca Kriteri)
- Enerji Distorsiyon Kriteri (Von Mises Kriteri)

Eğer kırılma özellikteyse;

- Maksimum Normal Stres Kriteri (Coulomb Kriteri)
- Mohr Kriteri kullanılmaktadır.

Bu dört kriterin tümü asal stresler cinsinden ifade edilmektedir. Bu nedenle hata kriterlerini uygulamadan önce tüm stres değerlerinin asal stresler cinsinden ifade edilmesi gerekmektedir (İnan, 1998).

Kırılma ve yumuşaklık göreceli bir kavram olup genellikle sıcaklık, gerinim ve benzeri çevre koşullarına bağlıdır. %5' lik uzama sonucunda kırılma bir sınır değeri olarak belirlenmiştir. Daha büyük uzama değerleri olan malzemeler yumuşak, daha düşük değerlere sahip olanlara ise kırılma denir. Ayrıca kırılma malzemenin sıkışma stresi altındaki dayanımı, yumuşak malzemeye göre çok daha büyüktür. (İnan, 1988; Ertem, 2010).

Yumuşak/Çekilebilir Malzemeler İçin Hata Kriterleri

Maksimum Kayma Stresi Kriteri: Tresca kriteri olarak bilinen bu yöntem, yumuşak malzemelerin akmasını tahmin etmek için kullanılmaktadır. Yumuşak malzemelerdeki akma, kayma stresi nedeni ile kristal düzlemler arasında kaymaya neden olur. Bu nedenle, yapı üzerinde belirlenen noktadaki maksimum kayma gerilmesinin değeri, kayma gerilmesinin tek eksenli çekme testi ile elde edilen akma değerinden (σ_y) düşük ise malzemenin güvende olduğu söylenir. (İnan, 1988).

Enerji Distorsiyon (Von Mises) Kriteri: Yumuşak malzemelerin akmasını tahmin etmek için kullanılmakta olup, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Bu kriter, bükülme enerjisinin tek eksenli çekme testindeki aynı enerji seviyesine eriştiği andaki değerini referans olarak alır. 3 asal stres değeri kullanılarak hesaplanır. Düzlemsel stres durumunda, $\sigma_3 = 0$ 'dir. Von Mises stres değeri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir (İnan, 1988).

Kırılğan Malzemeler İçin Hata Kriterleri

Maksimum Normal Gerilme Kriteri: Coulomb veya Rankine kriteri olarakta bilinir. Kırılğan malzemelerin hatasını tahmin etmek için kullanılır. Maksimum stres kriteri, asal streslerin (normal) maksimum değerinin tek eksenli çekme dayanımına veya tek eksenli sıkışma dayanımına ulaşması ile gerçekleşir (İnan, 1988).

Mohr Teorisi: Coulomb-Mohr kriteri olarak da bilinir. Mohr dairesi yaklaşımına dayanır. Bu teori, daha çok kırılğan malzemelerin sınırlarını tespit etmek için kullanılmaktadır. Mohr teorisi, yapı üzerinde herhangi bir noktadaki hatanın, tek eksenli çekme veya tek eksenli basma stres testlerinin ifade edildiği Mohr dairelerinin arasında kalan bölgeyi aşması durumunda oluşur (Handin, 1969; İnan, 1988).

Hooke Kanunu

Robert Hooke 17. yy' da sonradan kendi adıyla anılan Hooke kanunu yayımlamıştır. Bu kanuna göre; bir maddenin bozunumunun, bozunuma sebep olan kuvvetle yaklaşık doğru orantılı olduğu varsayılır. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet sabitini (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar (Giuliodori ve ark., 2009).

Elastiklik Modülü (Young Modulus)

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile 'Young's modülü' olarak da adlandırılmaktadır.

Elastiklik modülü (E), stres altında materyalin katılığını yani elastiklik sınırları içerisinde materyalin görece dayanıklılığını, kısaca gerilme ile gerinim arasındaki oranı gösteren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Başka bir ifade ile gerilim – birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile esneklik katsayısı büyüktür (İnan, 1988; alikkocaoğlu, 2000).

$$\text{Elastikiyet Modülü} = E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Poisson Oranı

Yükün geldiği yönde ve yüke dik olan yönlerde eş zamanlı olarak cisimler üzerine bir gerinim meydana gelir. Enine (lateral) gerinim ile eksensel (axial) gerinim arasındaki oran “Poisson Oranı” olarak bilinir. İlk kez Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson tarafından ortaya atılmıştır. μ veya ν sembolleriyle gösterilmektedir (İnan, 1988).

$$\text{Poisson Oranı} = \mu = \frac{\text{Lateral strain}}{\text{Axial strain}} = -\frac{\epsilon_{yy}}{\epsilon_{xx}}$$

Bu kavramı anlamak için, gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasıyla birlikte, eninin daralması örnek gösterilebilir. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir (İnan, 1988; Pfeifer ve Sakaguchi, 2011).

2.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, en uygun tasarımlar için gerekli şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacı ile çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır.

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri;

1. Kırılma vernik tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
3. Gerilim ölçerli kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri yöntemi
7. Sonlu eleman yöntemi olarak bilinir. (Caputo ve Standlee, 1987, Braga ve ark., 2011).

2.4.3.1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi:

Kırılğan vernik, kuvvet dağılımı incelenecek modelin üzerine sürölüp fırınladıktan sonra, model üzerine kuvvet uygulaması ile gerçekleştirilir. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Sonugelen ve Artunç, 2002; Braga ve ark., 2011).

2.4.3.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi:

Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanır. Bu yöntemde karışık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmeler ışık taslakları haline dönüştürölerek, gözle görölabilir hale getirilir. Oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların, fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilerek yüklenmesi durumunda, yapısal elemanların ürettiği stresler modelin her kesiminde gözlenebilir. Modelden kesitler alınır ve polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.4.3.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi Yöntemi:

Gerilimölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektrikselse direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın 2003).

2.4.3.4. Holografik İnterferometri Yöntemi:

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemle yapılan kuvvet analizinde, ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet

kullanılır. Bu alet cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir (Sonugelen ve Artunç 2002, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.4.3.5. Termografik Kuvvet Analizi Yöntemi:

Yöntem, bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Braga ve ark., 2011).

2.4.3.6. Radyoteleometri Yöntemi:

Bilgisayar donanımları yardımıyla herhangi bir temasa yönelik herhangi bir iletişim oluşturmada verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, materyal üzerine yapışan gerilimölçerler, gerilimölçer amplifiyeri, anten ve veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo – elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Braga ve ark., 2011).

2.4.3.7. Sonlu Eleman Yöntemi:

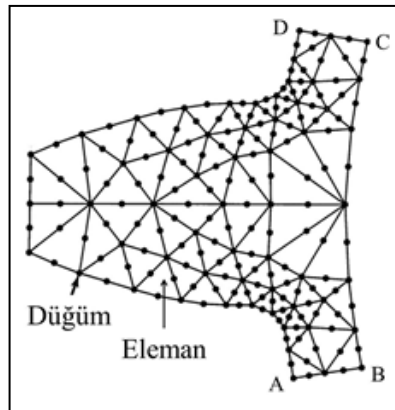
Sonlu eleman analizi, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir matematiksel yöntemdir (Kayabaşı, 2003). Bu yöntemi ilk olarak 1950’li yıllarda mühendislik alanında geliştirilen analizi yöntemidir. 1960’lı yıllarda ilk olarak Clough, sonlu eleman stres analizi metodunu adlandırmıştır (Clough ve Felipe, 1968; Thalsofer, 2011).

Sonlu eleman analizinin geliştirilmesinin nedeni mühendislik uygulamalarında karşılaşılan güçlüklerdir. Mühendislik bilimlerine konu olan yapılarının tümü basit hesaplamalara ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli

ortam koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Sonlu eleman yöntemi bu durumda devreye girmekte ve modellenen yapı bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir (Darendeliler, 1995).

Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda yapılan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır (Knoell, 1976; Knoell ve Vogan, 1977; Craig, 1978; Farah ve ark., 1988; Darendeliler, 1995).

Yöntem karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içerisinde çözümlenmesiyle kesin sonucun bulunduğu bir analiz şekli olarak da tanımlanabilir. Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle bağlantı kurduğu noktaların tanımlanmasına dayanır. Bu küçük parçalar "eleman" olarak bilinen geometrik şekillerdir. Elemanları birleştiren her bir bağlantı noktası ise "nod" ya da "düğüm" olarak tanımlanır (Şekil 2.4.3.7.1.). Tanımlanan tüm elemanlara, temsil ettikleri materyalin fiziksel özellikleri atanır. Analizde çözüm için her düğüme tanımlanan denge denklemleri kullanılır. İncelenen modeller ve çevre şartlarına bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Oluşturulan denklemlerin çözümü oldukça karmaşık olup bilgisayarlar yardımıyla analiz gerçekleştirilir (Geng ve ark., 2001; Yüzbaşıoğlu, 2006; Adıgüzel, 2010; Çimen, 2011; Topçu ve Taşgetiren, 2012).



Şekil 2.3.2.7.1. Vites dişlisinin iki boyutlu modellemesi üzerinde eleman ve düğümlerin gösterilmesi (Cook ve ark.'dan, 2001)

Bu yöntemde, bir elemana ait denklemlerin elde edilmesinde değişik yaklaşımlar kullanılabilir. Bunlar içinde en çok kullanılan dört temel yöntem şunlardır:

- Direkt yaklaşım: Bu yaklaşım daha çok tek boyutlu ve basit problemler için uygundur.
- Varyasyonel yaklaşım: Bir fonksiyonelin ekstremize yani maksimum ve minimum edilmesi demektir. Katı cisim mekaniğinde en çok kullanılan fonksiyoneller potansiyel enerji prensibi, komplementer (tümleyen) potansiyel enerji prensibi ve Reissner prensibi olarak sayılabilir. Fonksiyonelin birinci türevinin sıfır olduğu noktada fonksiyonu ekstremize eden değerler bulunur. İkinci türevinin sıfırdan büyük veya küçük olmasına göre bu değerlerin maksimum veya minimum olduğu anlaşılır.
- Ağırlıklı kalanlar yaklaşımı: Bir fonksiyonun çeşitli değerler karşılığında elde edilen yaklaşık çözümü ile gerçek çözüm arasındaki farkların bir ağırlık fonksiyonu ile çarpılarak toplamlarını minimize etme işlemine "ağırlıklı kalanlar yaklaşımı" denir. Bu yaklaşım kullanılarak eleman özelliklerinin elde edilmesinin avantajı, fonksiyonellerin elde edilemediği problemlerde uygulanabilir olmasıdır.
- Enerji dengesi yaklaşımı: Bir sisteme giren ve çıkan termal veya mekanik enerjilerin eşitliği ilkesine dayanır. Bu yaklaşım bir fonksiyonele ihtiyaç göstermez (Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir yükün etki etmesi sonucu elemanlar, kendi materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim meydana gelir. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge durumu olarak bilinir (Yüzbaşıoğlu, 2006). Kompleks yapı bileşenlerine sahip cisimlerin incelenbilmesi için oluşturulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde sonlu eleman analizi gibi sayısal yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. Yöntem, kompleks mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara ayırarak yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değeri bulmaya çalışır. Başka bir deyişle, cismin tamamının fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirlerine iliştiyerek cismin tamamına uygular (Oğuz, 2007).

Sonlu eleman analizi, hazırlık, çözümlenme ve sonuçların incelenmesi olmak üzere üç temel aşamada gerçekleştirilmektedir:

Hazırlık Aşaması

İlk aşama kullanılacak materyalin geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra elemanlara bölünür ve bir ağ yapısı (meş) oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun temel yapısını oluşturur. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda araştırmacı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar (de Vree ve ark., 1983).

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Sonlu eleman analizinde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan elemanlar boyutlarına göre dört kısma ayrılabilir:

- Tek boyutlu elemanlar: Bu elemanlar tek boyutlu olarak ifade edilebilen problemlerin çözümünde kullanılır.
- İki boyutlu elemanlar: İki boyutlu (düzlem) problemlerinin çözümünde kullanılırlar. Bu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır. Üçgen elemanın altı, dokuz ve daha fazla düğüm ihtiva eden çeşitleri de vardır. Düğüm sayısı seçilecek interpolasyon fonksiyonunun derecesine göre belirlenir. Üçgen eleman, çözüm bölgesini aslına uygun olarak temsil etmesi bakımından kullanışlı bir eleman tipidir. İki üçgen elemanın birleşmesiyle meydana gelen dörtgen eleman, problemin geometrisine uyum sağladığı ölçüde kullanışlılığı olan bir elemandır. Dört veya daha fazla düğümlü olabilir. Dörtgen eleman çoğu zaman özel hal olan dikdörtgen eleman şeklinde kullanılır.
- Dönel elemanlar: Eksenel simetrik özellik gösteren problemlerin çözümünde dönel elemanlar kullanılır. Bu elemanlar bir veya iki boyutlu

elemanların simetri eksenini etrafında bir tam dönme yapmasıyla oluşurlar. Gerçekte üç boyutlu olan bu elemanlar, aksinel simetrik problemleri iki boyutlu problem gibi çözüme olanağı sağladığı için çok kullanışlıdır.

- Üç boyutlu elemanlar: Bu grupta temel eleman üçgen piramittir. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya daha genel olarak altı yüzeyle elemanlar, üç boyutlu problemlerin çözümünde kullanılan eleman tipleridir (Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Çözüm bölgesinin sınırları eğri denklemleri ile tanımlanmışsa, kenarları doğru olan elemanların bu bölgeyi tam olarak tanımlaması mümkün değildir. Böyle durumlarda bölgeyi gereken hassasiyette tanımlamak için elemanların boyutlarını küçültmek, dolayısıyla adetlerini artırmak gerekmektedir. Bu durum çözülmesi gereken denklem sayısını artırır, dolayısıyla gereken bilgisayar kapasitesinin ve zamanın büyümesine sebep olur. Bu olumsuzluklardan kurtulmak için, çözüm bölgesinin eğri denklemleri ile tanımlanan sınırlarına uyum sağlayacak eğri kenarlı elemanlara ihtiyaç hissedilmektedir. Böylece hem çözüm bölgesi daha iyi tanımlanmakta hem de daha az sayıda eleman kullanılarak çözüm yapılabilir. Bu özel tip elemanlar izoparametrik (eş parametrelili) elemanlar olarak bilinir (Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Tüm şartlarda materyali temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Genel olarak “materyal” terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur (de Vree ve ark., 1983; Oğuz, 2007).

Cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrisleri (element stiffness matrix) tanımlanmalıdır. Bu eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall stiffness matrix) oluşturmak üzere toplanır. Böylece, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değişimlerin devamlılığı sağlanır. Bu durum şu matris denklemi ile gösterilir;

$$[K] \{\delta\} = \{P\}$$

[K] : Materyalin genel matrisi

{P} : Toplam kuvvet vektörü

{δ} : Bütün düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeler

[] işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, { } ise sütun vektör matrisini temsil eder. Önemli hususlardan biri de, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için uygulanan denklemlerin aynı olmasıdır. Böylece bütün elemanlar için tek tek denklemlerin çözümlenmesine gerek kalmayacaktır. Eğer materyale ait elemanların hepsi birbirinin aynısı ise tek bir denklemin çözümü yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözülmesi gereken denklem sayısını belirler. Dikkat edilmesi gereken diğer bir husus ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır (de Weck ve Kim, 2004; Oğuz, 2007; Ertem 2010).

[K] nitelik bakımından, parçalara ayrılmış materyalde birim yer değiştirme oluşturacak kuvveti temsil eder. Buna göre, cismin sonlu eleman katsayısını bir yaya eşdeğer olarak düşünüldüğünde [K] materyalin “yay sabitine” karşılık gelecektir (Oğuz, 2007; Ertem 2010; Deniz, 2011).

Kısacası [K] materyalin kendi özelliğine bağlı bir parametredir. {P} ise materyalin özelliğini etkileyen değişkendir. {δ}, {P}'nin etkisiyle [K]'nın gösterdiği davranıştır. Bu parametreler elastisite, termal, akışkan ve elektrostatik gibi problemlere uyarlanabilir (Tablo 2.4.3.7.1).

Tablo 2.4.3.7.1. Sonlu eleman analizinde kullanılan matris denkleminin farklı alanlardaki uyarlaması

	Özellik [K]	Davranış {δ}	Etki {P}
Elastisite	direngenlik	deplasman	kuvvet
Termal	iletkenlik	sıcaklık	ısı
Akışkan	viskosite	hız	gövde kuvveti
Elektrostatik	dielektrik sabiti	elektrik potansiyeli	şarj

Sisteme etki edebilecek kuvvetler tekil, yayılı ve kütle tipi olmak üzere üç çeşittir.

- Tekil kuvvetler: Bu kuvvetler hangi elemanın hangi düğümüne ne yönde etki ediyor ise genel kuvvet vektöründe etki ettiği düğüme karşılık gelen satıra yerleştirilir. Problemin cinsine göre tekil yük kavramı değişebilir.

Örnekle, ısı iletimi konusunda elastisite problemindeki noktasal ısı kaynağı veya tanımlı ısı akışı yükleri bu kuvvetlerdendir.

- Yayılı kuvvetler: Bir kenar boyunca ya da bir alanda etkili olan kuvvetlerdir.
- Kütle kuvvetleri: Merkezkaç ve ağırlık kuvvetleri bu kuvvet türüne örnektir (Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Bu aşamada iç kuvvetleri içeren denklemler oluşturulmuştur ancak sınır koşulları (basınç, ısı, hareketlilik, kuvvet vb.) dahil edilmemiştir.

Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Sistem denklemleri oluşturulduktan sonra sınır koşulları da eklenir. Sınır koşullarını oluşturma, var olan parametrelere yenilerini ekleyerek veya denklemlerdeki terimlerin yerlerini sağa veya sola doğru yer değiştirerek gerçekleştirilir. Yer değiştirmelerden de distorsiyon ve stresler hesaplanabilir. Her problemin tabii olarak ya da yapay sınır şartları vardır. Sınır şartları, cismin çeşitli kısımlarındaki elastik yer değiştirmelerin ölçülebileceği bir referans sağlar. Bir çubuk, model olarak kabul edilir ve bu materyal için belirli sınır şartları tanımlanmaz ise, etki eden düğüm kuvvetlerinin büyük, küçük yada eşit olmasına göre materyal hareket eder ve ilk ve son deplasman eşit olacağından çubukta rijit materyal hareketi gözlenir. Yani materyal her yönde harekete, deformasyon göstermeksizin açıktır. Oysa bir ucundan duvara sabitlenir ise çubuğun belirli yönlere hareketi kısıtlanır ve çubukta deformasyon izlenebilir. Böylece sınır şartları; materyalin belli parçasında veya parçalarındaki yer değiştirmelerde yapılan kısıtlamalardır denilebilir. Bu kısıtlamalar, materyalin rijit yer değiştirmesine engel olur ve uygulanan dış yüklerin materyal tarafından taşınmasını sağlar. Aynı sınır şartları problemin cinsine göre sonlu elemanlar metodunun uygulandığı diğer vektörel ve skaler alan problemleri için de tanımlanabilir (Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Çözüm Aşaması

Alt çene kemiği gibi karmaşık geometriye sahip bir cisme ait problemin çözümü eleman sayısının fazlalığı, dolayısıyla denklem takımının büyüklüğü nedeniyle güç olacaktır. Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, sayısal analiz teknikleriyle bilgisayarda çözülür. Bu sebeple sonlu

elaman yöntemi ile problemin çözümünde bilgisayar programları yardımıyla kısa zamanda hedefe ulaşabilmektedir (Yüzbaşıoğlu, 2006; Oğuz, 2007).

Cismi etkileyen belirli sınır şartları için, belirli dış kuvvetler altında matris denklemleri çözüldüğünde, düğüm yer değiştirmeleri $\{\delta\}$ bulunur. Yer değiştirmelerden de, gerilmeler ve zorlanmalar hesaplanabilir. Kısaca verilen bir problemi sonlu eleman metodu ile çözmek için sırasıyla, cismi sonlu eleman sistemi halinde parçalara ayırma, cismi temsil eden elemanların her birinin eleman direngenlik matrisinin ve özelliklerinin belirlenmesi, tümel direngenlik matrisinin $[K]$ ve tümel kuvvet vektörünün $\{P\}$ toplanması, $\{\delta\}$ 'yı tayin etmek için belirlenmiş sınır şartlarıyla denklemin çözümü ve hesaplanan düğüm yer değiştirmelerinden, elemanların zorlanmalarının ve gerilmelerinin hesaplanması sağlanır (Ertem, 2010).

Özetle, sonlu elemanlar yönteminde problemin çözülebilmesi için bilgisayara şu verilerin girilmesi gerekmektedir.

- Analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatlar
- Uygun eleman tipinin seçimi
- Geometrinin elemanlara bölünmesi
- Modeli oluşturan materyallerin özellikleri
- Modele uygulanan dış etkenler (uygulanan kuvvet ve yönü vb.)
- Geometrinin sınır şartları (destekleme yeri, doğrultusu vb.)
- Analizin tipi(dinamik, statik, elektromanyetik vb.) (Yüzbaşıoğlu, 2006; Oğuz, 2007; Ertem, 2010).

Sonuçların İncelenmesi

Elde edilen verilerin tablolar, model görüntüleri veya grafikler aracılığı ile sergilenmesi ve yorumlanması yapılır (Siegele ve Soltesz, 1989; Çimen, 2011).

Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları

- İnvaziv olmayan bir yöntemdir.
- Farklı özelliklere sahip karmaşık düzensiz geometri gösteren yapılara uygulanabilir.
- Sınır şartları kolayca uygulanır.

- Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilir. Doğru verilen materyal özellikleri ile gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir.
- Analitik ve geleneksel deney metotlardan daha hassas sonuç verir.
- Farklı malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk oluşturmaz.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
- Bütün stres bileşenlerinin sayısal olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
- Analiz sonuçları hem incelenen materyalin bütünü için, hem de istenilirse incelenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
- Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.
- Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmak zorunda değildir. Bu özellik, birkaç malzemenin birleştirildiği modellerde uygulama yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.
- Kranyofasiyal ve çevre yapılar taklit edilebilir.
- Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
- Yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.

Yükleme ile ilgili pozisyonlar ve miktar değişikliklerinin uygulanması kolaydır (de Vree ve ark., 1983; Darendeliler, 1995; Sonugelen ve Artunç, 2002; Jafari ve ark., 2003; Ulusoy ve Aydın, 2003; Ertem, 2010; Topçu ve Taşgetiren, 2012).

Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları

- Bu metodun uygulanabilmesi için ileri donanıma sahip bilgisayarlara, bilgisayar ve metod ile ilgili yazılım için maddi desteğe, analiz programlarının kullanılması için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır.
- Bu metodun güvenilirliği; doğru bir temel teori kullanımı, uygun fiziksel ve deneysel verilerin sağlanması, doğru sonlu eleman veri seçimi, doğru sayısal giriş verilerinin girilmesi ve uygun bilgisayar kodunun çalıştırılmasına bağlıdır. Bu faktörlerin bir arada yönetilememesi durumunda hatalı sonuçlara açık olma tehlikesi taşır.
- Sayıların çokluğu: Analiz sırasında koordinatların, eleman ve bağlantıların belirlenmesi sırasında çok dikkatli hareket edilmelidir (Darendeliler, 1995; Akça ve İplikçioğlu, 2002; Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003; Ertem 2010).

Yapılan literatür incelemesinde; rezeksiyonun boyutuna bağlı olarak oluşan farklı boyutlardaki defektlerinin rekonstrüksiyonunda; farklı geometrik şekillerdeki plak, vida sayısı ve konum kombinasyonlarının çiğneme kuvvetleri altında maruz kaldıkları streslerin dağılımları konusunda kapsamlı bir çalışmaya rastlanamamıştır. Düz plağa alternatif kullanılacak açılı plak çiğneme kuvvetlerine karşı nasıl bir davranış gösterir, fiksasyon amacıyla kullanılacak vidalardan eksiltme yapılacaksa hangi konumdan eksilmesi daha uygun olur, farklı plak – vida kombinasyonlarında kemikte oluşan stresler ne şekilde gerçekleşir, bu etkilenme rezorpsiyon açısından önemli midir gibi konular açıklığa kavuşturulmalıdır.

Bu nedenle araştırmamızda, 2 farklı boyutta segmental rezeksiyon uygulanmış mandibulaların onarımında kullanılan 2 farklı geometriye sahip rekonstrüksiyon plağı ve 5 farklı vida konfigürasyonu üzerinde, çiğneme kuvvetleri etkisiyle oluşan stres dağılımlarının sonlu eleman yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

3. MATERYAL METOT

Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Aytasarım Limited Şirketi işbirliği ile OMÜ Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında tez projesi olarak gerçekleştirildi.

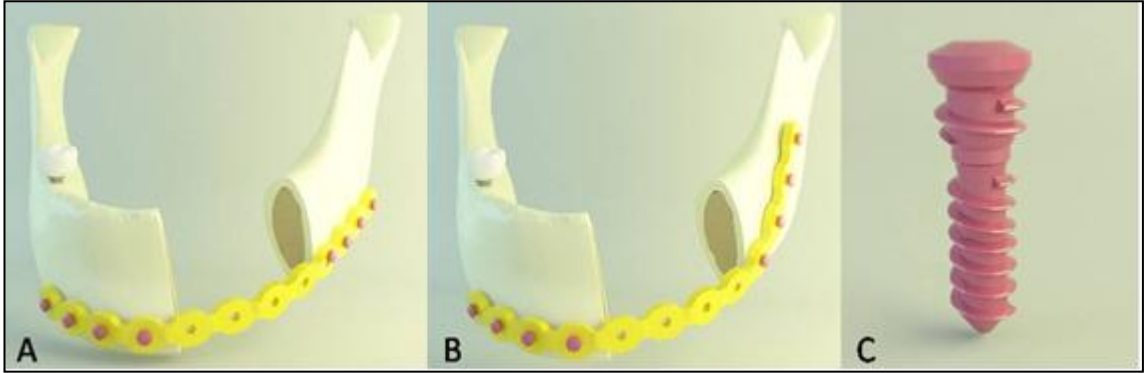
Çalışmada kullanılacak 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci (2200 Mission College Blvd, Santa Clara, CA 95054-1549 United States), 250 gb sabit disk, 3,00 gb RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack (39900 Corporate Campus Dr., Suite 3000 Louisville Kentucky, 40223 United States) işletim sistemi olan bilgisayar kullanılmıştır. Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave, Seattle, Washington, 98103 United States) modelleme yazılımı ve FEMPro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, Pennsylvania, 15238-2932 United States) analiz programı kullanıldı.

