

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ



**ALT ÇENE UCU İLERLETMESİNDE  
KULLANILAN FARKLI VİDA SİSTEMLERİNİN  
STABİLİTE VE STRES DAĞILIMLARININ SONLU  
ELEMENLAR ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Hale YURTYAPAN**

**TEZ DANIŞMANI**

**Dr. Öğr. Üyesi Ferhat AYRANCI**

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
BU-1703 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ORDU-2018**

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**ALT ÇENE UCU İLERLETMESİNDE  
KULLANILAN FARKLI VİDA SİSTEMLERİNİN  
STABİLİTE VE STRES DAĞILIMLARININ SONLU  
ELEMENLAR ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Hale YURTYAPAN**

**TEZ DANIŞMANI**

**Dr. Öğr. Üyesi Ferhat AYRANCI**

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
BU-1703 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ORDU-2018**

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

İmza

Adı ve Soyadı **Hale YURTYAPAN**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmam süresince büyük bir anlayış ve sabırla bilgi ve tecrübelerini aktaran, desteğini hep hissettiğim, üzerimde büyük emeği bulunan tez danışmanım ve değerli hocam **Sayın Yrd. Doç. Dr. Ferhat AYRANCI'ya**,

Bilgi ve tecrübeleriyle eğitimime büyük katkılarda bulunan, bizlere her zaman destek olan değerli hocam **Sayın Doç. Dr. M. Melih ÖMEZLİ'ye**,

Her daim bilgi ve deneyimlerini paylaşarak yol gösteren, eğitimimde büyük katkısı olan, bazen bir hoca bazen de bir ağabey olarak destek veren değerli hocam **Sayın Yrd. Doç. Dr. Burak CEZİRLİ'ye**,

Belki ailemizden çok birbirimizi gördüğümüz bütün asistan arkadaşlarıma, özellikle **Arş. Gör. Dt. O. Zeki RASTGELDİ'ye** ve bende çok emeği olan kıdemli asistanım **Uzm. Dt. Efe Can SİVRİKAYA'ya**, tüm diğer klinik ve ameliyathane çalışanlarına,

Bütün eğitim hayatım boyunca bana destek olan anneme, ablama ve ağabey olarak gördüğüm enişteme,

Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

Bu uzmanlık tezi **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi** tarafından **BU-1703** proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım.

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

ALT ÇENE UCU İLERLETMESİNDE KULLANILAN FARKLI VİDA  
SİSTEMLERİNİN STABİLİTE VE STRES DAĞILIMLARININ SONLU  
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ  
Dt. HALE YURTYAPAN

Tezin Verildiği Tarih : 01.02.2016

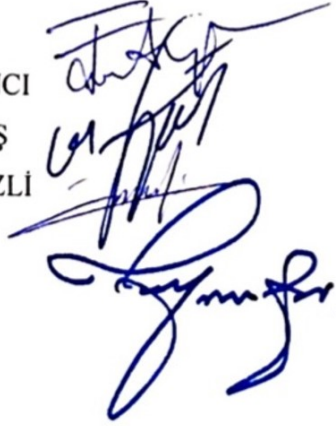
Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 30.03.2018

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Ferhat AYRANCI

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Mehmet Melih ÖMEZLİ

Dekan : Prof. Dr. Tarık YARILGAÇ



ORDU-2018

## ÖZET

### ALT ÇENE UCU İLERLETMESİNDE KULLANILAN FARKLI VİDA SİSTEMLERİNİN STABİLİTE VE STRES DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

#### **Amaç:**

Çalışmamızın amacı son dönemlerde yaygınlaşan genioplasti prosedürlerinin fiksasyonunda kullanılan titanyum mikro vida, titanyum mini vida ve rezorbe olabilen vida sistemlerinin deplasman miktarı, kemikte oluşturduğu asal stresler ve vidalarda oluşan Von-mises stres dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda alt çene ucunda genioplasti osteotomisi yapılarak distal fragmanın anteriora doğru 8 mm ilerletildiği ve fiksasyonun titanyum ve rezorbe olabilen sistemlerle yapıldığı 3 farklı modelde alt fragmana linguale doğru 100 N'luk çekme kuvveti uygulanarak deplasman ve stres değerleri sonlu elemanlar analizi değerlendirilmiştir.