3.1. MODELLEME

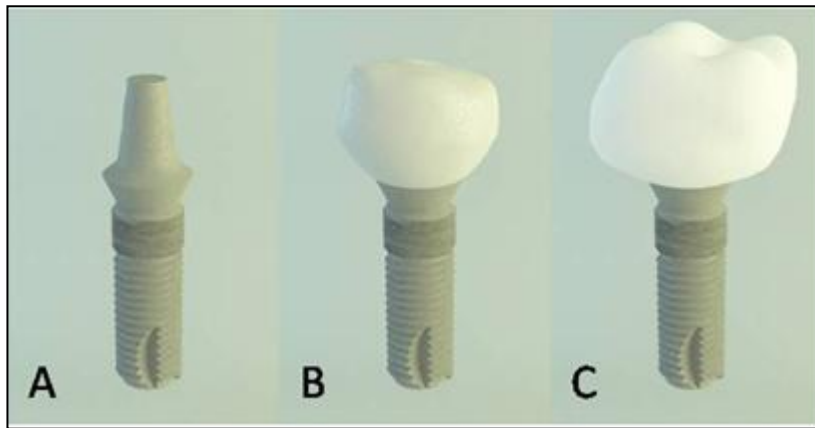
Mandibular kemiğin modellenmesi için bir hastanın önceden çekilmiş tomografisi kullanıldı. Tomografi verileri 3D-doctor (Able Software Corporation, United States) yazılımına gönderilerek “interactive segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D complex render” yöntemi ile 3 boyutlu mandibula modellendi. Oluşturulan mandibula modeli bilgisayar ortamında dişsiz hale getirildi. Oluşturulan mandibula modelinde, kortikal ve spongioz tabakalar gösterildi.

Rezeksiyon kesi hattı Grup A için 2. molar dişin hemen arkasından mandibula korpusuna dik olacak şekilde yapıldı. Öndeki kesi rekonstrüksiyon plağının 4 deliği mesafesi katetecek şekilde mandibula korpusundan ve dik olacak şekilde oluşturuldu. Grup B için kesi arkada Grup A’da olduğu gibi 2. molar dişin hemen arkasından mandibula korpusuna dik olacak şekilde yapıldı. Öndeki kesi rekonstrüksiyon plağının 8 deliği mesafesi katetecek şekilde mandibula korpusundan ve dik olacak şekilde oluşturuldu.

12 delikli, 2.5 mm kalınlıklı düz kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, 16 delikli 2.5 mm kalınlığında düz kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, 8+4 delikli, 2.5 mm kalınlığında açılı kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, 12+4 delikli 2.5 mm kalınlıklı açılı kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, 4,00 mm çapında 10 mm boyunda silindirik dental implant ve 2,5 mm çapında 10 mm boyunda kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı vidası modellendi (Şekil 3.1.1, Şekil 3.1.2). Elde edilen modeller Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile rekonstrüksiyon plak - vidaları ve mandibular dış kenarı arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı. Plak ve vidalar Ti6Al4V alaşımının fiziksel değerleri atanarak oluşturuldu. Isırma kuvvetinin oluşumunu sağlamak için sağ molar bölgeye 4x10 mm ebatlarında 1 adet dental implant modellendi. Çalışmamızda 196024 düğüm, 1036575 eleman kullanıldı.

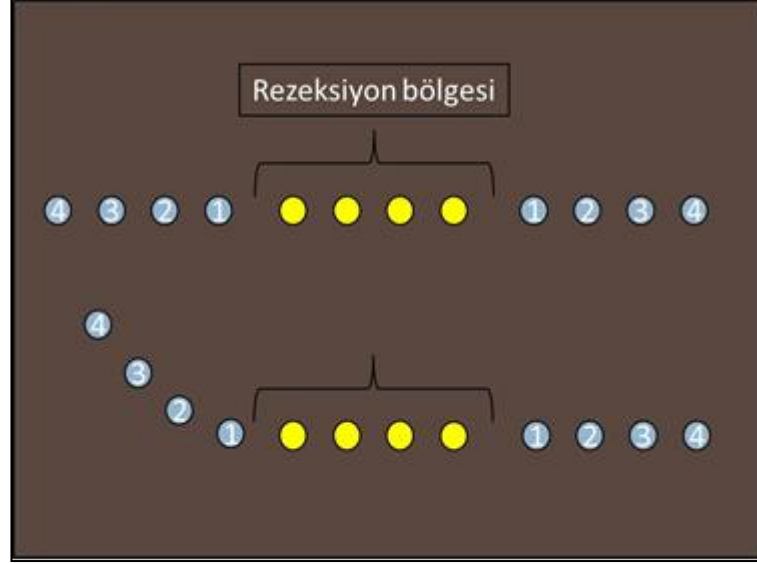


Şekil 3.1.1. A) düz kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, B) açılı kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı, C) kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı vidası

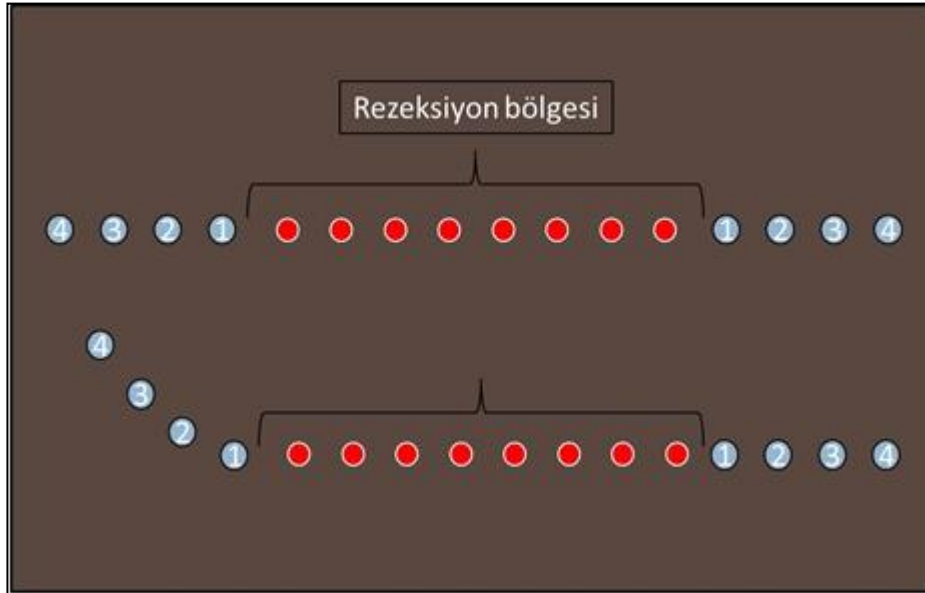


Şekil 3.1.2. A) dental implant ve abutment, B) protez altyapısı, C) protez üstyapısı

Bu çalışmada; 2 farklı boyutta rezeke edilmiş mandibula modellerinin oluşturduğu 2 temel gruptan ve 2 farklı plak geometrisi ile 5 farklı vida sayısı ve konum kombinasyonu sunan 10'ar düzenek hazırlandı.. Toplam 20 fiksasyon seçeneği oluşturuldu. (Tablo 3.1.1), (Şekil 3.1.3, Şekil 3.1.4, Şekil 3.1.5, Şekil 3.1.6, Şekil 3.1.7)



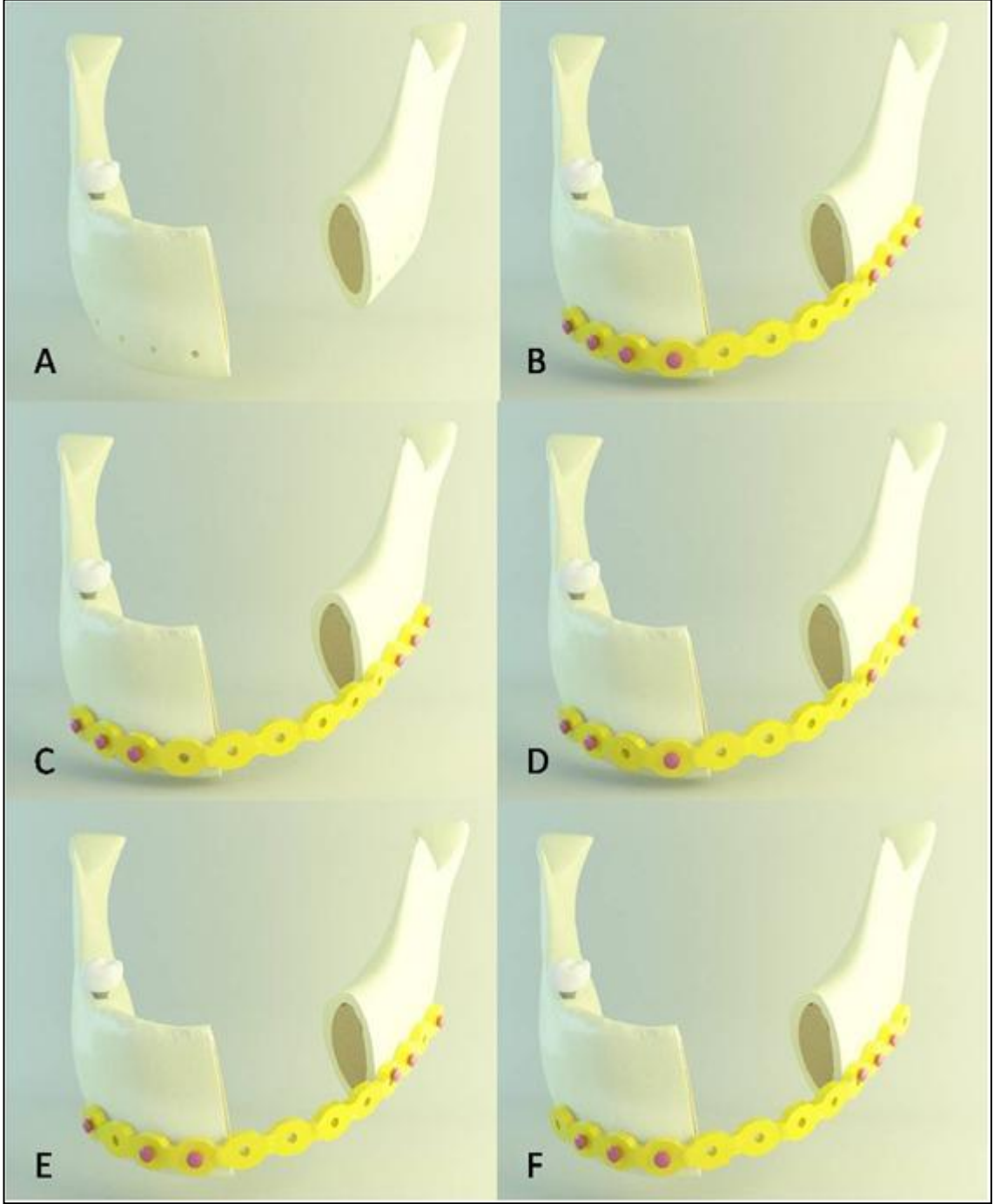
Şekil 3.1.3. 4 delik boyutunda rezeksiyon yapılan grupta kullanılan plakların ve vida konumlarının gösterimi.



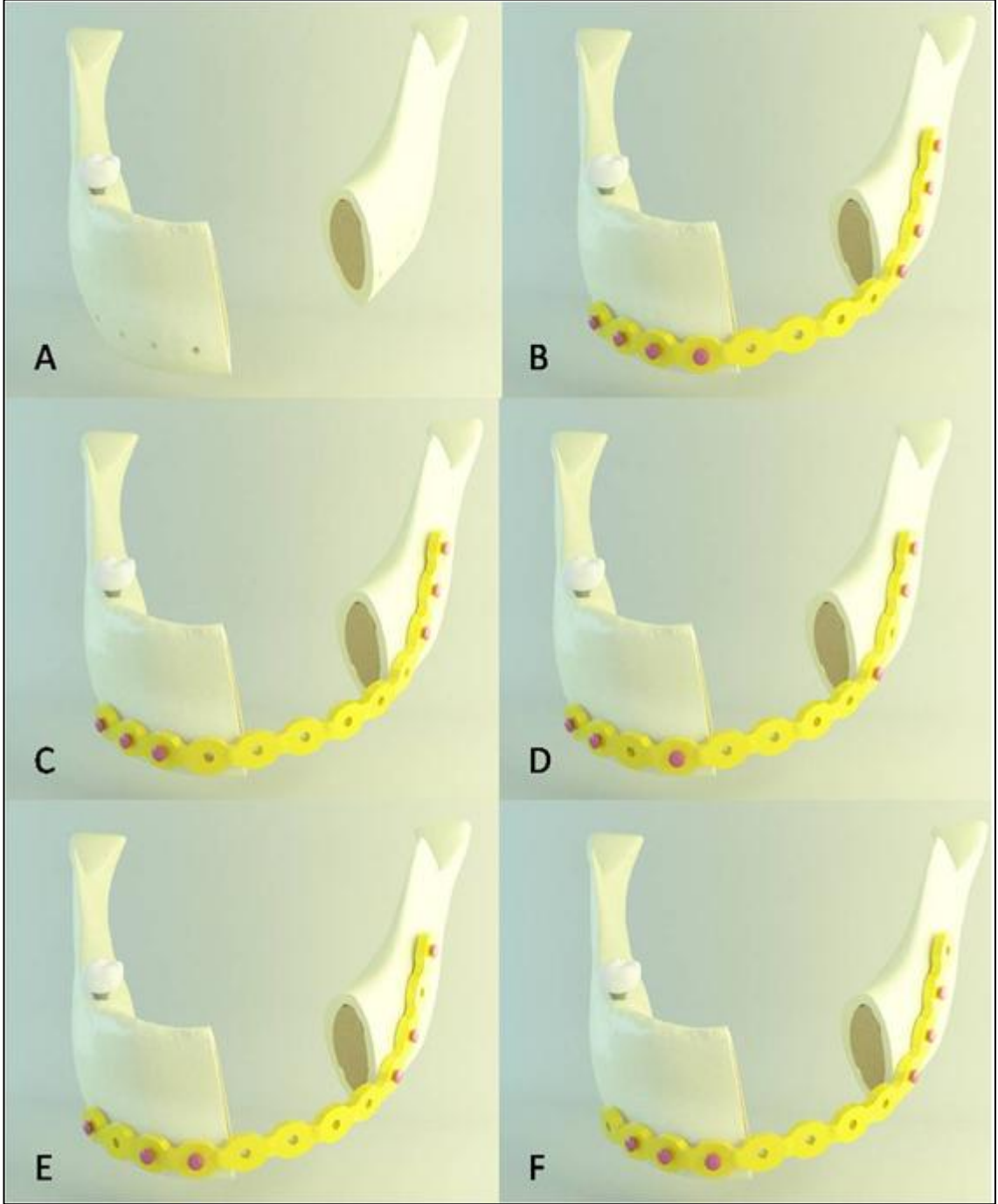
Şekil 3.1.4. 8 delik boyutunda rezeksiyon yapılan grupta kullanılan plakların ve vida konumlarının gösterimi

Tablo 3.1.1. 20 farklı rekonstrüksiyon seçeneği

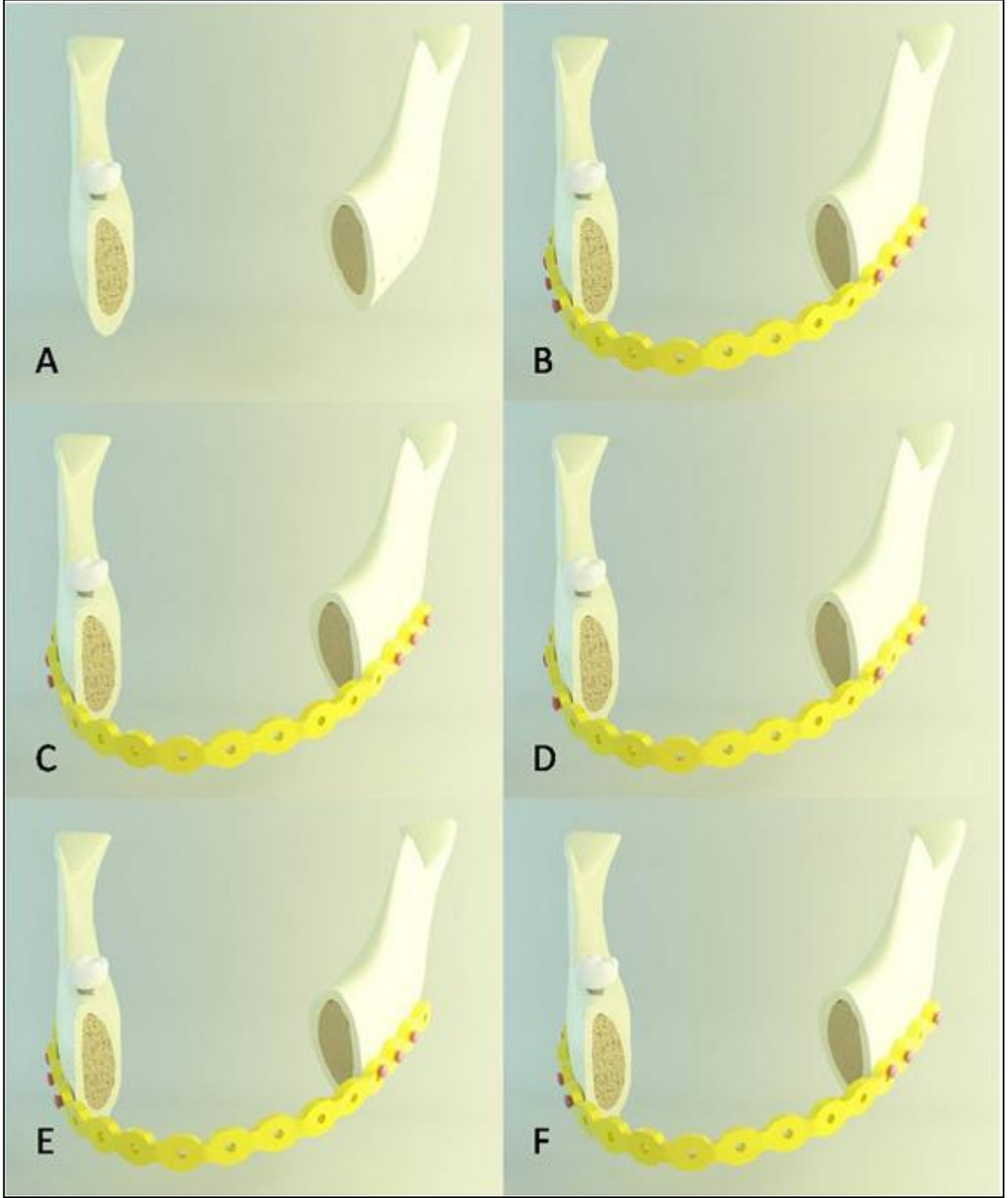
Gruplar	Rekonstrüksiyon şekli
<p><u>Grup A</u></p> <p>Her iki segment arasında 4 vida deliği boşluğu bırakılmış şekilde rezeke edilen mandibula grubu</p>	<ul style="list-style-type: none">• A1: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet olmak üzere toplam 8 vida ile fikse edilen düzenek.• A2: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 1.vidaların eksiltildiği, 6 vida ile fiksen düzenek.• A3: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 2.vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A4: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 3.vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A5: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiği toplam 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A6: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet olmak üzere toplam 8 vida ile fikse edilen düzenek• A7: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiği, 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A8: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidanın eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A9: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 3. vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• A10: Açılı rekonstrüksiyon plağı 4. vidaların eksiltildiği toplam 6 vida ile fikse edilen düzenek.
<p><u>Grup B</u></p> <p>Her iki segment arasında 8 vida deliği boşluğu bırakılmış şekilde rezeke edilen mandibula grubu</p>	<ul style="list-style-type: none">• B1: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet olmak üzere toplam 8 vida ile fikse edilen düzenek.• B2: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 1.vidaların eksiltildiği, 6 vida ile fiksen düzenek.• B3: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 2.vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B4: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 3.vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B5: Düz rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiği toplam 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B6: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet olmak üzere toplam 8 vida ile fikse edilen düzenek• B7: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiği, 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B8: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidanın eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B9: Açılı rekonstrüksiyon plağı ile 3.vidaların eksiltildiği 6 vida ile fikse edilen düzenek.• B10: Açılı rekonstrüksiyon plağı 4. vidaların eksiltildiği toplam 6 vida ile fikse edilen düzenek.



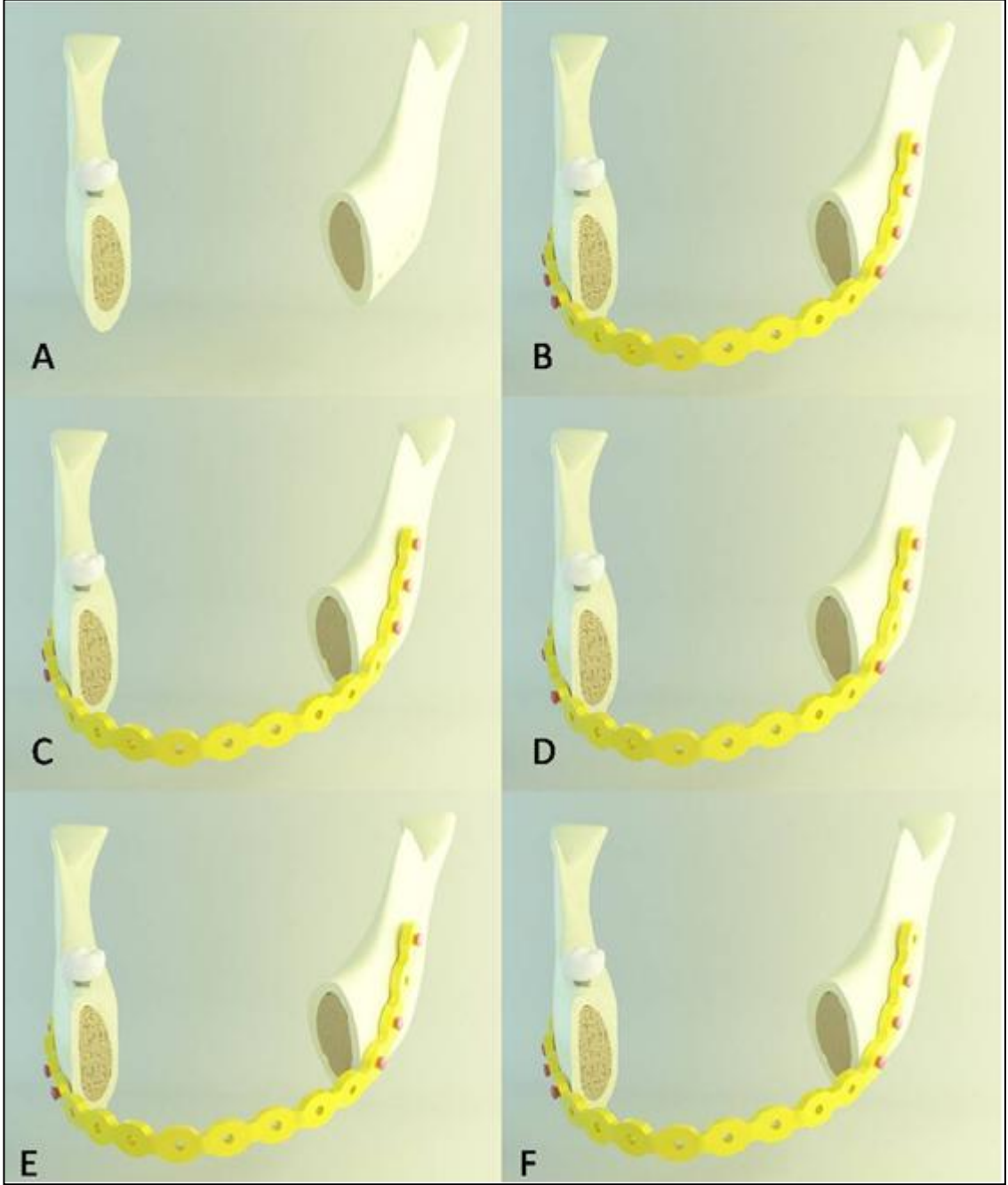
Şekil 3.1.5. A) 4 delik boyutunda rezeksiyon yapılan mandibula, B) düz rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet vida ile fiksasyon, C) düz rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiğı düzenek, D) düz rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidaların eksiltildiğı düzenek, E) düz rekonstrüksiyon plağı ile 3. vidaların eksiltildiğı düzenek, F) düz rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiğı düzenek



Şekil 3.1.6. A) 4 delik boyutunda rezeksiyon yapılan mandibula, B) açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet vida ile fiksasyon, C) açılı rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiğı düzenek, D) açılı rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidaların eksiltildiğı düzenek, E) açılı rekonstrüksiyon plağı ile 3. vidaların eksiltildiğı düzenek, F) açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiğı düzenek



Şekil 3.1.7. **A)** 8 delik boyutunda rezeksiyon yapılan mandibula, **B)** düz rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet vida ile fiksasyon, **C)** düz rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiği düzenek, **D)** düz rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidaların eksiltildiği düzenek, **E)** düz rekonstrüksiyon plağı ile 3. vidaların eksiltildiği düzenek, **F)** düz rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiği düzenek



Şekil 3.1.8. **A)** 8 delik boyutunda rezeksiyon yapılan mandibula, **B)** açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4'er adet vida ile fiksasyon, **C)** açılı rekonstrüksiyon plağı ile 1. vidaların eksiltildiğı düzenek, **D)** açılı rekonstrüksiyon plağı ile 2. vidaların eksiltildiğı düzenek, **E)** açılı rekonstrüksiyon plağı ile 3. vidaların eksiltildiğı düzenek, **F)** açılı rekonstrüksiyon plağı ile 4. vidaların eksiltildiğı düzenek

3.2. YÜKLEME VE SINIR KOŞULLARI

Çiğneme kasları, anatomik veriler ışığında bu alanda birçok çalışmanın referans aldığı değerler kullanılarak 3 boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere anatomik kuvvet vektörleri yerleştirilmiş ve tek taraflı ısırma kuvvetini taklit edecek şekilde bu vektörlere ilgili kuvvet büyüklükleri atandı (Korioth ve Hannam, 1994; van Eijden ve ark., 1997; Koolstra, 2002) (Tablo 3.2.1).

Tablo 3.2.1. Sağ taraf ısırmada kaslarda oluşan kuvvetler

KASLAR	KUVVET (Newton)	Sağ Taraf (Çalışan)	Sol Taraf (Dengeleyen)
Yüzeysel masseter	190,4	0,72	0,60
Derin masseter	81,6	0,72	0,60
Medial pterygoid	174,8	0,84	0,60
Anterior temporalis	158,0	0,73	0,58
Orta temporalis	95,6	0,66	0,67
Posterior temporalis	75,6	0,59	0,39
İnferior lateral pterygoid	66,9	0,30	0,65

Oluşan streslerin tayini için mandibula modeli daha önce bu alanda yapılmış güncel literatür referans alınarak, kondil bölgesinden tüm yönlerden serbestlik derecesi (degree of freedom – DOF) sıfır olacak şekilde sabitlendi. Uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen yerdeğişimini engellemek için sağ posterior alveolar kreste uygulanan dental implant modeli üst yapısının fonksiyonel tüberküllerinden itibaren sabitlendi. Bu şekilde ısırma kuvveti simülasyonu gerçekleştirildi (Cox ve ark., 2003; Kimura ve ark., 2006; Lovald ve ark., 2006; Arbag ve ark., 2008).

3.3. MATERYAL ÖZELLİKLERİ

Modellenen materyallerin Young's modülü ve Poisson oranları daha önce yapılmış çalışmalarda kullanılan parametreler esas alınarak belirlendi (Lakes, 2003; Erkmen, 2005). Bu değerler Tablo 3.3.1' de gösterilmiştir.

Tablo 3.3.1. Modellenen materyallerin Young's modülü ve poisson oranları

Materyal cinsi	Young's modülü	Poisson oranı
Kortikal kemik	14800 Mpa	0,3
Spongioz kemik	1850 Mpa	0,3
Titanyum (Ti-6Al-4V)	110000 Mpa	0,33

4. BULGULAR

Sonuçlarda elde edilen üç boyutlu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Görüntülerin yan tarafındaki skala ile değer aralıkları gösterilmektedir. Modeller üzerinde renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir.

Gerilim stresi (principal stres maksimum) ve Von mises stres değerleri pozitif değerlerdir. Sadece sıkışma stres değerleri (principal stres minimum) negatif olarak ifade edilir ve skalanın alt kısmında yer alırlar. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmalıdır (Ertem, 2010).

4.1. REKONSTRÜKSİYON VIDALARINDA OLUŞAN STRES DEĞERLERİ

4.1.1. Vida Boyun Bölgelerindeki Stres Değerleri

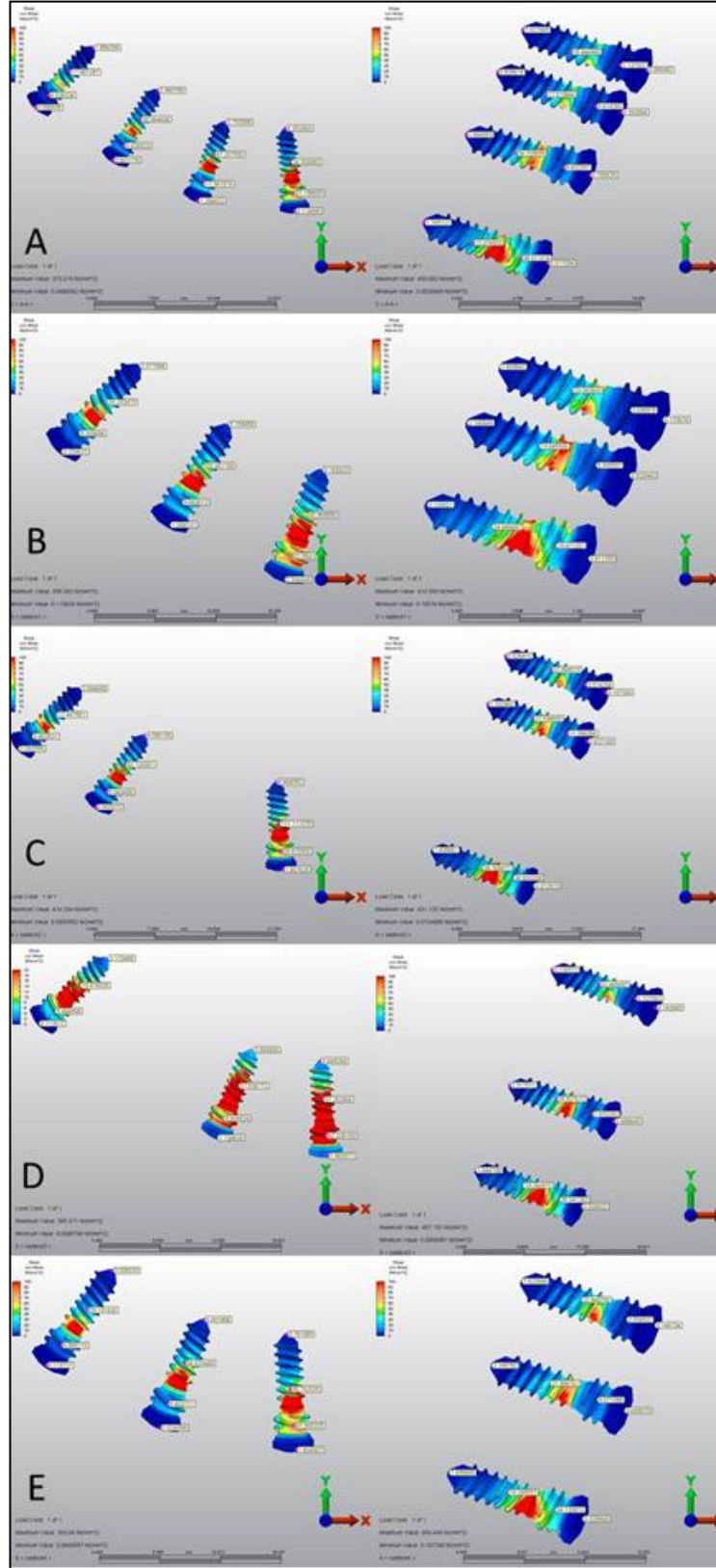
Rekonstrüksiyon vidalarının plak yivlerine oturan kilitli boyun bölgelerindeki Von Mises stresleri her grup için incelendi. (Tablo 4.1.1.1). Buna göre;

4 delik boyutunda defekt: düz plak uygulanan sistemler içinde; en fazla stres, sadece 1. vidaların eksiltildiği deneyde sağ taraf 2. vidada $63,12 \text{ N/mm}^2$, en az stres, tüm vidaların kullanıldığı deneyde sol taraf 4. vidada $2,88 \text{ N/mm}^2$ gözlemlendi (Şekil 4.1.1.1). Açılı plak uygulanan sistemler içinde; en fazla stres, sadece 1. vidaların eksiltildiği deneyde sağ taraf 2. vidada $62,95 \text{ N/mm}^2$, en az stres ise sadece 1. vidaların eksiltildiği deneyde sol taraf 4. vidada $2,04 \text{ N/mm}^2$ gözlemlendi (Şekil 4.1.1.2).

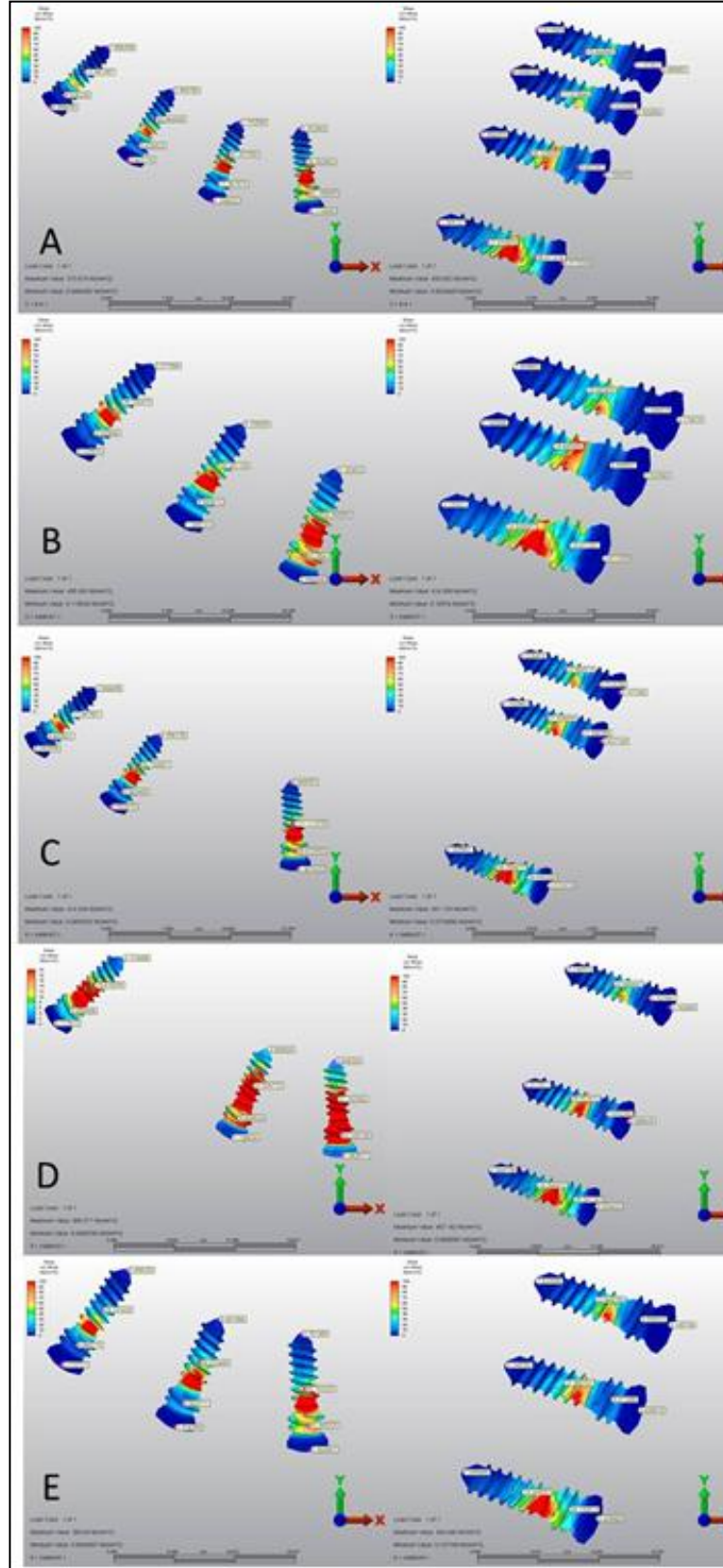
8 delik boyutunda defekt: düz plak uygulanan sistemler içinde; en fazla stres, sadece 4. vidaların kullanıldığı deneyde sağ taraf 1. vidada $64,53 \text{ N/mm}^2$, en az stres, tüm vidaların eksiltildiği deneyde sağ taraf 4. vidada $3,72 \text{ N/mm}^2$ gözlemlendi (Şekil 4.1.1.3). Açılı plak uygulanan sistemler içinde; en fazla stres, sadece 3. vidaların eksiltildiği deneyde sağ taraf 1. vidada $70,83 \text{ N/mm}^2$, en az stres tüm vidaların kullanıldığı deneyde sol taraf 4. vidada $2,98 \text{ N/mm}^2$ gözlemlendi (Şekil 4.1.1.4).

Tablo 4.1.1.1. Rekonstrüksiyon vidalarının boyun bölgelerinde izlenen Von Mises stres değerleri
(N/mm²).

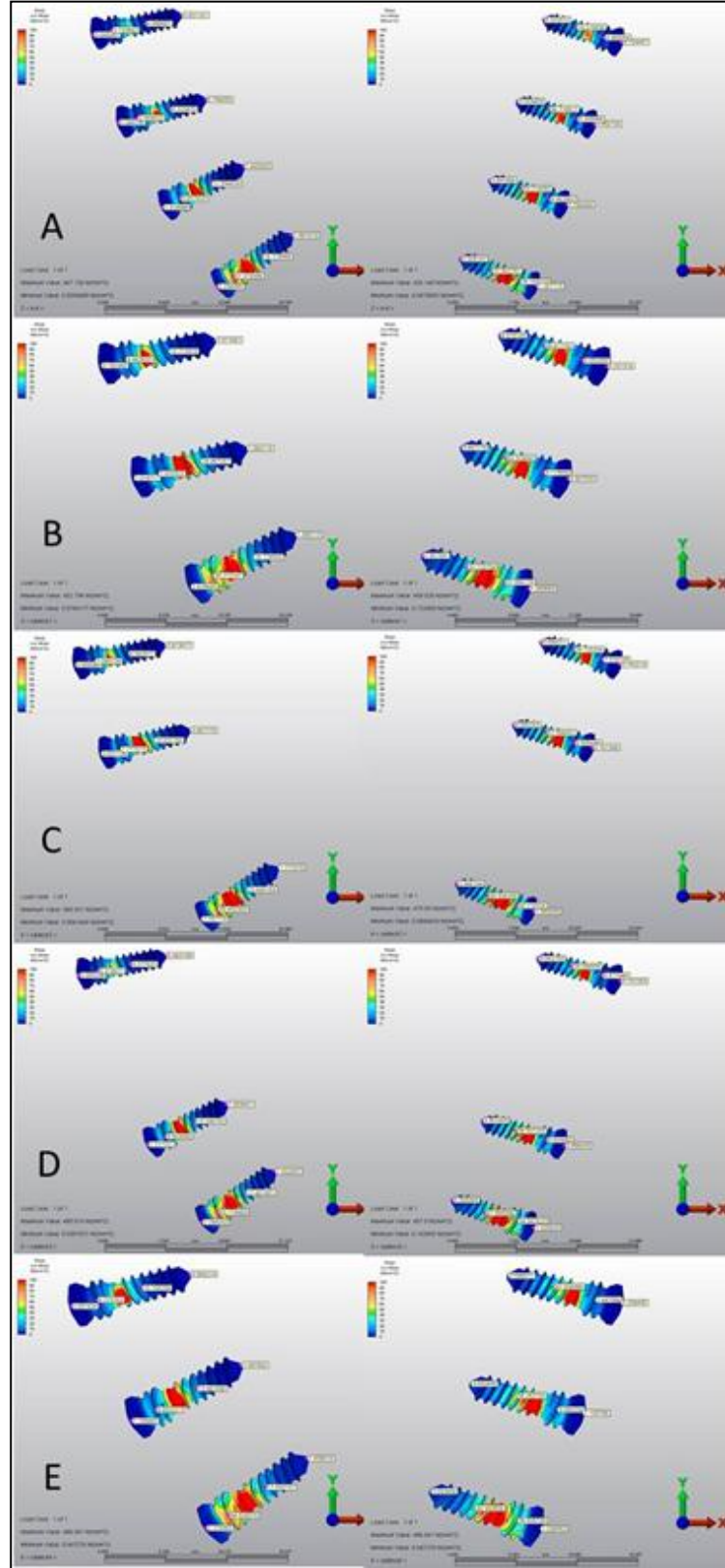
Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Konumu	Tüm vidalar var		Sadece 1. vidalar eksik		Sadece 2. vidalar eksik		Sadece 3. vidalar eksik		Sadece 4. vidalar eksik	
			Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
4 Delik Boyutunda	Düz	1.	58,58	41,30	Ø	Ø	54,90	41,14	58,47	43,11	58,65	41,83
		2.	10,03	7,80	63,12	38,53	Ø	Ø	8,69	7,21	9,00	7,75
		3.	6,50	3,26	9,05	8,17	5,08	6,76	Ø	Ø	6,79	4,04
		4.	3,77	2,88	7,66	3,59	6,30	4,93	5,11	3,75	Ø	Ø
	Açılı	1.	61,20	38,01	Ø	Ø	59,87	30,65	62,23	35,04	61,57	34,13
		2.	11,36	8,43	62,95	19,47	Ø	Ø	9,51	7,63	9,40	8,27
		3.	6,63	5,41	9,66	5,31	5,04	11,39	Ø	Ø	6,87	3,05
		4.	4,03	2,14	8,20	2,04	6,60	3,51	5,49	2,73	Ø	Ø
8 Delik Boyutunda	Düz	1.	61,02	39,17	Ø	Ø	58,43	35,12	63,72	34,95	64,53	36,84
		2.	9,66	9,96	54,21	31,96	Ø	Ø	9,56	8,53	8,89	9,09
		3.	3,96	5,30	7,63	9,12	7,78	6,51	Ø	Ø	6,27	7,45
		4.	3,72	4,49	8,46	6,00	7,09	7,31	5,32	6,57	Ø	Ø
	Açılı	1.	63,94	27,30	Ø	Ø	62,23	24,13	70,83	24,78	69,63	30,81
		2.	10,34	13,07	58,12	13,36	Ø	Ø	10,44	11,48	9,61	10,11
		3.	3,99	8,56	10,11	6,11	9,11	12,93	Ø	Ø	6,38	4,73
		4.	3,96	2,98	8,44	3,00	7,00	4,08	6,05	3,80	Ø	Ø



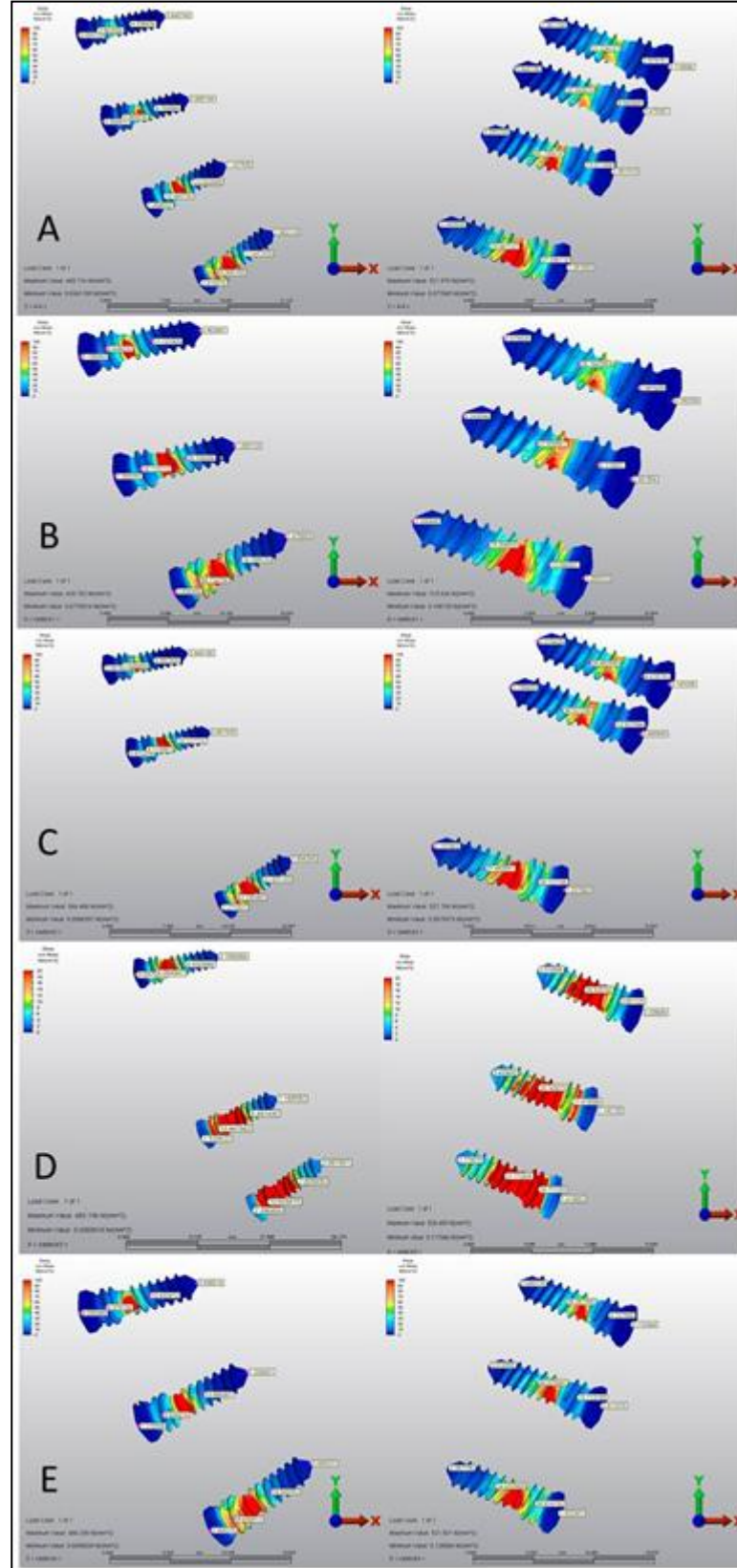
Şekil 4.1.1.1. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında vidalarda oluşan Von mises stresler görülmektedir; **A)** Tüm vidaların mevcut olduğu grup, **B)** Sadece 1. vidaların eksiltildiği grup, **C)** Sadece 2. vidaların eksiltildiği grup, **D)** Sadece 3. vidaların eksiltildiği grup, **E)** Sadece 4. vidaların eksiltildiği grup



Şekil 4.1.1.2. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında vidalarda oluşan Von mises stresler görülmektedir; **A)** Tüm vidaların mevcut olduğu grup, **B)** Sadece 1. vidaların eksiltildiği grup, **C)** Sadece 2. vidaların eksiltildiği grup, **D)** Sadece 3. vidaların eksiltildiği grup, **E)** Sadece 4. vidaların eksiltildiği grup



Şekil 4.1.1.3. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında vidalarda oluşan Von mises stresler görülmektedir; **A)** Tüm vidaların mevcut olduğu grup, **B)** Sadece 1. vidaların eksiltildiği grup, **C)** Sadece 2. vidaların eksiltildiği grup, **D)** Sadece 3. vidaların eksiltildiği grup, **E)** Sadece 4. vidaların eksiltildiği grup



Şekil 4.1.1.4. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında vidalarda oluşan Von mises stresler görülmektedir; **A)** Tüm vidaların mevcut olduğu grup, **B)** Sadece 1. vidaların eksiltildiği grup, **C)** Sadece 2. vidaların eksiltildiği grup, **D)** Sadece 3. vidaların eksiltildiği grup, **E)** Sadece 4. vidaların eksiltildiği grup

4.1.2. Vida Sistemindeki Stres Değerleri

Farklı osteosentez kombinasyonları sonucu rekonstrüksiyon vidalarında oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri belirlendi (Tablo 4.1.2.1).