Mandibula, titanyum vida ve rezorbe olabilen vidalar bilgisayar ortamında modellenmiştir. Modeller 3D-doctor programı ile analize hazır hale getirilmiştir. Bu modellerin simülasyonu için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) yazılımı kullanılmıştır. Çalışmamızda titanyum mikro vida (1.5 mm), mini vida (2.0 mm) ile rezorbe olabilen vida (2.8 mm) fiksasyonu modelleri analiz edilmiştir. Modellerde alt çene ucu fragmanına horizontal olarak toplamda 100 N kuvvet uygulanmıştır. Analizlerden elde edilen von-mises stres, asal stresler ile deplasman değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler kemik osteosentezi için gerekli stabilite, materyallerin dayanımı ve kemiğin fizyolojik stres sınırları ile karşılaştırılmıştır.

**Bulgular:** En az deplasman miktarı iki adet titanyum mini vida ile yapılan fiksasyon modelinde görülmüştür. En fazla deplasman rezorbe olabilen vida modelinde hesaplanmıştır. Materyallerde en az von-mises stres rezorbe olabilen vida modelinde hesaplanmıştır. En fazla von-mises stresi ise 1.5 mm'lik mikro vida modelinde hesaplanmıştır. Kemikte en fazla gerilme stresi mikro vida modelinde oluşurken en az

gerilme stresi 2.0 mm'lik mini vida modelinde oluşmuştur. Kemikte en fazla sıkışma stresi mikro vida modelinde, en az sıkışma stresi mini vida modelinde hesaplanmıştır.

**Sonuç:** Stabilite ve stres dağılımı açısından 2.0 mm'lik mini vida modeli diğer modellerden üstün bulunmuştur. Zamanla biyodegrade olarak yok olan ve ikinci bir ameliyata ihtiyaı ortadan kaldıran rezorbe olabilen vida modeli de kabul edilebilir bir stabilite ve stres dağılımı sağlamıştır. Titanyum ve rezorbe olabilen vida fiksasyonu genioplastide yeterli olarak operasyon süresi ve maliyetinde ciddi dş sağlamaktadır.

**Anahtar kelimeler:** Genioplasti, rijit fiksasyon, rezorbe olabilen fiksasyon, sonlu elemanlar analizi, asal stresler, deplasman



## ABSTRACT

### EVALUATION OF STABILITY AND STRESS DISTRIBUTIONS OF DIFFERENT SCREW FIXATION SYSTEMS USED IN ADVANCEMENT GENIOPLASTY BY USING THE FINITE ELEMENT ANALYSIS

**Objective:** The aim of our study is to compare titanium micro screw, titanium mini screw and resorbable screws used in the genioplasty procedure which has been widespread recently and to analyze the principle and Von-mises stress distribution and displacement with finite element method.

**Material and Method:** In the study, distal fragment was advanced 8 mm after genioplasty osteotomy and tensile force of 100 N was applied to the lingual side of the lower fragment fixated with titanium and resorbable systems. Displacement and stress values were evaluated in 3 different models with finite element analysis.

Mandibular, titanium screws and resorbable screws are modeled in computer environment. The model was made suitable for analysis by the 3D-doctor program. Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) software was used for the simulation of these models. In our study titanium micro screws (1.5 mm), mini screws (2.0 mm) and resorbable screws (2.8 mm) fixation models were analyzed. In the study models, 100 N force was applied horizontally to the genial fragment. Von-mises stress, principle stress and displacement values obtained from the analyzes were calculated. These values were compared with the stability required for bone osteosynthesis, the strength of the materials, and the physiological stress limits of the bone.

**Results:** The least amount of displacement was calculated in the fixation model with two titanium mini screws. The maximum displacement was calculated in the resorbable screw model. In materials, the least von-mises stress was calculated in the resorbable screw model, the maximum von-mises stress was calculated on micro screw model. The highest tensile stress in the bone was formed in the micro screw model and the minimum tensile stress in the bone was formed in the mini screw model. The maximum compressive stress in the bone was calculated in the 1.5 mm micro screw model, and the least compressive stress was calculated in the 2.0 mm mini screw model.



**Conclusion:** In terms of stability and stress distribution, 2.0 mm mini screw model is superior to other models. The screw model, which can disappear as biodegradation over time and overcomes the need for a second surgery, provides an acceptable stability and stress distribution. Fixation of titanium and resorbable screws results in a significant reduction in operating time and cost.