Tablo 4.1.2.1. Farklı rekonstrüksiyon deneylerinde vida sistemine (VS) ait maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Konfigrasyonu	Max. Stres (VS)	Min. Stres (VS)
4 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	370,16	0,05
		Sadece 1. vidalar eksik	475,98	0,11
		Sadece 2. vidalar eksik	392,67	0,06
		Sadece 3. vidalar eksik	374,95	0,07
		Sadece 4. vidalar eksik	373,53	0,08
	Açılı	Tüm vidalar var	450,68	0,05
		Sadece 1. vidalar eksik	495,06	0,11
		Sadece 2. vidalar eksik	451,12	0,07
		Sadece 3. vidalar eksik	457,18	0,07
		Sadece 4. vidalar eksik	454,44	0,08
8 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	467,14	0,03
		Sadece 1. vidalar eksik	409,03	0,08
		Sadece 2. vidalar eksik	560,33	0,06
		Sadece 3. vidalar eksik	485,02	0,04
		Sadece 4. vidalar eksik	486,94	0,05
	Açılı	Tüm vidalar var	521,97	0,03
		Sadece 1. vidalar eksik	420,78	0,08
		Sadece 2. vidalar eksik	566,49	0,06
		Sadece 3. vidalar eksik	526,49	0,03
		Sadece 4. vidalar eksik	521,51	0,05

4.2. Rekonstrüksiyon Plaklarında Ölçülen Stres Değerleri

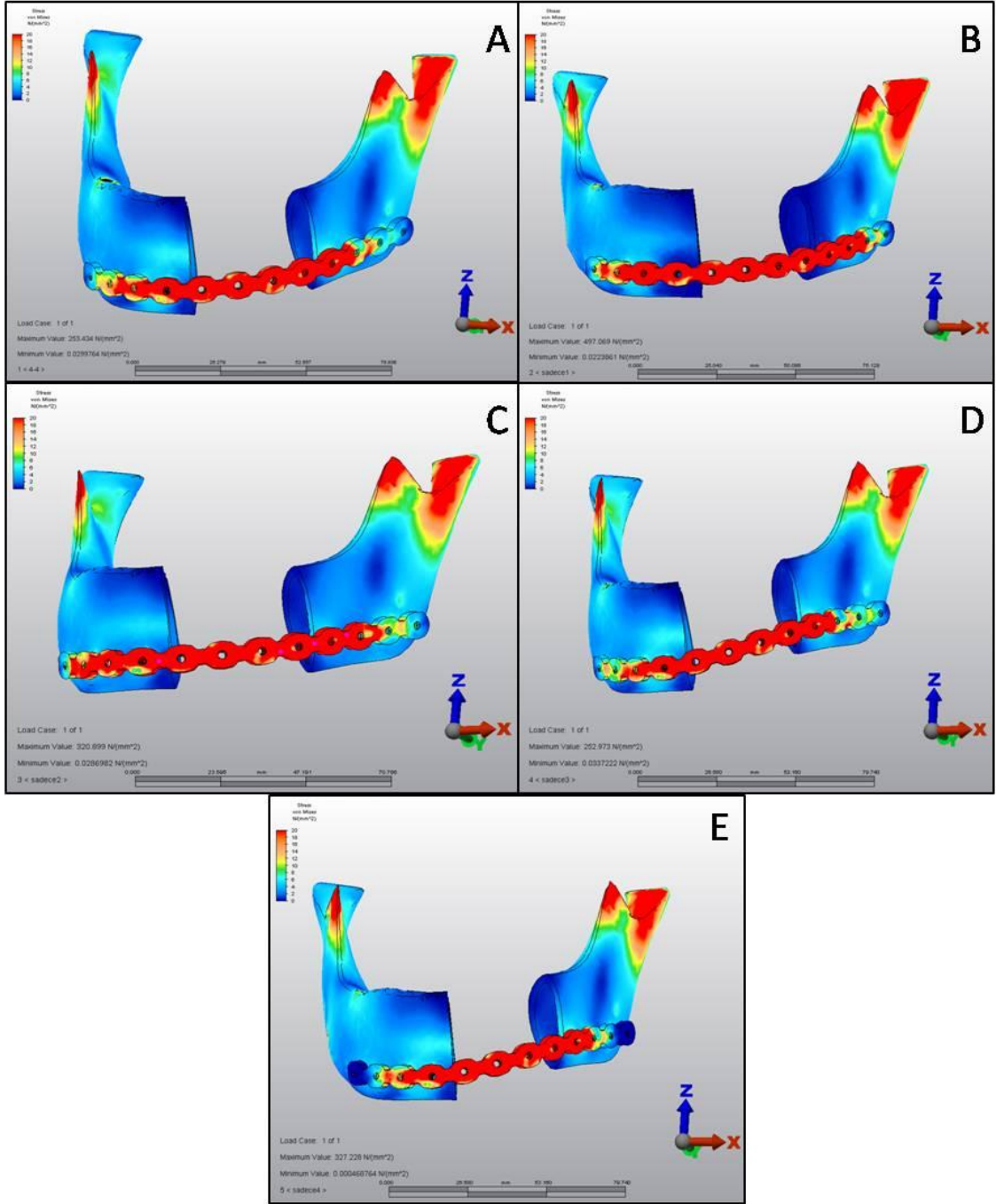
Farklı osteosentez kombinasyonları sonucu rekonstrüksiyon plaklarında oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri belirlendi (Tablo 4.2.1).

4 delik boyutunda defekt: düz plak kombinasyonunda en fazla stres sadece 1. vidaların eksik olduğu deneyde $497,07 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü (Şekil 4.2.1). Açılı plak kombinasyonunda en fazla stres sadece 1. vidaların eksik olduğu deneyde $431,46 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü (Şekil 4.2.2).

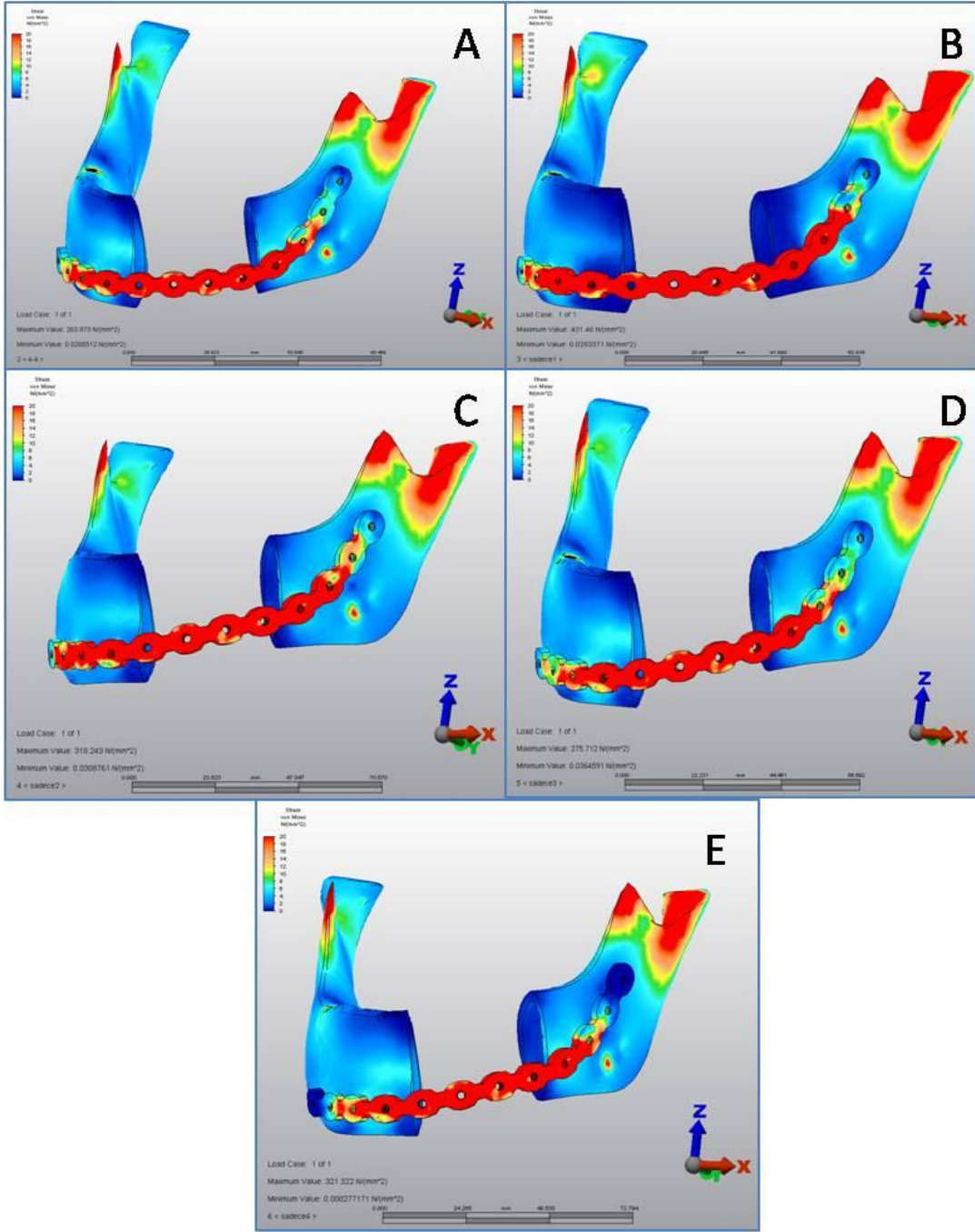
8 delik boyutunda defekt: düz plak kombinasyonunda en fazla stres sadece 1. vidaların eksik olduğu deneyde $648,42 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü (Şekil 4.2.3). Açılı plak kombinasyonunda en fazla stres sadece 1. vidaların eksik olduğu deneyde $675,32 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü (Şekil 4.2.4).

Tablo 4.2.1. Farklı rekonstrüksiyon seçeneklerinde oluşan, plak gövdelerine (PG) ait maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2)

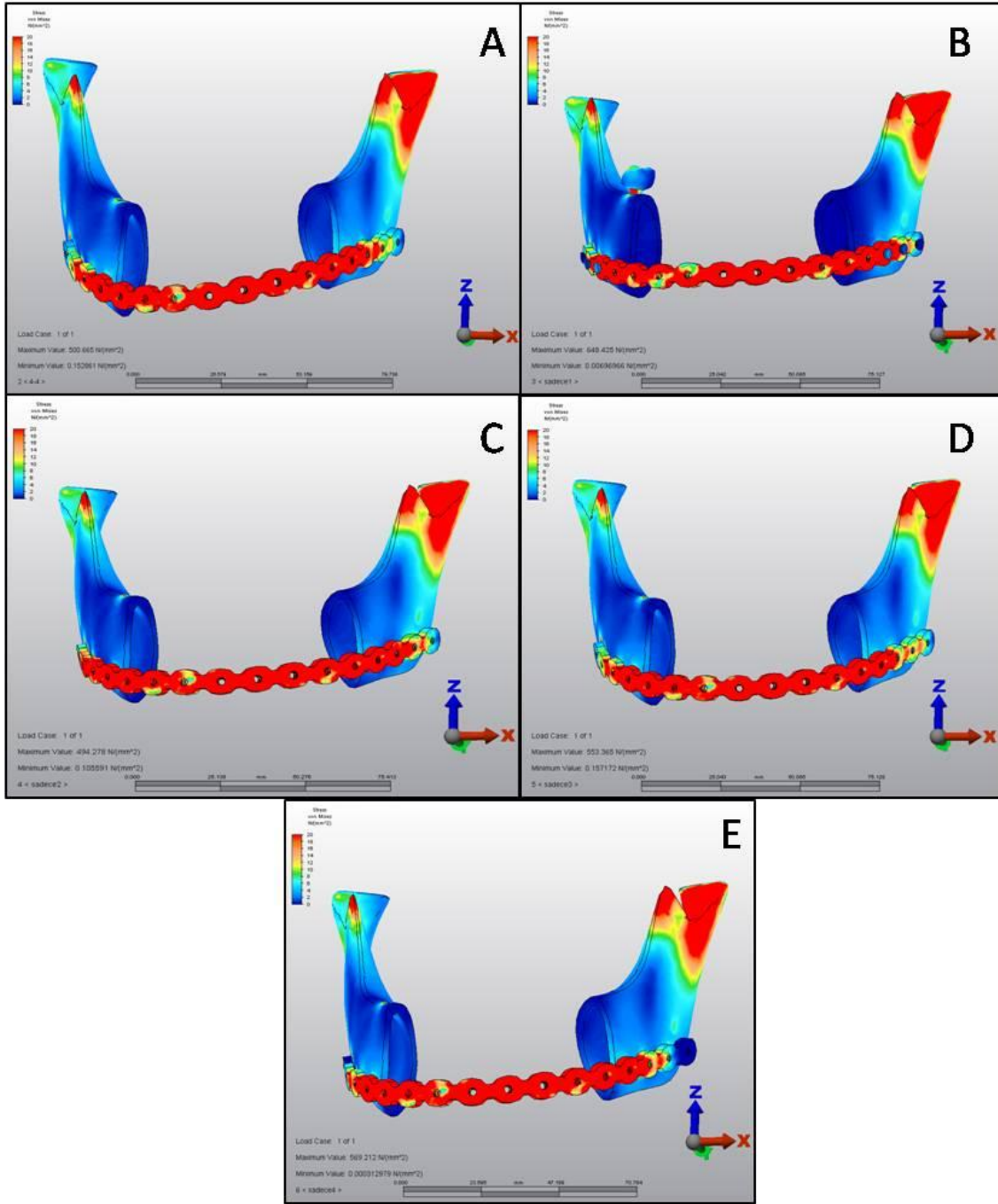
Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Konfigürasyonu	Max. Stres (PG)	Min. Stres (PG)
4 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	253,43	0,03
		Sadece 1. vidalar eksik	497,07	0,02
		Sadece 2. vidalar eksik	320,90	0,03
		Sadece 3. vidalar eksik	252,97	0,03
		Sadece 4. vidalar eksik	327,23	~ 0,00
	Açılı	Tüm vidalar var	263,87	0,03
		Sadece 1. vidalar eksik	431,46	0,03
		Sadece 2. vidalar eksik	318,24	0,03
		Sadece 3. vidalar eksik	275,71	0,04
		Sadece 4. vidalar eksik	321,32	~ 0,00
8 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	500,66	0,15
		Sadece 1. vidalar eksik	648,42	~ 0,00
		Sadece 2. vidalar eksik	494,28	0,11
		Sadece 3. vidalar eksik	553,36	0,16
		Sadece 4. vidalar eksik	569,21	~ 0,00
	Açılı	Tüm vidalar var	528,18	0,16
		Sadece 1. vidalar eksik	675,32	0,03
		Sadece 2. vidalar eksik	515,20	0,11
		Sadece 3. vidalar eksik	584,84	0,17
		Sadece 4. vidalar eksik	602,99	~ 0,00



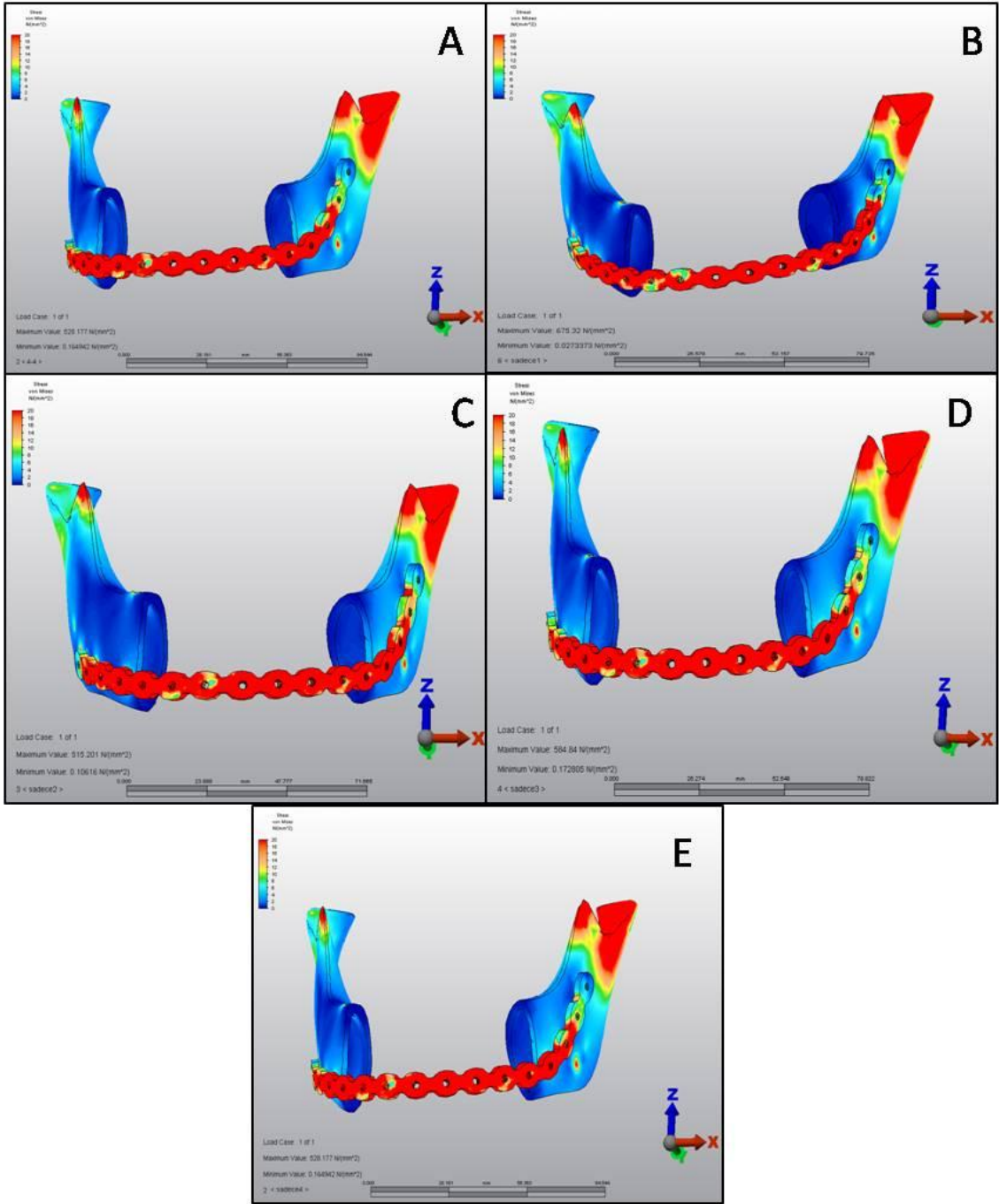
Şekil 4.2.1. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında plak gövdelerinde oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.2.2. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında plak gövdelerinde oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.2.3. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında plak gövdelerinde oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.2.4. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında plak gövdelerinde oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde

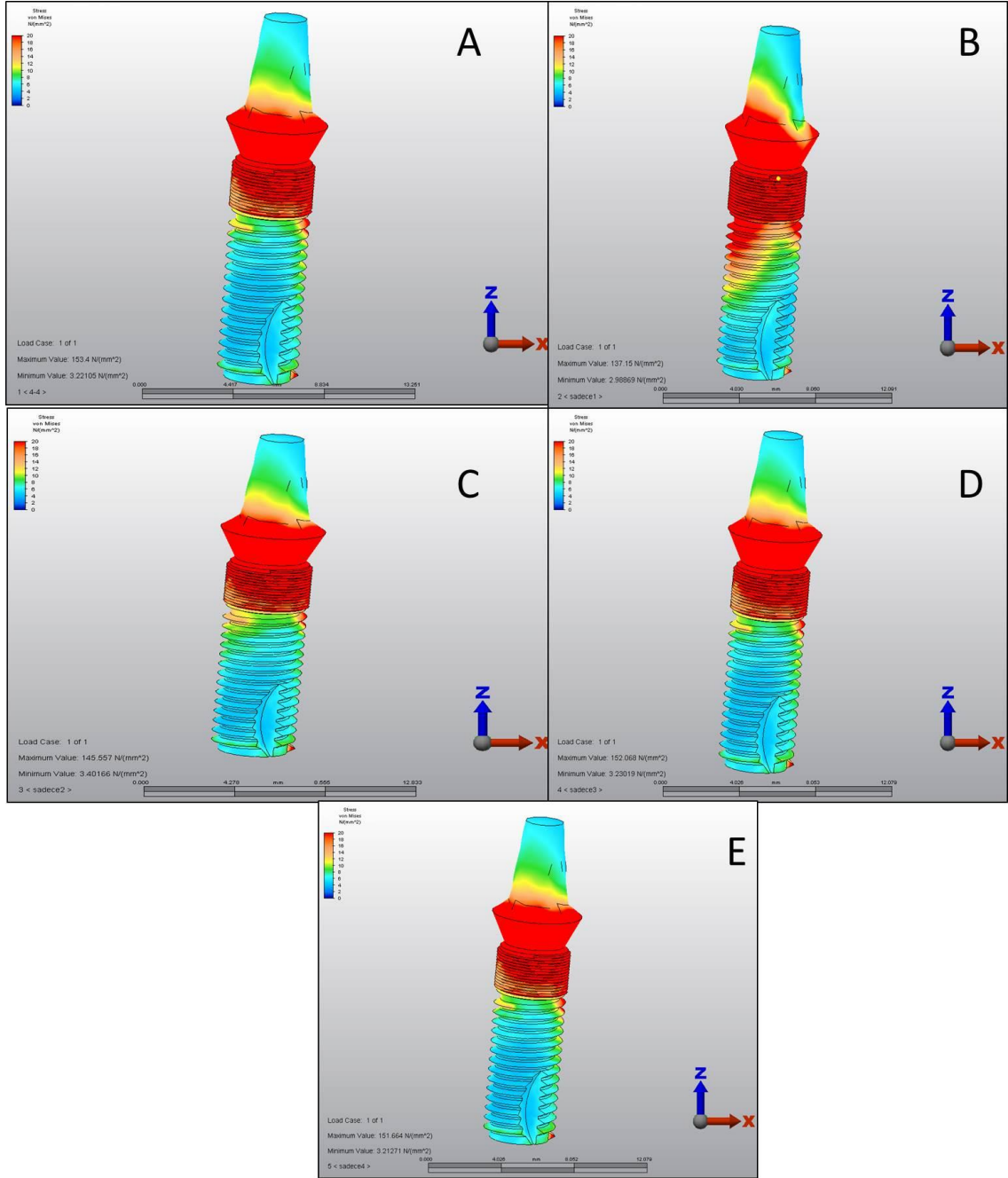
4.3. Dental İmplantlarda Ölçülen Stres Değerleri

Farklı osteosentez kombinasyonları sonucu ısırma kuvvetinin dental implantta boyun bölgesinde oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri belirlendi (Tablo 4.3.1.). Buna göre;

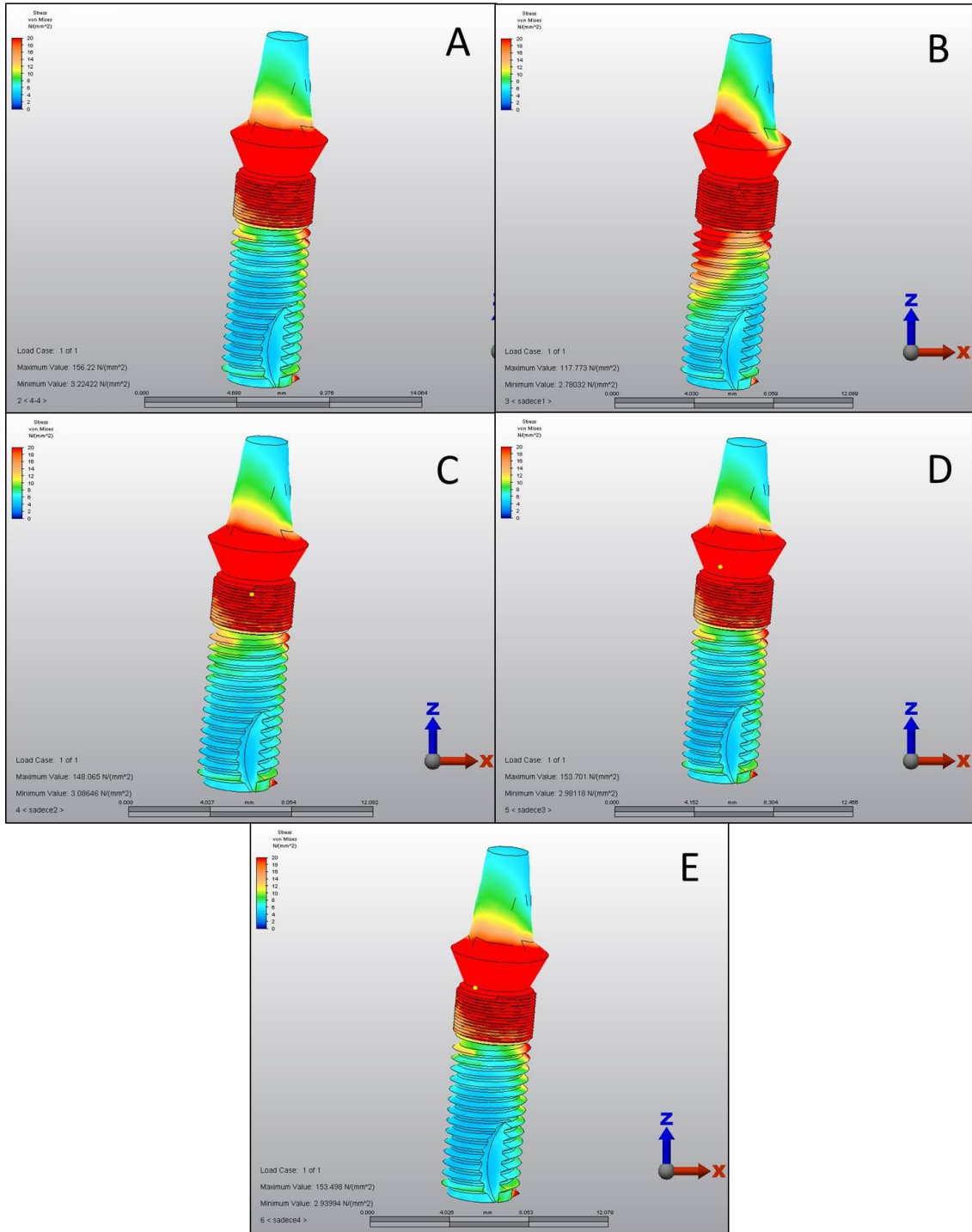
4 delik boyutunda defekte sahip gruplarda (Şekil 4.3.1, Şekil 4.3.2), 8 delik boyutunda defekte sahip gruplardakine oranla (Şekil 4.3.3, Şekil 4.3.4) daha fazla stres oluştuğu görüldü.

Tablo 4.3.1. Farklı rekonstrüksiyon seçeneklerinde oluşan, implanta (Dİ) ait maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

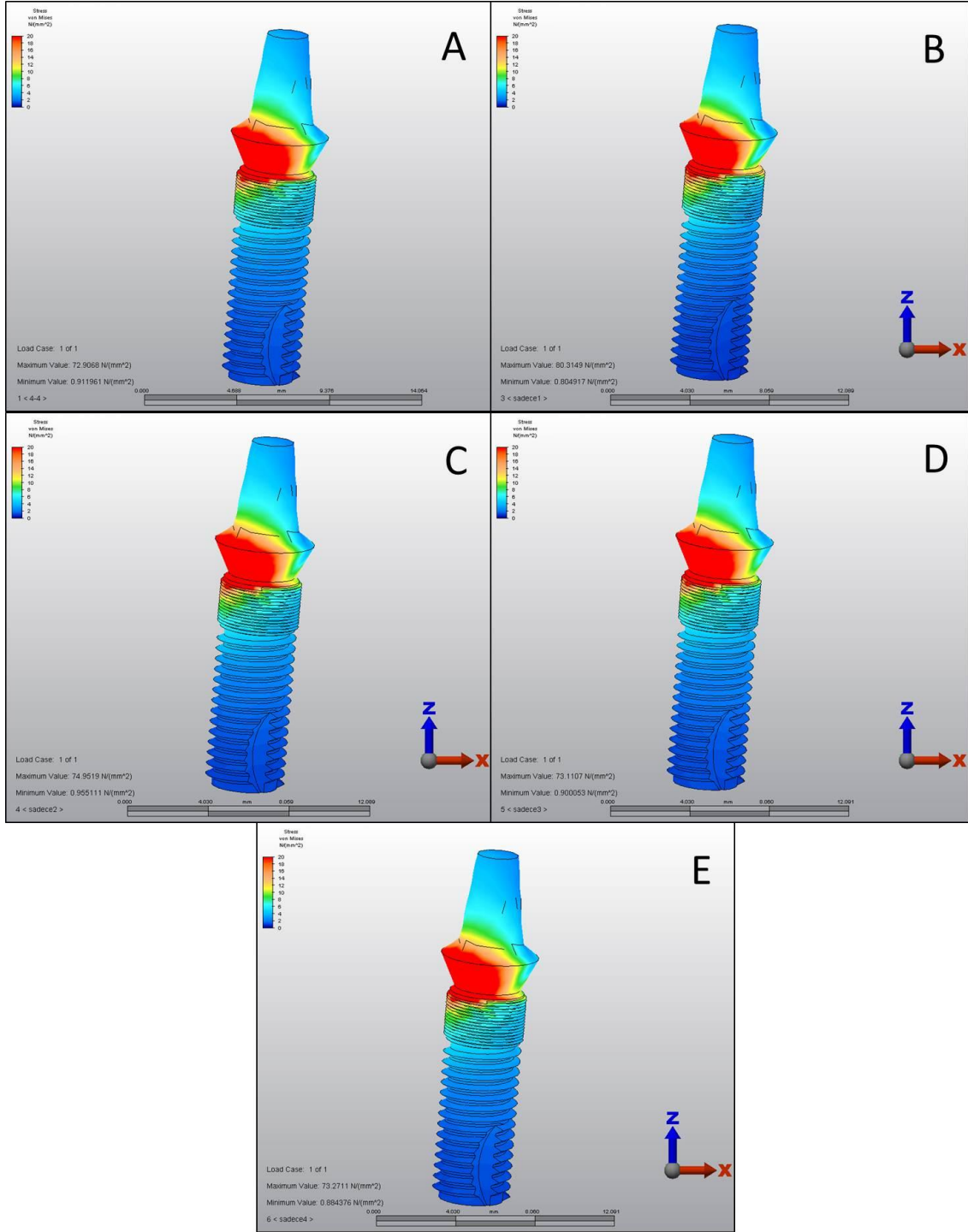
Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Konfigrasyonu	Max. Stres (Dİ)	Min. Stres (Dİ)
4 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	153,40	3,22
		Sadece 1. vidalar eksik	137,15	2,99
		Sadece 2. vidalar eksik	145,56	3,40
		Sadece 3. vidalar eksik	152,07	3,23
		Sadece 4. vidalar eksik	151,66	3,21
	Açılı	Tüm vidalar var	156,22	3,22
		Sadece 1. vidalar eksik	117,77	2,78
		Sadece 2. vidalar eksik	148,06	3,09
		Sadece 3. vidalar eksik	153,70	2,98
		Sadece 4. vidalar eksik	153,50	2,94
8 Delik Boyutunda	Düz	Tüm vidalar var	72,91	0,91
		Sadece 1. vidalar eksik	80,31	0,80
		Sadece 2. vidalar eksik	74,95	0,96
		Sadece 3. vidalar eksik	73,11	0,90
		Sadece 4. vidalar eksik	73,27	0,88
	Açılı	Tüm vidalar var	70,25	0,93
		Sadece 1. vidalar eksik	80,23	0,83
		Sadece 2. vidalar eksik	75,31	0,97
		Sadece 3. vidalar eksik	73,26	0,92
		Sadece 4. vidalar eksik	73,32	0,90



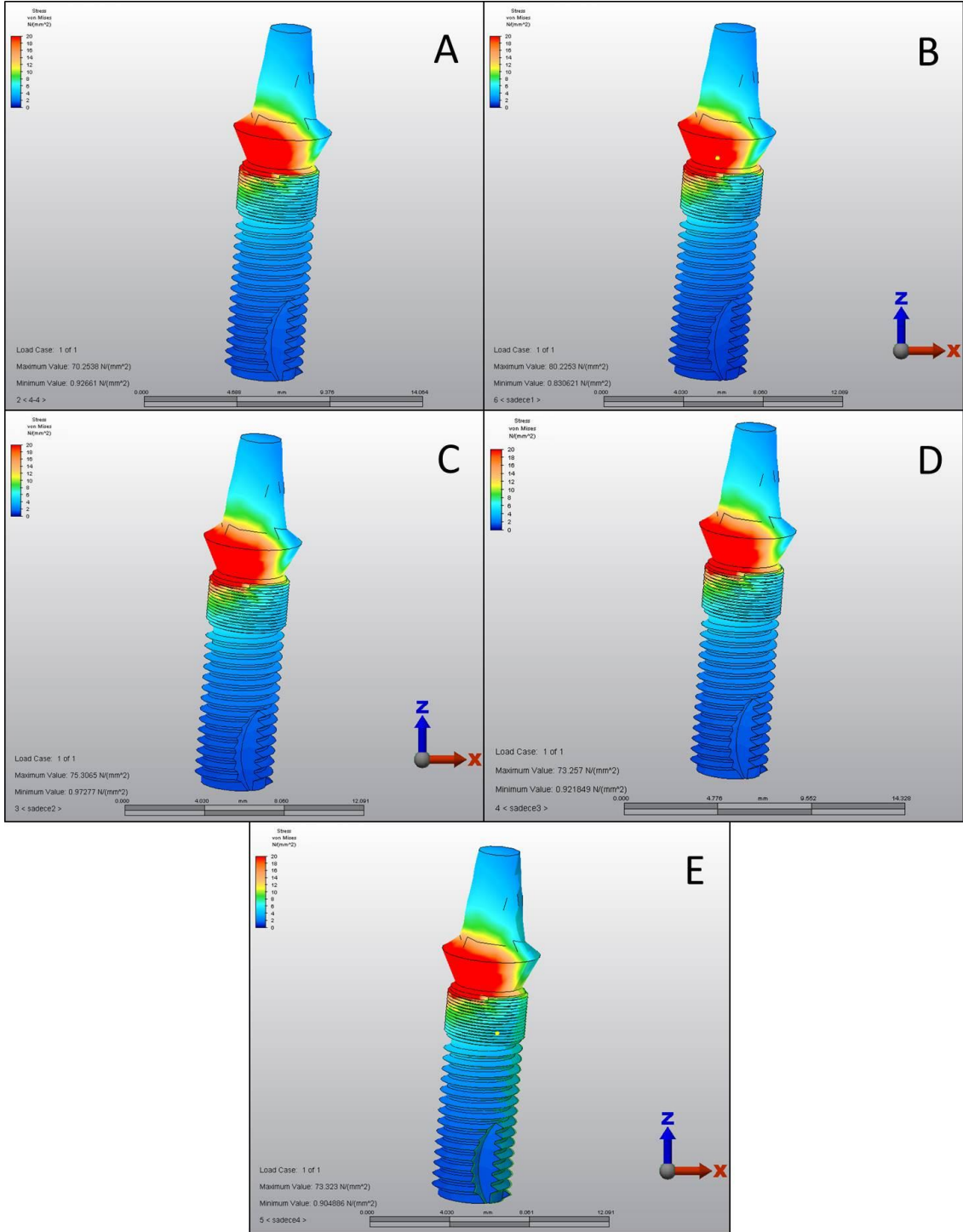
Şekil 4.3.1. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında dental implantlarda oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.3.2. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında dental implantlarda oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.3.3. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulamasında dental implantlarda oluşan Von miser stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.3.4. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulamasında dental implantlarda oluşan Von mises stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde

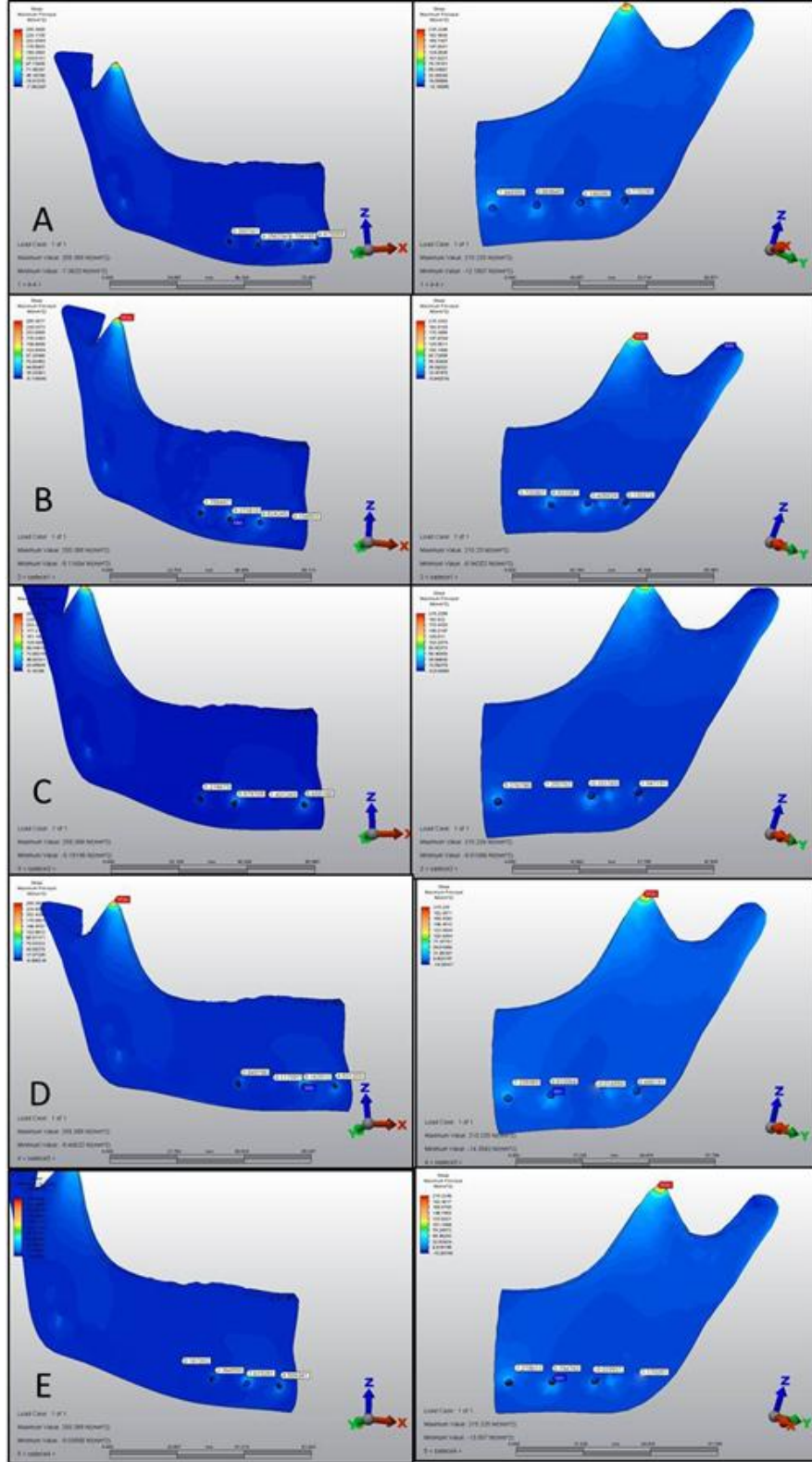
4.4. MANDİBULADA OLUŞAN STRES DEĞERLERİ

4.4.1. Mandibulada Oluşan Maksimum Principle Stres Değerleri

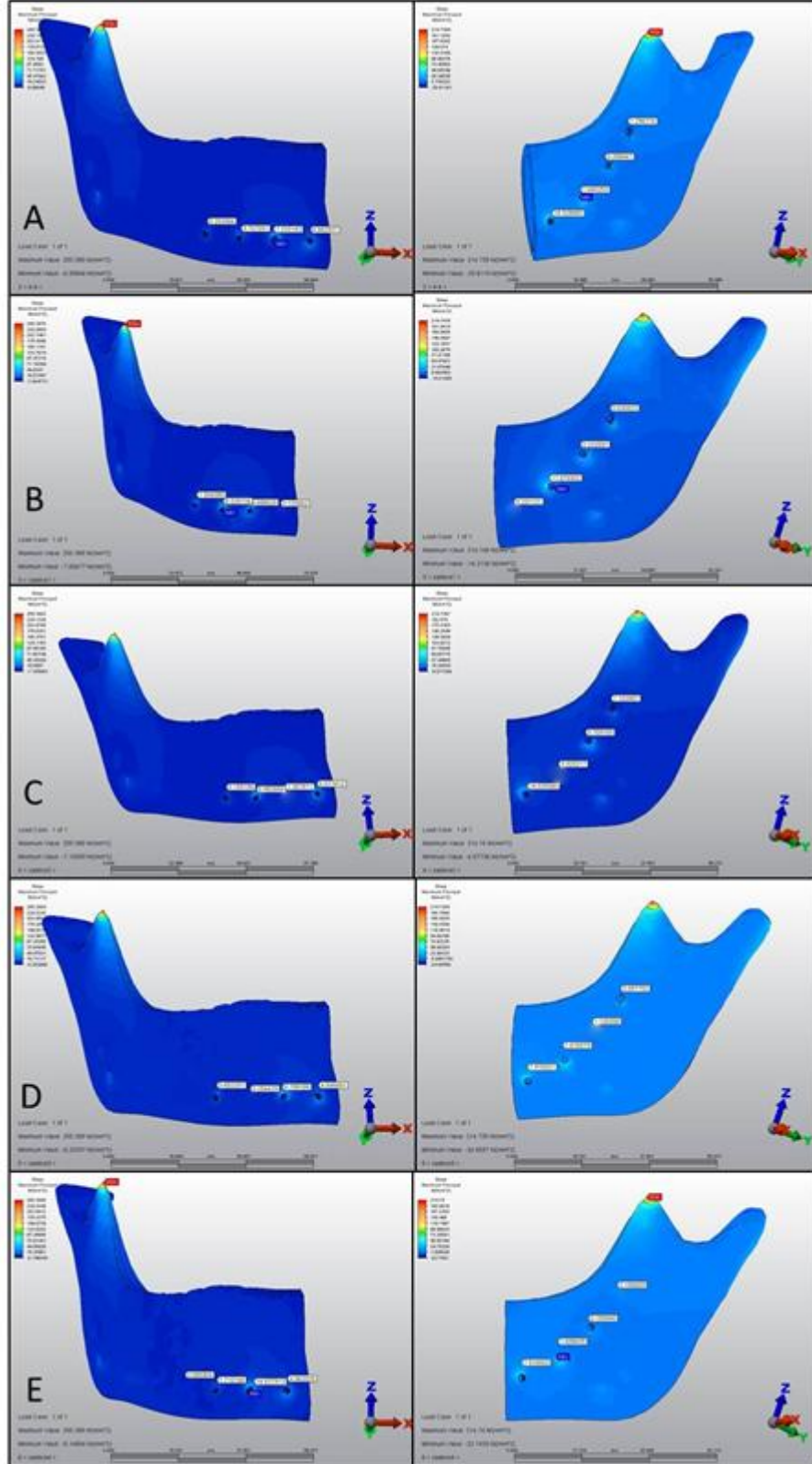
Mandibulada oluşan maksimum principle stres değerleri belirlendi (Tablo 4.4.1.1). Şekil 4.4.1.1’de 4 delik boyutunda rezeksiyondaki düz plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterilirken, Şekil 4.4.1.2’de açılı plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterildi. Şekil 4.4.1.3’de 8 delik boyutundaki rezeksiyonda düz plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterilirken, Şekil 4.4.1.3’de açılı plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterildi.

Tablo 4.4.1.1. Farklı rekonstrüksiyon deneylerinde mandibulaya ait maksimum principle (gerilim tipi) stres değerleri (N/mm²)

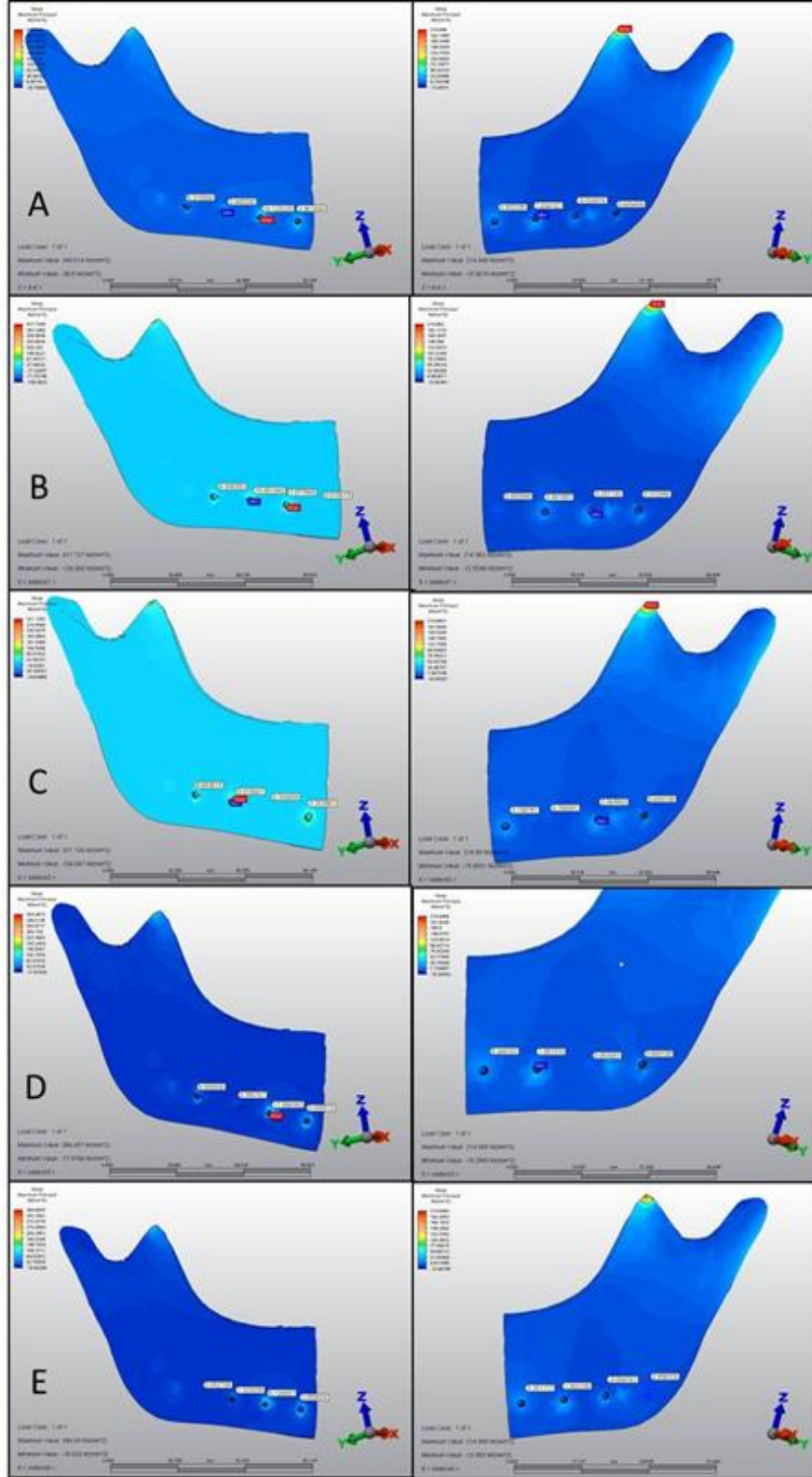
Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Deliği Konumu	Tüm vidalar var		Sadece 1. vidalar eksik		Sadece 2. vidalar eksik		Sadece 3. vidalar eksik		Sadece 4. vidalar eksik	
			Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
4 Delik Boyutunda	Düz	1.	4,48	7,35	Ø	Ø	5,66	6,28	4,53	7,23	4,59	7,28
		2.	6,70	0,87	4,82	6,82	Ø	Ø	8,18	0,81	7,62	0,75
		3.	4,26	0,15	9,27	0,41	9,98	-0,10	Ø	Ø	2,36	-0,03
		4.	0,39	0,77	1,79	0,13	0,27	1,05	0,85	0,68	Ø	Ø
	Açılı	1.	4,84	16,53	Ø	Ø	5,97	14,02	4,90	7,97	4,96	7,92
		2.	7,23	1,44	4,69	17,88	Ø	Ø	8,80	1,62	14,62	1,69
		3.	3,76	0,36	8,22	0,22	8,98	0,71	Ø	Ø	1,71	0,16
		4.	0,25	1,30	1,50	0,63	0,16	1,10	0,65	0,90	Ø	Ø
8 Delik Boyutunda	Düz	1.	2,96	5,50	Ø	Ø	3,25	3,13	3,04	5,25	3,06	5,30
		2.	16,13	1,03	1,98	3,98	Ø	Ø	17,88	1,06	6,13	1,00
		3.	2,45	-0,02	10,80	0,30	9,92	0,07	Ø	Ø	1,32	-0,00
		4.	5,31	0,69	4,31	0,31	8,66	0,63	9,09	0,67	Ø	Ø
	Açılı	1.	2,83	15,54	Ø	Ø	8,53	5,76	5,93	15,01	2,92	14,77
		2.	5,35	1,64	3,93	5,72	Ø	Ø	16,12	1,79	16,71	1,73
		3.	2,88	0,32	12,78	0,37	11,77	0,58	Ø	Ø	1,59	0,43
		4.	1,33	0,50	17,36	0,29	2,24	0,44	9,48	0,26	Ø	Ø



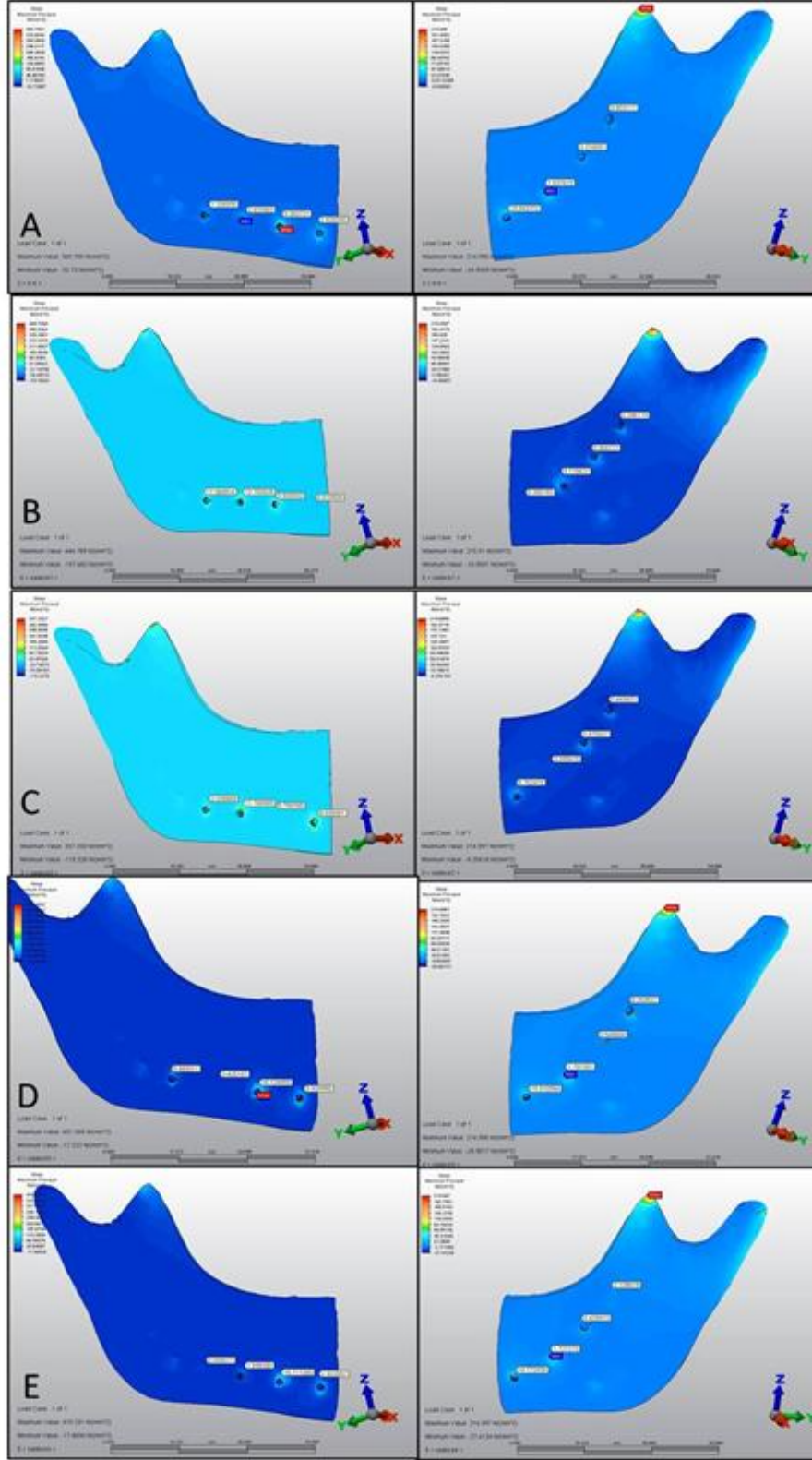
Şekil 4.4.1.1. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulaması ile mandibulada oluşan maksimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.4.1.2. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulaması ile mandibulada oluşan maksimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.4.1.3. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulaması ile mandibulada oluşan maksimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



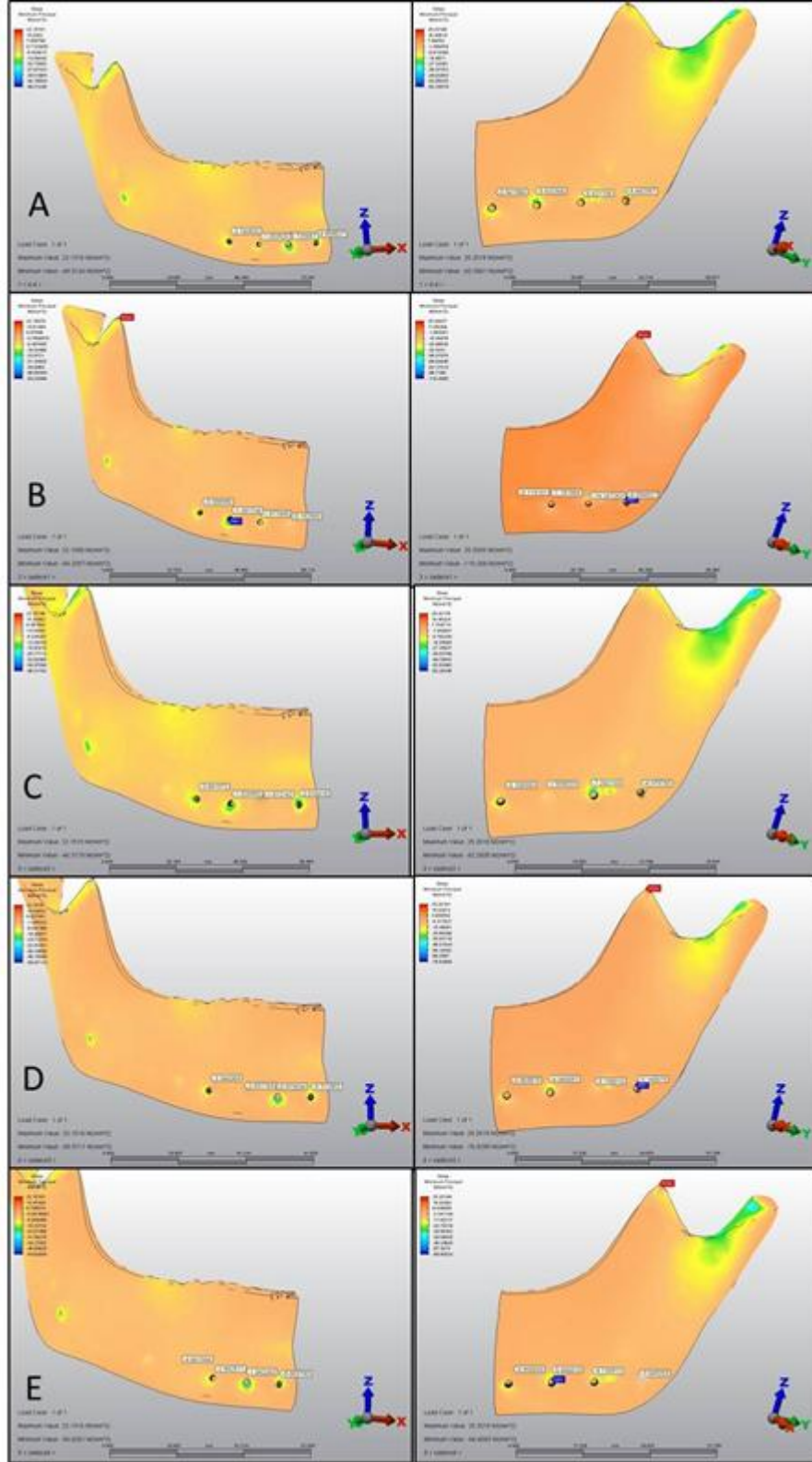
Şekil 4.4.1.4. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulaması ile mandibulada oluşan maksimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde

4.4.2. Mandibulada Oluşan Minimum Principle Stres Değerleri

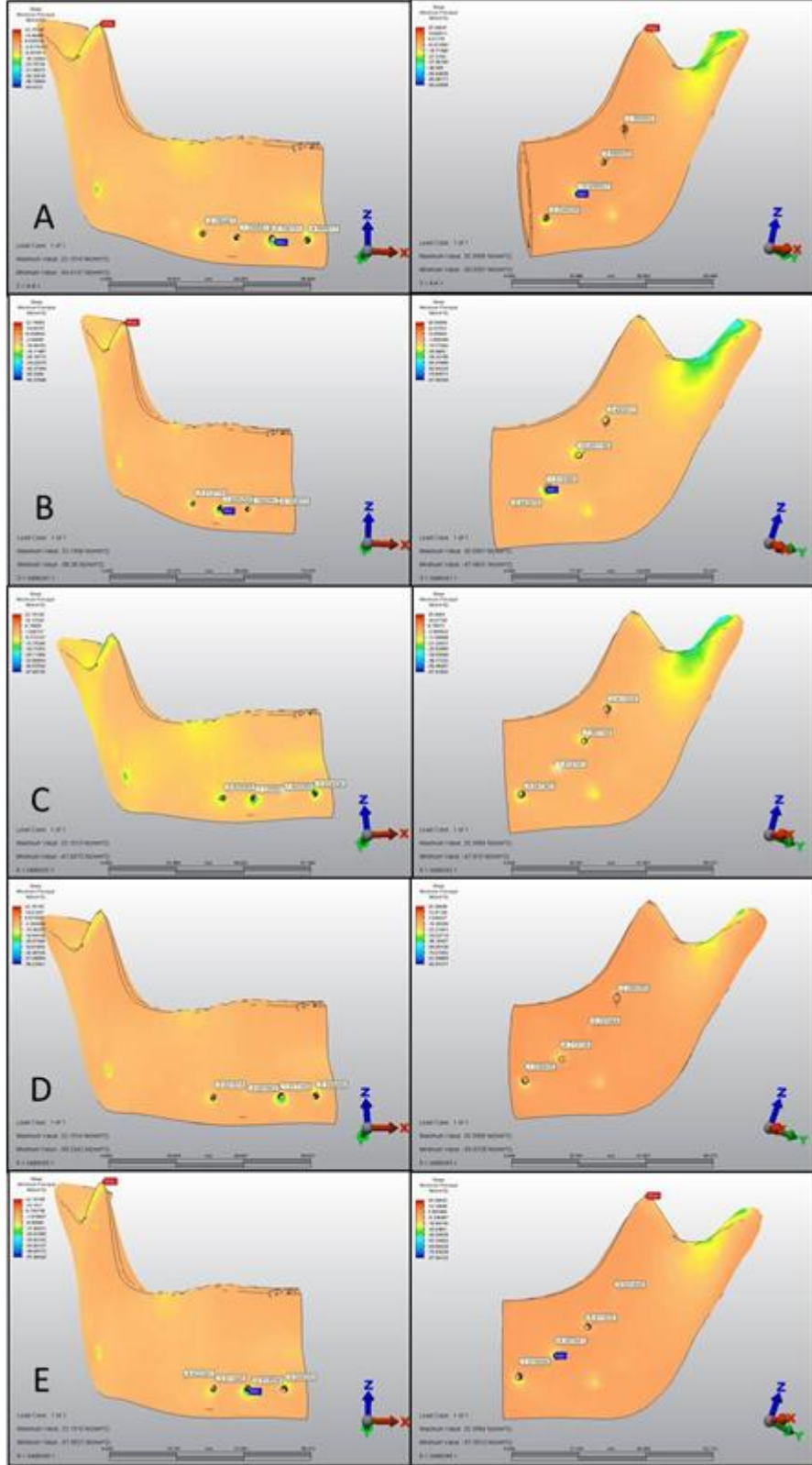
Mandibulada oluşan minimum principle stres değerleri belirlendi (Tablo 4.4.2.1). Şekil 4.4.2.1’de 4 delik boyutunda rezeksiyondaki düz plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterilirken, Şekil 4.4.2.2’de açılı plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterildi. Şekil 4.4.2.3’de 8 delik boyutundaki rezeksiyonda düz plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterilirken, Şekil 4.4.1.4’de açılı plak uygulaması sonucu oluşan stresler gösterildi.

Tablo 4.4.2.1. Farklı rekonstrüksiyon deneylerinde mandibulaya ait minimum principle (sıkışma tipi) stres değerleri (N/mm²)

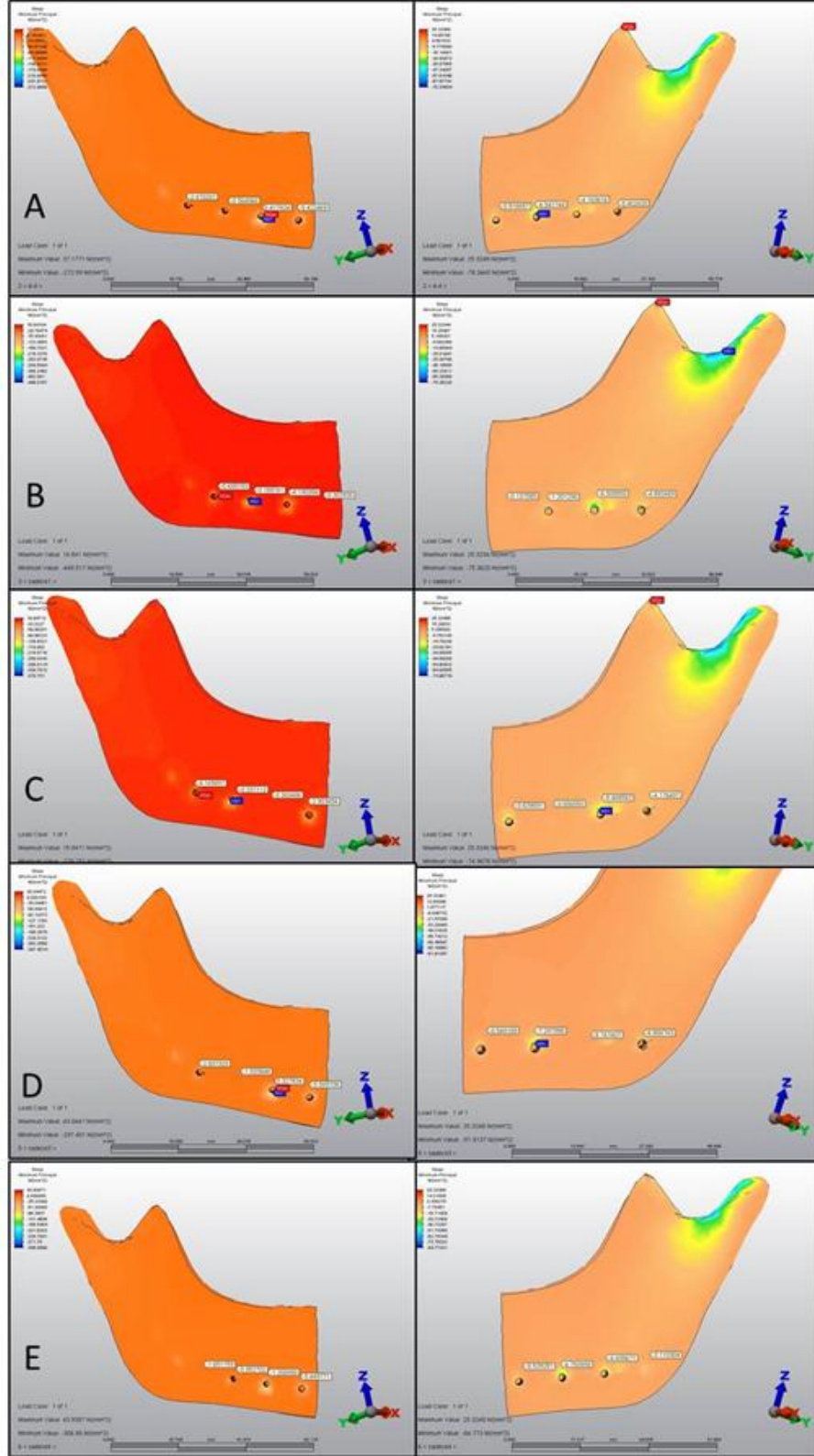
Defekt Boyutu	Plak Geometrisi	Vida Deliği Konumu	Tüm vidalar var		Sadece 1. vidalar eksik		Sadece 2. vidalar eksik		Sadece 3. vidalar eksik		Sadece 4. vidalar eksik	
			Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
4 Delik Boyutunda	Düz	1.	-4,91	-0,94	Ø	Ø	-2,92	-0,71	-5,31	-0,97	-5,00	-0,95
		2.	-0,73	-5,43	-1,98	-1,18	Ø	Ø	-0,97	-6,04	-1,04	-5,47
		3.	-1,05	-6,62	-1,40	-14,25	-1,03	-7,29	Ø	Ø	-2,84	-4,13
		4.	-3,76	-4,44	-3,39	-6,69	-3,84	-4,38	-3,35	-5,15	Ø	Ø
	Açılı	1.	-5,00	-2,23	Ø	Ø	-3,02	-3,04	-5,39	-1,04	-5,10	-1,02
		2.	-0,70	-10,70	-2,16	-1,52	Ø	Ø	-1,02	-4,71	-0,92	-4,29
		3.	-1,26	-3,59	-1,49	-10,66	-1,12	-7,96	Ø	Ø	-3,31	-5,41
		4.	-3,79	-1,39	-3,21	-3,48	-3,83	-2,41	-3,42	-2,29	Ø	Ø
8 Delik Boyutunda	Düz	1.	-5,42	-0,52	Ø	Ø	-2,90	-0,64	-5,57	-0,55	-5,45	-0,53
		2.	0,42	-6,54	-4,19	-1,20	Ø	Ø	0,33	-7,30	-1,20	-6,75
		3.	-0,56	-4,16	-0,19	-6,51	-0,24	-6,47	Ø	Ø	-0,95	-4,44
		4.	-2,47	-5,40	-0,69	-4,88	-4,17	-4,18	-2,84	-6,80	Ø	Ø
	Açılı	1.	-5,52	-2,57	Ø	Ø	-5,69	-0,47	-8,78	-2,88	-5,54	-2,84
		2.	-0,75	-12,35	-10,36	-0,82	Ø	Ø	0,31	-14,52	0,34	-13,57
		3.	-0,49	-3,59	-0,34	-8,92	-0,33	-7,42	Ø	Ø	-0,85	-6,22
		4.	-1,08	-4,56	-3,63	-5,54	-1,15	-5,72	-2,72	-5,70	Ø	Ø



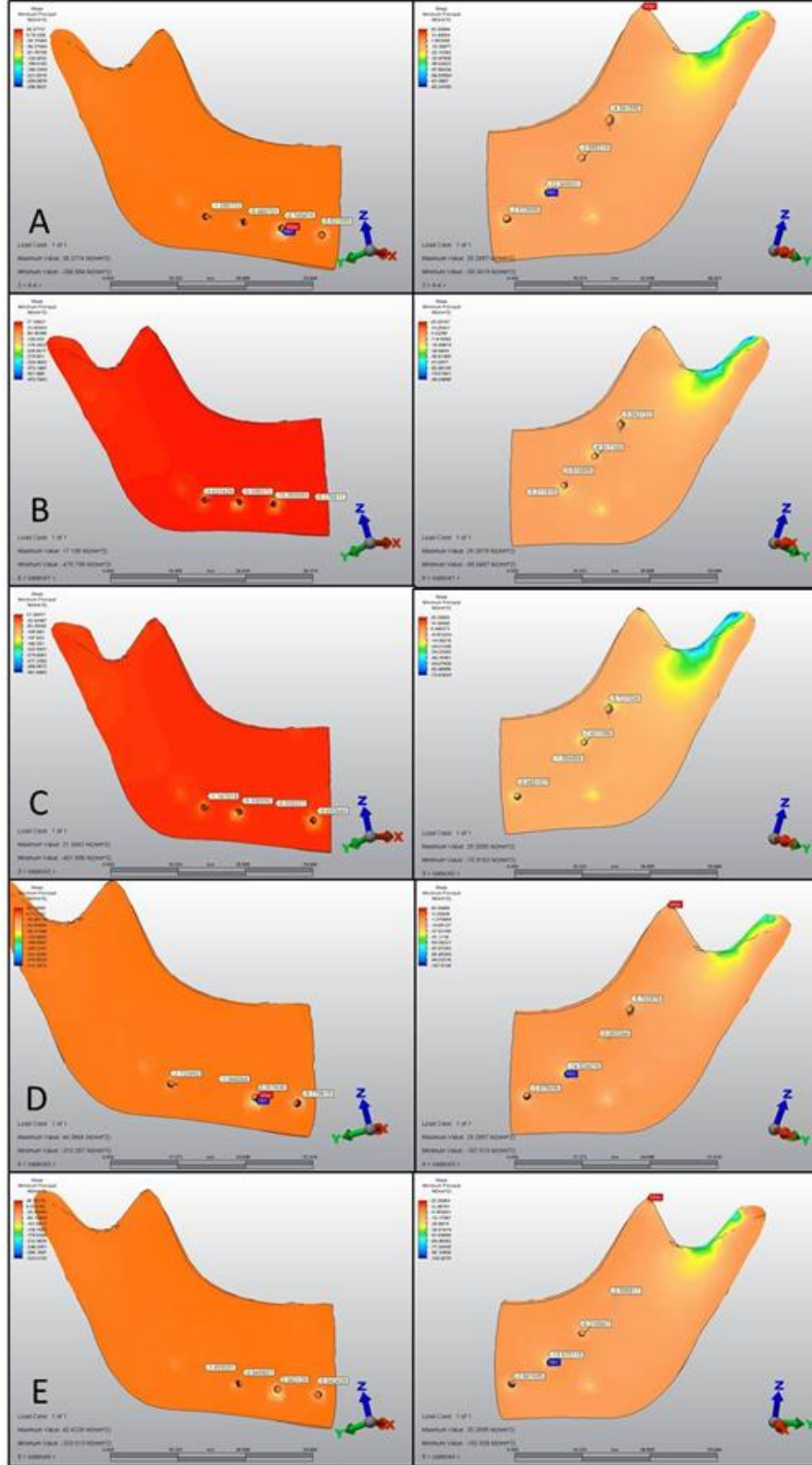
Şekil 4.4.2.1. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulaması ile mandibulada oluşan minimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.4.2.2. Dört delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulaması ile mandibulada oluşan minimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.4.2.3. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta düz plak uygulaması ile mandibulada oluşan minimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde



Şekil 4.4.2.4. Sekiz delik boyutunda rezeksiyona sahip grupta açılı plak uygulaması ile mandibulada oluşan minimum principle stresleri görülmektedir; **A)** Tüm vidalar varken, **B)** Sadece 1. vidalar eksiltildiğinde, **C)** Sadece 2. vidalar eksiltildiğinde, **D)** Sadece 3. vidalar eksiltildiğinde, **E)** Sadece 4. vidalar eksiltildiğinde

5. TARTIŞMA

Mandibulanın cerrahi yaklaşımları içerisinde rezeksiyonlar diğer tedavi metotlarına bakıldığında daha radikal bir tedavi yöntemi olarak görülmektedir (Türker ve Yücetaş, 2004). Rezeksiyonlar, uygulamasını gerektiren neden ne olursa olsun, fonksiyon ve estetik başta olmak üzere uygulandığı organda defekt oluştururlar. Mandibulada özellikle devamlılığın bozulduğu durumlarda rekonstrüksiyon plak – vida sistemleri osteosentezin vazgeçilemez unsurlarındandır. Yaptığımız literatür incelemesinde rezeke mandibuların rekonstrüksiyon plak ve vida sistemleri ile fiksasyonu konusunda bir görüş birliği sağlanmıştır. Ancak rezeksiyon alanının genişliğine bağlı olarak uygulanacak plak tipi ve vida sayısı ile ilgili kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı; farklı rezeksiyon boyutlarında, rekonstrüksiyonun ihtiyaç duyduğu en ideal plak geometri ve vida kombinasyonu sayısal bir yöntem olan sonlu eleman analizi ile belirlemektir.

Temelde, mandibulada rezeksiyonun tipine bağlı olarak devamlılığı bozulmuş ve bozulmamış olmak üzere iki tip defekt meydana gelmektedir. Devamlılığın bozulmadığı durumlar, marjinal rezeksiyon uygulamalarıyla oluşmaktadır. Ancak segmental ve daha ileri çıkarım gerektiren rezeksiyonlarda mandibulanın devamlılığı kaybedilir. Klinikte uygulamalar esnasında hangi cerrahi yaklaşıma karar verileceği birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir. Öncelikle hangi tip patoloji ile karşı karşıya olduğu teşhis edilmelidir. Klinik uygulamalarda marjinal rezeksiyonun boyutları, gelişen patolojilerin büyüklüğü ve tipine; agresif seyirli benign veya malign özellikler taşıyan bir neoplazm olmasına göre farklılık göstermektedir (Holmes ve Dierks, 2004).

Swearingen ve ark. (1966) marjinal rezeksiyon, infiltratif yayılım gösteren patolojilerde uygulanmamasını, bu durumda segmental rezeksiyon yapılmasını önerilmektedirler. Wolff ve ark. (2004), marjinal rezeksiyon yaptıkları 44, segmental rezeksiyon yaptıkları 82 hasta üzerinde retrospektif olarak yaptıkları kemikte erozyon görülüyorsa marjinal yaklaşımı kabul edilebilir bulmuşlardır. Bunun yanında bazı araştırmalar, sadece ilerlemiş invazyon bulunuyorsa segmental rezeksiyon uygulanmasını aksi halde orta ve minimal derecede invazyon bulunan vakalarda marjinal rezeksiyonun uygulanmasını önermişlerdir (Shaha ve ark., 1984; Randall ve ark., 1987; Brown ve ark., 2002; Ertem 2010). Marjinal rezeksiyon sonrasında

postoperatif atrofik mandibula kırığı gelişmesini önlemek için, rezidüel kemiğin zayıfladığı ve kırık ihtimalinin arttığı tam dişsiz atrofik mandibulası bulunan hastalarda veya tümöral doku sebebiyle fazla miktarda rezeksiyon yapılan ve rezidüel segmentin zayıfladığı hastalarda, olası kırığın önlenmesi için titanyum plaklarla internal fiksasyonun ilk cerrahi esnasında yapılması önerilmektedir (Ertem, 2010).

Jewer ve ark.'nın (1989), HCL sınıflamasına göre, "H" hemimandibular defekti "C" santral defekti, "L" ise lateral defekti ifade eder. Bu sınıflamaya göre çalışmamızda; 4 delik boyutunda rezeksiyon oluşturduğumuz mandibula "sınıf L" tipi, 8 delik boyutunda rezeksiyon oluşturduğumuz mandibula ise "sınıf LC" tipi defekte sahiptir. Hidalgo ve Pusic (2002), bu sınıflama temel alınarak yapılacak değerlendirmelerin yetersiz olabileceğini göstermiş, sadece kemik dokuları hedef alan bu sınıflamanın yumuşak dokuları da içerecek şekilde genişletilmesini önermişlerdir. Çünkü yapılan yumuşak doku rezeksiyonlarının kemik inflamasyonu ve iyileşmesinde etkili olduğu bilinmektedir. Ayrıca radyasyonun yumuşak dokular üzerindeki etkileri yine başarılı bir rekonstrüksiyon için belirleyicidir (Wang ve ark., 2005). Çalışmamızla benzer yöntemler kullanan Kimura ve ark. (2006), 48 üç boyutlu mandibular modellerde L ve C tipi rezeksiyon uygulanarak yeterli fiksasyon için gereken vida konumu ile ilgili yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmalarında yumuşak dokuları ihmal etmişlerdir. Ağız mukozası ve çevre yumuşak dokulardan kaynaklı kuvvetlerin tam olarak belirlenmesi çok zor olduğundan bizim çalışmamızda bu kuvvetler göz ardı edilmiştir. Literatürde de sonlu eleman stres analizi yöntemini kullanarak bu kuvvetleri temel alan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Buna yönelik yapılacak ileri çalışmalar plak ve vidalar üzerine etki edecek kuvvetlerin daha net ve doğru bir biçimde anlaşılmasını sağlayacaktır.

Mandibular rezeksiyonlar sonucu oluşan defektlerin rekonstrüksiyonunda, kemik greftleri, kemik flepleri ve rekonstrüksiyon plak sistemleri kullanılmaktadır. Onarım 5-6 cm'i geçmeyen küçük bir defekt ise sadece kemik dokusu içeren vaskülarize kemik greftleri yeterlidir (Miles ve ark., 2010). Şayet daha büyük onarım yapılacaksa vaskülarize kemik flepleri kullanılması önerilmektedir (Söderholm ve ark., 1988). Vasküler dokuları nedeniyle, bu fleplere ait kemik hücreleri canlılıklarını koruyabilir ve rezorpsiyona direnç gösterebilirler. Bu amaçla; kalvaryum, klavikula, skapula, fibula, ilium, radial ön kol, kosta, metatarsal donör bölgelerinden flep kullanılabilir. (Taylor ve ark., 1975; Daniel, 1977; Siemssen ve ark., 1978; Panje ve

Cutting, 1980; Little ve ark., 1983; Rosen ve ark., 1985; Psillakis ve ark., 1986; Robertson, 1986; McCarthy ve ark., 1987; Hidalgo, 1989; McCarthy ve ark., 1990; Urken ve ark., 1991; Urken ve ark., 1992; Disa ve Cordeiro, 2000; Akın, 2003; Bond ve ark., 2004; Gencel, 2005; Takushima ve ark., 2005; Bak ve ark., 2010). Bu greftler rekonstrüksiyon plakları ile birlikte kullanılırlar. Özellikle segmental rezeksiyonlarda vasküler fleplerin osseoz komponentleri rekonstrüksiyon plak - vida sistemleri olmaksızın kullanılamazlar. Rekonstrüksiyon plak – vida sistemleri, bozulmuş mandibular ark devamlılığını yeniden inşa etmek ya da henüz bozulmamış ama fonksiyonel kuvvetler altında bozulma riski olan defektlerde proflaktik amaçlı kullanılabilirler (Bak ve ark., 2010; Miles ve ark., 2010). Mekanik olarak bu greftlerin varlığı avantaj sağlar, rekonstrüksiyon plak – vida sistemi üzerine gelen stresleri azaltır. Schuller-Götzburg ve ark. (2009), C ve L tipi segmental rezeke mandibula modeli kullanarak yaptıkları sonlu eleman analizinde, plak – vida fikasyonuna ek olarak greft uygulamasının kemik dokusunda daha homojen stres dağılımı sağladığını göstermişlerdir.

Konvansiyonel plak uygulamalarında klinik prosedür, preoperatif dönemde mandibulanın tomografik olarak üç boyutlu taranmasıyla başlar. Bu tomografiden üç boyutlu fabrikasyon bir model elde edilir. Bu işlem maliyetlidir ancak operasyon sırasında oluşacak zaman kaybının önüne geçilmesini sağlar. Elde edilen bu model üzerinde mandibulanın inferior kenarının bukkal korteksine yakın bir şekilde adaptasyon sağlanır. Bu işlem mümkün olduğunca en az manipülasyonla ve üreticinin talimatlarına uygun şekilde, uygun aygıtla yapılmalıdır (Halpern, 2000). Plak adaptasyonu sırasındaki manipülasyonlardan kaynaklanan olumsuzluklar nedeniyle hastaya özel plak konturlanmasını fabrikasyon olarak gerçekleştirilebilecek sistemler de mevcuttur. Bu sistemler, kompleks cerrahi dizaynlara izin verir, prosedür esnasında geçen iskemik zamanı kısaltır. Model oluşturulması ve plak hazırlığı işlemleri maliyetli olsa da plak ve mandibula arasında oldukça iyi bir uyum sağlanmaktadır (Vakharia ve ark., 2012).

Rekonstrüksiyon plakları günümüzde çeşitli metallerden elde edilmektedir (Maurer ve ark., 2010). 1970'lerde mandibular defektlerin tamirinde metal plaklar kullanılmaya başlanmıştır (Spencer ve ark., 1999). Bunlardan paslanmaz çelik plaklar artık yerini titanyum ve alaşımlarına bıraksa da, günümüzde halen azalan oranda

kullanılmaktadırlar (Klotch ve ark., 1999). Kobalt-krom alaşımları ise kalça, diz ve çene eklem protezlerinde kullanılmaktadır (Driemel ve ark., 2009). Biyomalzeme çevresinden alınan doku örneklerinin morfolojik incelemesi, biyomalzemenin biyolojik uyumluluğu hakkında fikir verebilir. Titanyum hariç, ortopedi ve travmatolojide kullanılan tüm metaller için biyomalzeme çevresindeki kapsül kalınlığı ile bu kapsüldeki metal iyon konsantrasyonu arasında bir korelasyon bulunmuştur. Titanyum kalınlığı yüksek olsa bile fibröz kalınlığın artmadığı dikkat çekmektedir (Niinomi, 2002). Bu nedenlerden ötürü çalışmamızda maksillofasial cerrahide en çok tercih edilen materyal olan titanyum alaşımından üretilmiş plak – vida sistemi kullanılmıştır.

Günümüzde rekonstrüksiyon plak – vida sistemleri kilitli ve kilitsiz olmak üzere ikiye ayrılır (Coletti ve ark., 2009). Kilitli plak vida sisteminin bir avantajı, kemik konturuna konvansiyonel sistemler gibi çok yakın adaptasyon gerektirmeyip adeta bir eksternal kemik fiksatorü gibi davranmasıdır. Konvansiyonel plak vida sistemlerinde vida plak ve kemik arasında sıkı bir ilişki oluşturulmalıdır. Yani vida tam olarak sıkıştırıldığında plak ile kemik yüzeyi arasında çok yakın bir ilişki oluşmalıdır (Gutwald ve ark., 2003; Oğuz ve ark., 2009). Konvansiyonel sistemlerde eğer bu hassas adaptasyon yapılamaz ise, vida tam olarak sıkıştırıldığında plağa nispeten uzakta olan kemik yüzeyleri normalde düşünülen uzay konumundan deplasmana uğrayarak, kemik segmentler arasında anatomik devamlılığın rekonstrükte edilememesine sebep olunabilir (Herford ve Ellis, 1998; Klotch ve ark., 1999). Bu durum, var olan okluzal ilişkileri de olumsuz etkileyebilir. Kilitli plak vida sisteminin konvansiyonel sisteme göre bir avantajı da, konvansiyonel sistemde fiksasyonun sağlanması sırasında kortikal kemik - plak arasında oluşan sıkışma nedeniyle gelişen perfüzyon bozukluğunun görülmemesidir. Bu nedenle kilitli sistemlerde konvansiyonel sistemlerde oluşan rezorpsiyonlar beklenmemektedir (Söderholm ve ark., 1991; Stoll ve ark., 1992). Kilitli sistemlerin diğer önemli avantajı, konvansiyonel sistemlerde görülen istenmeyen vida kayıplarının engellenmesidir. Konvansiyonel sistemde vida, özellikle defekt rekonstrüksiyonunda kullanılan blok kemik greftinin olası rezorpsiyonuna bağlı olarak, vida ile plak arasında mekanik bir kilit ilişkisi olmaması nedeniyle kaybedilebilir. Ancak kilitli sistemde, vida ile plak arasında bir kilit olduğu için istenmeyen kayıpların ve bunlara bağlı gelişen inflamatuvar komplikasyonların insidansı azalmaktadır. (Helford ve Ellis, 1998). Kilitli plak vida sistemlerinin yukarıda açıklanan

birçok avantajlarından dolayı bizim çalışmamızda da bu tip plak - vida sistemi kullanılmıştır.

Titanyum ya da paslanmaz çelik plak - vida sistemlerinde, bir çok komplikasyon meydana gelebilmektedir. Bunlar; plak kırığı, eksternal ve internal plak ekspozu, enfeksiyon, vida kaybı ve konvansiyonel plaklardaki peri-implant basınç atrofisi sayılabilir. (Schöning ve Emshoff, 1998; Maurer ve ark., 2010). Martola ve ark. (2007), plak kırıklarının temel sebebi olarak, cerrahi sırasında plağın bükülmesi esnasında oluşan rezidüel stresleri göstermiştir.

Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, en uygun tasarımlar için gerekli şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacı ile çeşitli sayısal analiz yöntemlerinden yararlanılabilmektedir. Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, stres analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır (Yüzbaşıoğlu, 2006; Bekçioğlu 2006; Deniz, 2011). Çalışmamızda 2 farklı segmental rezeke mandibula onarımında kullanılan 2 farklı plak ve 5 farklı vida konfigürasyon sistemlerinin; vida boynunda, vida sisteminde, plak gövdesinde, dental implantta ve mandibulada oluşturduğu stresler biyomekanik bir yöntem olan sonlu eleman yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu eleman analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılarla uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının hassas bir şekilde elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda tercih edilmiştir (DeHoff ve Anusavice, 1984; Chun ve ark., 2002).

Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve rekonstrüktif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olabilir. Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir (Aydınlık ve Şahin, 1977). Sonlu eleman, yönteminde materyal özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları

ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonuçları etkileyen faktörlerdir. Matematiksel modeller ile bilgisayar kullanılarak çözümlene yapılabileceği için kontrol mekanizması oldukça yüksek hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da sistemin matematiksel modelleri kullanıldığından, doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemeyebilir (Yoshida ve ark, 2000). Bunun yanında kolaylıkla deney koşulları, parametreler ve geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda deney tekrarlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987; Braga ve ark., 2011). Matematiksel modellerle yapılan deneylerde sağlanabilen bu avantajların, in vivo deneylerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da deney dizaynının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir (Yoshida ve ark, 2000).

Sonlu eleman yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde ise elemanlar bir hacme sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilir (Yüzbaşıoğlu, 2006; Saraç, 2003). Diş hekimliğinde modellenen yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir (Darendeliler, 1995; Romeed ve ark., 2006). İsmail ve ark. (1987), sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Bu bilgiler ışığında, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla, bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman tipi sonuçların güvenilirliğini etkilemektedir. Doğru planlanmış bir çalışmada yanlış eleman tipinin kullanılması, hatalı sonuçlar alınmasına neden olabilir (Kayabaşı, 2003). Çalışmamızda 4 bağlantı noktasına sahip, tetrahedral elemanlar kullanıldı. Bu elemanlar piramit formda olduklarından, modellenen geometrinin karmaşık olması durumunda matematik modelin oluşturulmasında kolaylık sağlamaktadır (Yüzbaşıoğlu, 2006).

Yöntemde, kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanamamıştır. Meijer ve ark. (1993), alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir. Ancak modelleme ne kadar detaylı olursa elde edilecek sonuçta o kadar gerçeğe yakın sonuçlar verecektir. Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde kortikal ve spongios ayrımı yapmaksızın tek tip kemik katmanı modellenmesi gibi basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (Özkan, 1997; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Ertem, 2010; Bekçioğlu, 2011). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden çalışmamızda gerçeğe uygun şekilde modellemeler oluşturuldu. Kortikal ve spongios kemik ayrı ayrı oluşturuldu. Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Bir organizmaya ait herhangi bir dokunun iç yapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (Eskitaşcıoğlu, 1991). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak oluşturuldu.

Dental implantların ve rekonstrüksiyon vidalarının yiv heliksi ve vida yuvasını içeren tam geometrisinin modellenmesi, bu tip analizlerin doğruluğu açısından önemlidir. Böylelikle vida yiv ilişkisi sağlıklı olarak oluşturulabilir (Lang ve ark, 2003). Merz ve ark. (2000), yaptıkları çalışmada, modeli basitleştirmek amacı ile implant ve implant dayanağının yivlerini spiral karakterde modellememişlerdir. Lang ve ark. (2003), Merz ve ark. (2000)'nın, çalışmasında kullandıkları simetrik halkalar şeklindeki yivlerin sadece temas bölgelerindeki basıncı ve sürtünmesel kuvvetleri transfer ettiğini, fakat açısız stres transferinde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda yer alan rekonstrüksiyon vidasının yivleri gerçeğine yakın şekilde modellendi.

Rekonstrüksiyon sistemlerinde bulmayı amaçladığımız stres düzeylerinin tayini için, taranan mandibula modelimiz, kondil bölgelerinde tüm yönlerden serbestlik derecesi sıfır olacak şekilde sabitlendi. Kondil ve temporal kemik arasında bir yastık görevi yapan artiküler disk daha önceden yapılmış çalışmalar ışığında ihmal edildi (Korioth ve ark., 1992; Cox ve ark., 2003; Fernandez ve ark., 2003; Lovald ve ark., 2006). Ayrıca uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen yer değişimini engellemek için sağ posterior alveolar krete uygulanan dental implant modeli, üst yapısının fonksiyonel tüberküllerinden itibaren sabitlendi (Cox ve ark., 2003; Kimura ve ark., 2006; Arbag ve ark., 2008).

Rekonstrüksiyon plak - vida sistemlerinin kullanıldığı prosedürlerde genel kanı intermaksiller fiksasyonun gerekmemesidir. Yapılan araştırmalarda, rekonstrüksiyonun başarısında intermaksiller fiksasyonun bir etkisi olmadığı rapor edilmiştir (Chow ve Hill, 1986; Kim ve Donoff, 1992; Shibahara ve ark., 2002). Rekonstrüksiyon sonrası hastalar normal fonksiyonlarını sürdürebilmektedirler. Çalışmamızda günlük hayatta sıkça gerçekleştirilen bu fonksiyonlar sırasında bölgeye gelen kuvvetler bilgisayar ortamında simüle edilmiştir. Tek taraflı ısırma kuvveti seçilmesinin nedeni, rezeksiyondan sonra kalan mandibula dokusunun sadece bu tip bir ısırmaya izin vermesidir. Tek taraflı ısırma kuvvetini uygulamak için dişsiz alt çene modeli üzerinde dental implant kullanılmıştır (Kimura ve ark., 2006; Nagasao ve ark., 2010). Çalışmamızda, çiğneme kaslarının, 3 boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere göre anatomik kuvvet vektörleri yerleştirildi. Bu vektörlere tek taraflı ısırma kuvvetini taklit edecek şekilde ilgili kuvvet büyüklükleri yapılan araştırmalar referans alınarak atandı (Korioth ve Hannam, 1994; van Eijden ve ark., 1997; Koolstra, 2002). Bazı biyomekanik çalışma modellerinde bu amaç için doğal dişler kullanılmıştır (Korioth ve ark., 1992; Korioth ve Hannam, 1994; Lovald ve ark., 2009). Ancak, doğal dişler ve periodonsiyumlarının gerçeğe yakın modellenmesi oldukça karmaşık ve hesaplamalarının güç olması nedeniyle dişsiz çene modellerinin oluşturulması daha pratiktir. Çalışmamıza benzer olarak, Knoll ve ark. (2006), 4 farklı plak geometrisi ve 2 farklı vida çapının stres dağılımlarına etkisini sonlu eleman yöntemi ile inceledikleri çalışmada angular rezeksiyon yapılmış dişsiz mandibula modelleri kullanmışlardır. Çalışmamızda büyük rezeksiyon grubunda tek bir dental implantın yerleştirilebilmesinden dolayı standardizasyonu sağlamak amacıyla, küçük ve büyük

rezeksiyon gruplarında sağ molar bölgeye bir adet dental implant modellemesi yapılmıştır (Cox ve ark., 2003; Erkmen ve ark., 2005; Kimura ve ark., 2006; Knoll ve ark., 2006; Nagasao ve ark., 2010).

Sonlu eleman yönteminde yükleme koşulları altında, kullanılan yazılıma bağlı olarak farklı parametrelerle ilgili stresler elde edilebilir. Bu noktada incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Bu verilerin belirlenmesi, incelenen materyallerin mekanik özelliklerine bağlıdır. Örneğin kırılğan materyaller için principle streslerin değerlendirilmesi anlamlıdır. Bu verilerden elde edilecek maksimum principle stres, sistemde oluşan gerilim tipi stresi; minimum principle stres ise sıkışma tipi stresi belirler. Elde edilen en yüksek maksimum ve minimum stres, kırılğan materyallerin en yüksek gerilim ve sıkışma dayanımı ile karşılaştırılarak yorumlanır (İnan, 1988; Deniz, 2011). Bu çalışmada mandibula bünyesinde oluşan stresler bu veriler ile değerlendirildi.

Literatürde üç boyutlu stres halindeki akmanın, tek boyutlu gerilme halindeki akma ile ilişkisini teorik olarak açıklayan bir yöntem yoktur. Bu amaçla ampirik teorilerden yararlanılır. Çok sayıdaki hata kriterleri arasında Tresca tarafında önerilen “Maksimum Kayma Gerilmesi Kriteri” ve Von Mises tarafından önerilen “Enerji Distorsiyon Kriteri” en önemli yeri teşkil eder. Von mises eşdeğer stres değerleri, çalışmamızdaki titanyum materyali gibi çekilebilir malzemelerin incelenmesinde, olası plastik deformasyonun başlangıcının belirlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca Von mises stresleri stres yoğunlaşma lokalizasyonlarının ve problemin genel olarak yorumlanması açısından yararlıdır (İnan, 1988; Oğuz, 2007; Deniz, 2011).

Sonlu eleman stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen sayısal değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekir (Erkmen ve ark., 2005; Lovald ve ark., 2006;). Çalışmamızda istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Mandibula rezeksiyonu sonrası, geriye kalan fragmanların rekonstrüksiyonunda vida ve plak konfigürasyonuna yönelik literatürde birçok biyomekanik analiz çalışmaları mevcuttur (Yi ve ark., 1999; Doty ve ark., 2004; Kimura ve ark., 2006; Knoll ve ark., 2006; Schupp ve ark., 2007). Doty ve ark. (2004),

32 poliüretan mandibulada yaptıkları 4 cm'lik L tipi defekti 3 mm kilitli, 2,4 mm kilitli, 2,4 mm konvansiyonel plak – vida sistemlerinin etkinliklerini yorulma testiyle değerlendirmiş ve 3 mm'lik sistemi avantajlı bulmuşlardır. Bu araştırmada, farklı vida konumları ve plak geometrilerinin etkileri incelenmemiştir. Ayrıca çalışmamızdan farklı olarak fiziksel biyomodeller kullanılmış ve analiz yöntemi olarak yorulma testi yapılmıştır. Kimura ve ark. (2006), 48 adet C ve L tipi rezeksiyon yapılmış üç boyutlu mandibula modellerinde 3 farklı rekonstrüksiyon vida konfigürasyonun plak ve vidalarda oluşan strese etkisini sonlu eleman analizi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada açılı plakların etkinliği değerlendirilmemiştir.

Martola ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada, tümör cerrahisi sonrası oluşan mandibular defekt rekonstrüksiyonunda kullanılan plağa yerleştirilen farklı sayıda vidaların üzerine gelen kuvvetleri değerlendirmişlerdir. Plağın her iki tarafındaki 2'şer, 3'er ve 4'er vidalar tespit için kullanıldığında, stres dağılımını benzer olduğunu belirtmişlerdir. Yi ve ark. (1999), 68 hastalık retrospektif çalışmalarında vida deliklerinin kenarında oluşan maksimum gerilim değerinin kullanılan vida sayıları için ters orantılı olduğunu fotoelastik stres analizi ile göstermiştir. İki fragmanın en az kaç vida ile tespit edilmesi gerektiği üzerine bir araştırma yapan Halpern (2000), yaptığı derleme çalışmada, rekonstrüksiyon için en az 3'er vida kullanılması gerektiğini belirtmiştir. Kimura ve ark. (2006), yaptıkları literatür araştırmasında 2'şer vida kullanımına rastlamadıklarını, yaygın olarak 3'er ve 4'er vida kullanıldığını rapor etmişlerdir (Stoll ve ark, 1992; Blackwell ve ark., 1996; Arden ve ark., 1999; Blackwell ve Lacombe, 1999; Lopez ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda da rekonstrüksiyon amacıyla 3'er ve 4'er vida kullanımını incelendi.

Rekonstrüksiyon plaklarının, 3 vidayla mı, yoksa 4 vidayla mı fikse edilmesi gerektiği, vida eksiltilecekse hangisinin eksiltileceği konusu halen tartışma konusudur. Markwardt ve ark. (2007) ve Kimura ve ark., (2006) yaptıkları araştırmalarda, defekt alanına en yakın vidalarda oluşan streslerin daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda bu bulgularla uyumlu olarak, vida boynundaki stresler incelendiğinde rezeksiyon bölgesine en yakın vidalarda en yüksek stres değerleri gözlenirken, rezeksiyon alanından uzaklaştıkça vida boyununda oluşan stres değerlerinin azaldığı görülmektedir. Bu sonuçlara göre, herhangi bir sebeple 3 vida kullanılacaksa, eksiltme kesinlikle defekte komşu vidalardan yapılmamalı, bu vidalar mümkün olan en yüksek

dirence sahip olmalıdır. Bununla birlikte bu vidanın eksilmesi halinde geriye kalan ikinci vidada anlamlı bir stres artışı görülmektedir.

Çalışmamızda vida sisteminde oluşan stres değerleri incelendiğinde;

L tipi rezeksiyon grubunda; Tüm vidaların kullanıldığı deneylere en yakın stres değerleri hem düz hem de açılı plaklar için sadece 3. vidaların eksildiği deneyde izlendi. Bu sonuç ayrıca L tipi rezeksiyonlardaki plak gövdelerinde oluşan stres bulgularıyla da uyumludur. Bu nedenle L tipi rezeksiyonda açılı veya düz plak uygulandığında 4 vida kullanılarak fiksasyon mümkün olmayacak ise, 3. vidaların eksilmesi önerilebilir.

LC tipi rezeksiyon grubunda; düz ve açılı plak uygulamalarında vida sisteminde maksimum stresler 2. vidaların eksildiği grupta görülmektedir. Vidalar oluşan bu stresler Knoll ve ark. (2006) tarafından rapor edilen titanyum vidaların gerilim dayancı $290-740 \text{ N/mm}^2$ değerleri arasındadır. Oysa LC rezeksiyon grubunda 2. vidalar eksildiği zaman plak gövdelerinde tüm vidaların kullanıldığı duruma en yakın düzeyde stresler görüldü. Yapılan çalışmalarda komplikasyon oranlarına bakıldığında plak gövdesi kırığı daha sık görülmektedir (Söderholm ve ark., 1991; Lavertu ve ark., 1994; Söderholm ve ark; 1996; Shöning ve Emshoff, 1998). Lindqvist ve ark. (2001), yaptıkları in vivo çalışmada hiç vida kırığı oluşmazken, %38 oranda plak kırığı komplikasyonundan bahsetmiştir. Bununla beraber Schupp ve ark. (2007) yaptıkları biyomekanik çalışmada 34 sentetik mandibulaya L tipi rezeksiyon uygulamışlar ve 19 rekonstrüksiyon plağında kırık oluşurken, hiçbir vida kırığı gözlenmemiştir. Tüm bu veriler göz önüne alındığında vida eksilmesi gereken duruma, plak gövdesinde oluşan stresler incelenerek karar verilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Bu nedenle LC rezeksiyon grubunda hem açılı hem de düz plak uygulamalarında, tüm vidaların kullanıldığı deneylere en yakın stres değerleri sadece 2. vidaların eksildiği deneyde görülmüştür. Bu nedenle 2. vidanın eksilmesi uygundur. Çalışmamızdan elde edilen bu verilere göre; doğru konumdan eksilecek vidaların, kemik vida ara yüzündeki sıkışmadan kaynaklanan perfüzyon bozukluğu riskini azaltmasıyla, ileride plak üzerine gelecek fazla streslerin engellenmesi sağlanır. Dolayısıyla olası plak kırıkları, ikincil operasyonlar ve artan materyal maliyetleri de önlenir.

Sonlu eleman analizi sonucu elde ettiğimiz plak gövde stresleri incelendiğinde; LC ve L tipi rezeksiyon gruplarında hem açılı hem de düz plak uygulamalarında en

fazla stresler sadece birinci vidaların eksiltildiği deneylerde sırasıyla; 566,49 N/mm²; 560,33 N/mm²; 495,06 N/mm²; 475,98 N/mm² görülmüştür. Bu nedenle; tüm deney gruplarında defekte en yakın vidaların eksiltilmemesi gerektiği görülmektedir. Shibahara ve ark.(2002)'nin, yaptıkları çalışmada en fazla plak kırığı, "L" rezeksiyon tipinde, açılı plak kullanılan, greft uygulanmayan hastalarda görülmüştür. Bizim çalışmamızda; 4 delik boyutunda rezeksiyon (L tipi rezeksiyon) – düz plak kombinasyonunda plak gövdesinde en fazla stres 497,07 N/mm² iken 8 delik boyutundaki (LC tipi rezeksiyon) aynı plak geometrisinde 648,42 N/mm²'dir. 4 delik boyutunda rezeksiyon – açılı plak kombinasyonunda en fazla stres 431,46 N/mm² iken 8 delik boyutundaki aynı plak geometrisinde 675,32 N/mm²'dir. İki çalışma arasındaki bu farkın, çalışmamızda Shibahara ve ark. (2002)'dan farklı olarak dişsiz mandibula kullanılmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızla uyumlu olarak, Nagasao ve ark. (2010), yaptıkları çalışmada plak gövdesinde oluşan stresler açısından LC tipi rezeksiyonda, L tipi rezeksiyondan daha yüksek stres değerleri rapor etmişlerdir. Bununla beraber; çalışmamızın bulguları ile uyumlu olarak L tipi rezeksiyonlarda plak gövdesinde, C tipinin dahil olduğu rezeksiyonlardan daha az stres oluştuğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Schusterman ve ark., 1991; Kim ve Donoff, 1992; Boyd ve ark., 1995; Irish ve ark., 1995; Kimura ve ark., 2006).

Sonuç olarak çalışmamızda, plak gövdelerinde oluşan stres değerlerinin rezeksiyon büyüklüğü ile doğru orantılı oluştuğu görüldü.

Çalışmamızda dental implantlarda oluşan stresler incelendiğinde; LC tipi rezeksiyon grubunda, L tipi rezeksiyon grubundan daha düşük stres değerleri bulgulanmıştır. Bu bulgumuzla uyumlu olarak Shibahara ve ark. (2002)'nin, yaptıkları çalışmada en fazla plak kırığı küçük rezeksiyon tipinde gözlenmiş, bu durum kalan diş sayısının nispeten fazla olmasına bağlanmıştır. Ancak çalışmamızda plak gövdelerinde oluşan stres Shibahara ve ark. (2002)'nin bulgularıyla uyuşmamaktadır. Çalışmamızda kuvvetlerin etkili olarak iletimini sağlayan dental arkın yerine tek bir dental implant kullanılmıştır. Dental implantlarda kuvvet iletimi doğal dişler kadar etkili olmaz. Bu nedenle küçük defekt grubunda dental implantta oluşan streslerin plak gövdesine iletilen stresleri yansıtmadığını düşünmekteyiz.

Oluşturduğumuz osteosentez yöntemleri ile tek taraflı ısırma esnasında mandibulada oluşan stresler incelendiğinde;

L tipi rezeksiyon grubundaki en yüksek maksimum principle stres değerleri sadece 2. vidaların eksiltildiği deneyde düz plak için $9,98 \text{ N/mm}^2$, açılı plak için 1. vidalar eksiltildiği deneyde $17,88 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. Bu durumun vida boyun bölgesi, vida sisteminde ve plak gövdelerinde oluşan stres değerleri ile uyumlu olduğu görüldü. Büyük rezeksiyon grubunda ise düz plak grubunda 3. vidaların eksiltildiği deneyde $17,88 \text{ N/mm}^2$, açılı plak grubunda ise 1. vidaların eksiltildiği grupta $17,36 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü.

L tipi rezeksiyon grubundaki en yüksek minimum principle stres değerleri sadece 1. vidaların eksiltildiği deneylerde düz plak için $-14,25 \text{ N/mm}^2$ 'dir. Açılı plak uygulamasında ise tüm vidaların uygulandığı ($-10,70 \text{ N/mm}^2$) ve sadece 1. vidaların eksiltildiği deneylerde ($-10,66 \text{ N/mm}^2$) bulunmuştur. Bu durumun vida boyun bölgesi, vida sisteminde ve plak gövdelerinde oluşan stres değerleri ile uyumlu olduğu görüldü. Büyük rezeksiyon grubunda ise düz plak uygulamasında 3. vidaların eksiltildiği deneyde $-7,30 \text{ N/mm}^2$, açılı plak grubunda ise 3. vidaların eksiltildiği grupta $-14,52 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü.

Schneider ve ark. (1988)'nin araştırmasında mandibulanın rezorpsiyon oluşturmaksızın en yüksek maksimum principle stres değerini 85 N/mm^2 ; Perren ve ark. (1969) minimum principle stres değerini -15 N/mm^2 olarak tanımlamışlardır. Çalışmamızda elde ettiğimiz mandibulaya ait tüm stres değerleri bu değerden düşüktür. Bu nedenle hangi osteosentez kombinasyonu uygulanırsa uygulansın kemikte bu stres değerlerini aşan ölçümler gözlenmemiştir.

Bu çalışmada iki farklı rezeksiyon için, 2 farklı plak geometrisi ve 5 farklı vida kombinasyonu modellenerek sonlu eleman yöntemi ile stres analizi yapılmıştır. Çalışmamız, farklı boyutlarda rezeke edilen mandibulaların rekonstrüksiyonu amacıyla literatürde sıklıkla tercih edilen 2 tip plak sisteminin de kullanıldığı ve farklı vida konfigürasyonları ile fikse edildiği ilk çalışmadır. Rezeksiyon boyutlarının ve vida sayısı ve konfigürasyonlarının sayısı artırılarak daha geniş kapsamlı çalışmalar oluşturulabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

1. Plak gövdesindeki stres, rezeksiyon boyutu ile doğru orantılı olarak artmaktadır.
2. Vida boynundaki stresler incelendiğinde rezeksiyon bölgesine en yakın vidalarda en yüksek stres değerleri gözlenirken, rezeksiyon alanından uzaklaştıkça vida boynunda oluşan stres değerlerinin azaldığı görülmektedir. Bu nedenle rezeksiyon alanı yakınına vida uygulanması kritik önem taşır.
3. Tüm deney grupları için her ne sebeple olursa olsun defekte en yakın vidalar eksiltilmemelidir. Gerekli olduğunda ameliyat öncesi kişiye özel plak sistemleri ürettirilmeli ve bu plaklar uygulanmalıdır.
4. Isırma kuvvetinin oluşumunu sağlamak için yerleştirilen dental implantta oluşan stres incelendiğinde; 8 delik boyutunda rezeksiyon grubunda, 4 delik boyutunda rezeksiyon grubundan daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Bu sonuç, rezeksiyon boyutu arttıkça, kalan alveoler ark mesafesinin azaldığını, buna bağlı olarak da ısırma kuvvetinin azaldığını göstermektedir.
5. Herhangi bir sebeple rekonstrüksiyon plağı 4'er vida ile fikse edilemediğinde, L tipi rezeksiyonların onarımında plağın tipi ne olursa olsun 3. vidaların, LC tipi rezeksiyonlarda ise 2. vidanın eksilmesi daha uygundur.
6. Hangi osteosentez kombinasyonu uygulanırsa uygulansın mandibular kemikte fizyolojik tolerans sınırlarını aşan stres değerleri oluşmamaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehab.* 2002;29:350-356.
- Akın S. Baş boyun kanserlerinde rekonstrüksiyon. Engin K, Erişen L, editörler. Baş boyun kanserleri'nde. 1. Baskı, Ankara; Nobel Kitabevleri. 2003;711-730.
- Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:1225-1232.
- Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K. Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;125:68-72.
- Aydınlık E, şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri. Hacettepe Üni Diş Hek Fak Derg. 1977;1(1):78-85.
- Bak M, Jacobson AS, Buchbinder D, Urken ML. Contemporary reconstruction of the mandible. *Oral Oncol.* 2010;46:71-76.
- Bekçioğlu B. Temporomandibular eklem protezlerinin biyomekanik olarak incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2011.
- Black J. Biological performance of materials: Fundamentals of biocompatibility. 4th Ed., New York; CRC Press. 2005.
- Blackwell KE, Buchbinder D, Urken ML. Lateral mandibular reconstruction using soft-tissue free flaps and plates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1996;122:672-678.
- Blackwell KE, Lacombe V. The bridging lateral mandibular reconstruction plate revised. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;125:988-993.
- Braga RR, Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's restorative dental materials.* 13th Ed., Philadelphia; Elsevier Mosby Inc. 2011;83-107.
- Brown JS, Kalavrezos N, D'Souza J, Lowe D, Magennis P, Woolgar JA. Factors that influence the method of mandibular resection in the management of oral squamous cell carcinoma. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40:275-284.
- Bond SE, Saeed NR, Cussons PD, Watt-Smith SR. Reconstruction of the temporomandibular joint by the transfer of the free vascularised second metatarsal. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004;42(3): 241-245.

- Boyd JB. Mandible reconstruction with the radial forearm flap. *Operative Techniques Plast Reconstr Surg.* 1996;3(4):241-247.
- Boyd JB, Mulholland RS, Davidson J, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Freeman JE, Irish JC.. The free flap and plate in oromandibular reconstruction: long-term review and indications. *Plast Reconstr Surg.* 1995;95:1018-1028.
- Butterworth M, Butler PE. Radial forearm osteocutaneous flap for head and neck reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* 2000;106:1425-1426.
- Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*, 2nd Ed. Chicago; Quintessence Publishing Co. 1987;19-27.
- Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A. Osteosyntheses mandibulaires selon la technique de Michelet. I-Bases biomé-caniques. *Rev Stomatol.* 1976;77:569-576.
- Chow JM, Hill JH. Primary mandibular reconstruction using the AO reconstruction plate. *Laryngoscope.* 1986;96:768.
- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29:565-574.
- Clough RW, Felippa A. A refined quadrilateral element for analysis of plate bending. *Proceedings of the 2nd Conference on Matrix Methods in Structural Mechanics*, Ohio, 1968;399-439.
- Coletti DP, Ord R, Liu X. Mandibular reconstruction and second generation locking reconstruction plates: outcome of 110 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:960-963.
- Collyer J, Goodger NM. The composite radial forearm free flap: an anatomical guide to harvesting the radius. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43(3):205-209.
- Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Introduction. In: Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ, editors. *Concepts and applications of finite element analysis*. 4th. Ed., US, Denvers MA, John Wiley & Sons Inc. 2001;1-18.
- Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws fort he rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61:481-487.
- Craig RG. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1978;39(3):274-277.

- Çalikkocaoğlu S. Terimler ve tanımlamalar. Çalikkocaoğlu S, editör. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (Metal olmayan maddeler)' nde. 1. Baskı, İstanbul; Yeditepe Üniversitesi Yayınları. 2000;13-19.
- Çimen E. Mandibular kondil kırıklarının fiksasyonunda uygulanan titanyum mini plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen mini plak ve vida sistemlerinin sonlu eleman analizi ve biyomekanik yöntemleri ile karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011.
- Daniel RK. Free rib transfer by microvascular anastomoses. *Plast Reconstr Surg.* 1977;59:737-738.
- Darendeliler Y. Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1995;1:87-89.
- De Weck OL, Kim IY. Engineering design and rapid prototyping. Department of aeronautics and astronautics and engineering systems MIT, Massachusetts, Ders Notu, 2004.
- De Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil.* 1983;10:505-517.
- Deb D. Analysis of stresses and strains. In: Deb D, editor. *Finite element method: concepts and applications in geomechanics.* 1st Ed., New Delhi; Prentice-Hall of India Private Ltd. 2006;1-33.
- DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1984;63:1327-1331.
- Deniz K. Mandibula angulus kırıklarında farklı kırık tiplerinin titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesine etkisinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011.
- Disa JJ, Cordeiro PG. Mandible reconstruction with microvascular surgery. *Semin Surg Oncol.* 2000;19:226-234.
- Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130:1388-1392.
- Driemel O, Braun S, Müller-Richter UDA, Behr M, Reichert TE, Kunkel M, Reich R. Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:909-920.
- Dubner S, Heller KS. Local control of squamous Cell Carcinoma Following Marginal and Segmental Mandibulectomy. *Head Neck Surg.* 1993;15:29-32.

- Ellis E. Surgical management of oral pathologic lesions. In: Ellis E, Hupp JR, Tucker MR, editors. Contemporary oral and maxillofacial surgery. 4th Ed., St. Louis; Mosby. 2003;479-503.
- Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. Br J Oral Maxillofac Surg. 2005;43(2):97-104.
- Ertem SY. Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2010.
- Eskitaşcıoğlu G. Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik ve kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin “structural analysis program” ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. Doktora Tezi, 1991.
- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. J Oral Rehabil. 1988;15:615-624.
- Fernandez, JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A Three Dimensional Numerical Simulation of Mandible Fracture Reduction With Screwed Miniplates. J Biomech. 2003;36:329-337.
- Fung YC. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. 2nd Ed., Berlin; Springer-Verlag Comp. 1993;1-22.
- Gellrich NC, Suarez-Cunqueiro MM, Otero-Cepeda XL, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R. Comparative study of locking plates in mandibular reconstruction after ablative tumor surgery: THORP versus UniLOCK system. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62:186-193.
- Gencil E. Serbest vasküler kemik greftleri ile yapılan mandibula rekonstrüksiyon olgularının retrospektif değerlendirilmesi. Çukurova Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Adana, Uzmanlık Tezi, 2005.
- Genden EM, Rinaldo A, Jacobson A, Shaha AR, Suárez C, Lowry J, Andrew C. Urquhart AC, Werner JA, Gullane PJ, Alfio F. Management of mandibular invasion: when is a marginal mandibulectomy appropriate? Oral Oncol 2005;41:776-782.
- Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-598.
- Goh TB, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJW. Mandibular reconstruction in adults: a review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37:597-605.

- Giuliodori MJ, Lujan HL, Briggs WS, Palani G, DiCarlo SE. Hooke's law: applications of a recurring principle. *Adv Physiol Educ.* 2009;33(4):293-296.
- Granick MS, Newton ED, Hanna DC. Scapular free flap for repair of massive lower facial composite defects. *Head Neck Surg.* 1986;8:436-441.
- Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med.* 2003;52:21-24.
- Gür AK, Taşkın M. Metalik biyomalzemeler ve biyouyum. <http://web.firat.edu.tr/daum/docs/22/18%20METAL%C4%B0K%20B%C4%B0YOMALZEMEL%20VE%20B%C4%B0YOUYUM%20m%20ta%C5%9Fk%C4%B1n%208%20syf.doc>, 2012.
- Güzel MZ. Mandibula defektlerinin rekonstrüksiyonu. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul, Uzmanlık Tezi, 1991.
- Halpern JA. Bone plating techniques in head and neck tumor surgery. *Oper Tech Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000;11:201-205.
- Handin J. On the coulomb-mohr failure criterion. *J Geophys Res.* 1969;74(22):5343-5348.
- Hansson S, Ekestubbe A. Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:450-458.
- Herford AS, Ellis III E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998;56:1261-1265.
- Helman JI, Blanchaert RH. Maxillofacial reconstruction. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, editors. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery.* 2nd Ed. Canada; BC Decker Inc. 2004;803-318.
- Hidalgo DA. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* 1989;84:71-79.
- Hidalgo DA, Pusic AL. Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study. *Plast Reconstr Surg.* 2002;110:438-49.
- Holmes JD, Dierks EJ. Maksillofacial pathology: oral cancer treatment. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, editors. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery.* 2st. Ed., London; BC Decker Inc. 2004;631-658.
- İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul; İTÜ Vakfı. Yayın No 25 1988;12-342.

- Irish JC, Gullane PJ, Gilbert RW, Brown DH, Birt BD, Boyd JB. Primary mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate: evaluation of 51 cases. *Plast Reconstr Surg.* 1995;96:93-99.
- İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 1987;4:25-31.
- Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces-a three-dimensional fem study. *The Angle Orthod.* 2003;73:12-20.
- Jewer DD, Boyd JB, Manktelow RT, Zuker RM, Rosen IB, Gullane PJ, Rotstein LE, Freeman JE. Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. *Plast Reconstr Surg.* 1989;84:391-403.
- Kayabaşı O. Kalça Eklemi Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik Fakültesi, Tasarım ve İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı, Gebze, Kocaeli, Yüksek Lisans Tezi, 2003.
- Kim MR, Donoff RB. Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50:1152-1157.
- Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2006;34:193-200.
- Klotch DW, Gal TJ, Gal RL. Assessment of plate use for mandibular reconstruction: has changing technology made a difference? *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;121:388-392.
- Knoell AC. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomechanics.* 1977;10(3):159-166.
- Knoell AC ve Vogan WI. A mathematical investigation of the biomechanical effects of simulated periodontal surgery. *J Periodontal Res.* 1977;12(4):290-297.
- Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2006;34:201-209.
- Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(4):366-376.
- Korioth TWP, Hannam AG. Mandibular forces during simulated tooth clenching. *J Orofacial Pain.* 1994;8:178-189.

- Korioth TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992;88:69-96.
- Lakes RS. Composite Biomaterials. In: Park JB, Bronzino JD, editors. *Biomaterials: principles and applications.* 1st. Ed., Boca Raton FL; CRC Press LLC. 2003;84.
- Lam KH, Lam LK, Ho CM, Wei WI. Mandibular invasion in carcinoma of the lower alveolus. *Am J Otolaryngol.* 1999;20:267-272.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang B. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90:539-546.
- Lavertu P, Wanamaker JR, Bold EL, Yetman RJ. The AO system for primary mandibular reconstruction. *Am J Surg.* 1994;168:503-507.
- Little JW III, McCulloch DT, Lyons JR. The lateral pectoral composite flap in one-stage reconstruction of the irradiated mandible. *Plast Reconstr Surg.* 1983;71:326-330.
- Lindqvist C, Söderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijoki S, Skutnabb K, Hallikainen D. A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: a clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30:160-166.
- Lopez R, Dekeister C, Sleiman Z, Paoli JR. Mandibular reconstruction using the titanium functionally dynamic bridging plate system: a retrospective study of 34 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62:421-426.
- Lovald ST, Khraishi, Wagner J, Baack B, Kelly J, Wood J. Comparison of plate-screw systems used in mandibular fracture reduction: finite element analysis. *J Biomechanical Engineering.* 2006;128:654-662.
- Lovald ST, Wagner JD, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:973-985.
- Luhr HG. Entwicklung der modernen osteosynthese. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000;4:S84-S90.
- Mackert JR. Physical properties and biocompatibility. In: O'Brien WJ, editor. *Dental Materials and Their Selection.* 4th. Ed., Chicago; Quintessence Publishing Co, Inc. 2008;12-24.
- Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23:539-548.
- Markwardt J, Pfeifer G, Eckelt U, Reitemeier B. Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling. *Onkologie.* 2007;30:121-126.

- Martola M, Lindqvist C, Hanninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumour surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80:345–352.
- Marur T. Baş, caput. Marur H, Yıldırım M, editörler. Tıp ve diş hekimliği fakültesi öğrencileri için (çeviri)'de. 1. Baskı, İstanbul; Nobel Tıp Kitapevleri. 2003;73-170.
- Maurer P, Eckert AW, Kriwalsky MS, Schubert J. Scope and limitations of methods of mandibular reconstruction: a long-term follow-up. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2010;48:100-104.
- McCarthy JG, Cutting CB, Shaw WW. Vascularized calvarial flaps. *Clin Plast Surg.* 1987;14:43-52.
- McCarthy JG, Kawamoto H, Grayson BH. Surgery of the jaws. In: McCarthy JG, May JrJW, Littler JW, editors. *Plastic surgery.* 3th Ed., Philadelphia; WB Saunders. 1990;1188-1474.
- Meijer, HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehab.* 1993;20:147-57.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 2000;15:519-526.
- Miles BA, Goldstein DP, Gilbert RW, Gullane PJ. Mandible reconstruction. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010;18:317-322.
- Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:346-356.
- Netscher D, Alford EL, Wigoda P, Cohen V. Free composite myo-osseous flap with serratus anterior and rib: indications in head and neck reconstruction. *Head Neck.* 1998;20(2):106-112.
- Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical & Mater Transactions A.* 2002;33(3):477-486.
- Oğuz Y. Kilitli vida ve plak sistemlerinin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara, Doktora Tezi, 2007.
- Oğuz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:174-177.

- Özkan, MK. İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul, Doktora Tezi, 1997.
- Panje WR, Cutting C. Trapezius osteomyocutaneous island flap for reconstruction of the anterior floor of the mouth and mandible. *Head Neck Surg.* 1980;3:66-71.
- Park JB, Kim YK. Metallic biomaterials. In: Park JB, Bronzino JD, editors. *Biomaterials: principles and applications.* 1st Ed., USA; CRC Press. 2003;1-20.
- Pasinli A. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Derg.* 2004;4:25-34.
- Passchier CW. The sliding-scale Mohr diagram. *Tectonophysics* 1993;218:367-373.
- Perren SM, Huggler SM, Russenberger M, Allgower M, Mathys R, Schenk R, Willenegger H. The reaction of cortical bone to compression. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1969;125:19-29.
- Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Fundamentals of materials science. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's restorative dental materials.* 13th Ed., Philadelphia; Elsevier Mosby Inc. 2011;33-82.
- Pogrel MA. Who was andy gump? *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68:654-657.
- Psillakis JM, Grotting JC, Casanova R, Cavalcante D, Vasconez LO. Vascularized outer table calvarial bone flaps. *Plast Reconstr Surg* 1986;78:309-314.
- Randall CJ, Eyre J, Davies D, Walsh-Waring GP. Marginal mandibulectomy for malignant disease: indications, rationale, and results. *J Laryngol Otol.* 1987;101:676-84.
- Rao LP, Shukla M, Sharma V, Pandey M. Mandibular conservation in oral cancer. *Surg Oncol.* 2012;21:109-118.
- Robertson GA. A comparison between sternum and rib in osteomyocutaneous reconstruction of major mandibular defects. *Ann Plast Surg.* 1986;17:421-427.
- Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehab.* 2006;33:209-215.
- Rosen IB, Manktelow RT, Zuker RM, Boyd B. Application of microvascular free osteocutaneous flaps in the management of post-radiation recurrent oral cancer. *Am J Surg.* 1985;150(4):474-479.

- Saraç D. Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Samsun, Doktora Tezi, 2003.
- Schneider D. Vergleichende Materialprüfung von menschlichem Knochen und Kallokril. Zahn-Mund-Kieferheilk 1988;76:608-609.
- Schöning H, Emshoff R. Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998;86:667-672.
- Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65:924-30.
- Schuller-Götzburg P, Pleschberger M, Rammerstorfer FG, Krenkel C. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38:1298-1305.
- Schustermann MA, Reece GP, Kroll SS, Weldon ME. Use of the AO plate for immediate mandibular reconstruction in cancer patients. Plast Reconstr Surg. 1991;88:588-593.
- Shaha AR, Spiro RH, Shah JP, Strong EW. Squamous carcinoma of the floor of the mouth. Am J Surg. 1984;148:455-459.
- Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. J Oral Maxillofac Surg. 2002;60:182-185.
- Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4:333-340.
- Siemssen SO, Kirby B, O'Connor TPF. Immediate reconstruction of a resected segment of the lower jaw using a compound flap of clavicle and sternocleidomastoid muscle. Plast Reconstr Surg. 1978;61:724-729.
- Snell RS. The upper limb. In: Taylor C, Horvath K, Sanders V, Montalbano J, Smock D, editors. Clinical anatomy by regions. 8th Ed., Philadelphia; Lippincott Williams & Wilkins. 2008;472.
- Spencer KR, Sizeland A, Taylor GI, Wiesenfeld D. The use of titanium mandibular reconstruction plates in patients with oral cancer. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999;28:288-290.
- Spiessl B. New concepts in maxillofacial bone surgery. Berlin; Springer-Verlag. 1976;160.

- Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. 1. Baskı, İzmir; İzmir Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2002.
- Söderholm AL, Hallikainen D, Lindqvist. Mandibular body reconstruction. In: Greenberg AM, Prein J, editors. Craniomaxillofacial reconstructive and corrective bone surgery: principles of internal fixation using the AO/ASIF technique. 1st Ed., USA; Springer. 2002;395-410.
- Söderholm AL, Lindqvist C, Laine P, Kontio R. Primary reconstruction of the mandible in cancer surgery. 1988;86:667-672.
- Söderholm AL, Lindqvist C, Skutnabb K, Rahn B. Bridging of mandibular defects with two different reconstruction systems: an experimental study. J Oral Maxillofac Surg 1991;49(10):1098-1105.
- Söderholm AL, Rahn BA, Skutnabb K, Lindqvist C. Fixation with reconstruction plates under critical conditions: the role of screw characteristics. Int J Oral Maxillofac Surg. 1996;25:469-473.
- Swartz WM, Banis JC, Newton ED, Ramasastry SS, Jones NF, Acland R. The osteocutaneous scapular flap for mandibular and maxillary reconstruction. Plast Reconstr Surg. 1986;77:530-545.
- Swearingen AG, McGraw JP, Palumbo VD. Roentgenographic pathologic correlation of carcinoma of the gingiva involving the mandible. AJR Am J Roentgenol. 1966;96:15-18.
- Stoll P, Wächter R, Bähr W: Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems. J Craniomaxillofac Surg 1992;20(2):87-90.
- Takushima A, Harii K, Asato H, Momosawa A, Okazaki M, Nakatsuka T. Choice of osseous and osteocutaneous flaps for mandibular reconstruction. Int J Clin Oncol. 2005;10:234-242.
- Taylor GI. Reconstruction of the mandible with free composite iliac bone grafts. Ann of Plast Surg. 1982;9(5):361-376.
- Taylor GI, Miller GDH, Ham FJ. The free vascularized bone graft. Plast Reconstr Surg. 1975;55(5):533-544.
- Teot L, Bosse JP, Mourfarrage R. The scapular crest pedicled bone graft. Int J Microsurg. 1981;3:257-262.
- Topçu M, Taşgetiren S. Mühendisler için sonlu elemanlar metodu. Pamukkale Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Ders Notu, 2012.

- Thalhofer U. FEM an introduction. Faculty of Mechanical Engineering, University of Applied Sciences, Augsburg, Ders Notu, 2011.
- Thurston AJ. Giovanni Borelli and the study of human movement. An historical review. *Aust NZJ Surg.* 1999;69(4):276-288.
- Türker M, Yücetaş Ş. Çene tümörleri ve tedavileri. Türker M, Yücetaş Ş. Editörler, *Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi'nde.* 3. Baskı, Ankara; Özyurt Matbaacılık Hizmetleri. 2004;349-406.
- Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 23. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2003.
- Urken ML, Weinberg H, Vickery C, Aviv JE, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. The combined sensate radical forearm and iliac crest free flaps for reconstruction of significant glossectomy-mandibulectomy defects. *Laryngoscope.* 1992;102(5):543-58.
- Urken ML, Weinberg H, Vickery C, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps: report of 71 cases and a new classification scheme for bony, soft tissue and neurologic defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1991;117:733-744.
- Vakharia KT, Natoli NB, Johnson TS. Stereolithography-aided reconstruction of the mandible. *Plast Reconstr Surg.* 2012;129:194e-195e.
- van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):123-136.
- van Eijden TMGJ, Korfage JAM, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec.* 1997;248:464-474.
- Wang ZH, Zhang ZY, Mendenhall MD. Postoperative radiotherapy after titanium plate mandibular reconstruction for oral cavity cancer. *Am J Clin Oncol.* 2005;28:460-463.
- Weinzweig N, Jones NF, Shestak KC, Moon HK, Davies BW. Oromandibular reconstruction using a keel-shaped modification of the radial forearm osteocutaneous flap. *Ann Plast Surg.* 1994;33:359-369.
- Wolff D, Hassfeld S, Hofele C. Influence of marginal and segmental mandibular resection on the survival rate in patients with squamous cell carcinoma of the inferior parts of the oral cavity. *J Craniomaxillofac Surg.* 2004;32:318-323.
- Yi Z, Jian-Gou Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:445-450.

- Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. Med Eng Phys. 2000;22:293-300.
- Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy EA, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Basım Evi. 1993.

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Ankara’ da doğdum. İlköğrenimimi Afşin Bey İlköğretim Okulu’ nda, ortaöğrenimimi ise Kaya Bayazıtöğlu Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi’ nde tamamladım. 2001 yılında lisans eğitimize başladığım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2006 yılında mezun oldum. Eylül 2007’ de Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitime başladım. Halen aynı anabilim dalında doktora eğitime devam etmekteyim. Evliyim, 1 kız çocuğum var. Yabancı dilim İngilizce’dir.