**Key words:** Genioplasty, rigid fixation, resorbable fixation, finite element analysis, principle stress, displacement



## İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	Sayfa No
TEZ BİLDİRİMİ .....	i
TEŞEKKÜR .....	ii
ÖZET .....	iii
ABSTRACT .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiv
TABLolar DİZİNİ.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ortognatik Cerrahi ve Genioplasti.....	3
2.2. Anatomi .....	4
2.3. Genioplasti ve Ameliyat Teknikleri.....	8
2.3.1. İnsizyon ve Mental Kas Diseksiyonu.....	9
2.3.2. Osteotomi .....	10
2.3.2.1. Antero-Posterior Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi ....	13
2.3.2.2. Vertikal Düzlemde Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi. 13	
2.3.2.2.1. Vertikal Redüksiyon.....	13
2.3.2.2.2. Vertikal Augmentasyon.....	14
2.3.2.3. Tranvers Düzlemde Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi 14	
2.3.2.3.1. Çene Ucu Posterior Açısının Genişletilmesi .....	14
2.3.2.3.2. Çene Ucu Posterior Açısının Daraltılması .....	14
2.3.2.3.3. Çene Ucu Ön Açısının Daraltılması .....	15

2.3.2.3.4. Çene Ucu Ön Açısının Genişletilmesi.....	15
2.3.2.3.5. Transvers Asimetrisinin Düzeltilmesi.....	16
2.3.2.3.6. Çene Ucu Altsınır Eğiminin Düzeltilmesi.....	16
2.3.2.3.7. Propeller Osteotomi.....	16
2.4. Yara Yeri Kapatılması .....	17
2.5. Komplikasyonlar.....	17
2.6. Fiksasyon .....	18
2.6.1. Fiksasyon Tarihçe .....	18
2.6.2. Tel Osteosentezi.....	20
2.6.3. Rijid Fiksasyon ve Çeşitleri .....	21
2.6.3.1. Mini Plaklar.....	23
2.6.3.2. Mikro Plaklar.....	24
2.6.3.3. Vidalar.....	25
2.7. Biyorezorbe Olabilen Fiksasyon.....	26
2.7.1. Poliglikolik Asit (PGA) .....	29
2.7.2. Polilaktik Asit (PLA) .....	29
2.7.3. Trimetilen Karbonat (TMC).....	29
2.8. Relaps.....	30
2.9. Temel Mekanik Kavramlar .....	31
2.10. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi .....	34
2.11. Kemik İyileşmesi ve Remodeling Süreci.....	36
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>39</b>
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	40
3.1.1. Alt Çenenin Modellenmesi .....	41
3.1.2. Vidaların Modellenmesi.....	43

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi	45
3.3. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması	46
3.4. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları	47
3.5. Materyal Özellikleri	48
<b>4. BULGULAR</b>	<b>50</b>
4.1. Bulguların İncelenmesi	50
4.1.1. Stres değerlerinin incelenmesi	50
4.1.1.1. Model 1: İki adet 1,5 mm titanyum mikro vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	50
4.1.1.2. Model 2: İki adet 2.0 mm titanyum mini vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	53
4.1.1.3. Model 3: İki adet 2.8 mm rezorbe olabilen vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	55
4.1.2. Deplasman miktarlarının incelenmesi	57
4.1.2.1. Model 1: İki adet 1,5 mm titanyum mikro vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	58
4.1.2.2. Model 2: İki adet 2.0 mm titanyum mini vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	58
4.1.2.3. Model 3: İki adet 2.8 mm rezorbe olabilen vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması	59
4.2. Bulguların Karşılaştırılması	59
4.2.1. Von-mises streslerinin karşılaştırılması	59
4.2.2. Maksimum Asal Streslerin Karşılaştırılması	60
4.2.3. Minimum Asal Streslerinin Karşılaştırılması	61

4.2.4. Deplasman değerlerinin karşılaştırılması.....	62
<b>5. TARTIşMA .....</b>	<b>64</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>83</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>84</b>
<b>8. ÖZGEÇMİş.....</b>	<b>92</b>



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

°	: Derece
°C	: Santigrat Derece
AGP	: Anterior Genioplasti Noktası
AO	: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BSSO	: Bilateral Sagital Split Osteotomisi
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CBCT	: Konik Işınlı Volumetrik Tomografi
cm <sup>2</sup>	: Santimetrekare
CO <sub>2</sub>	: Karbondioksit
c.p.	: Ticari olarak saf
DLPLA	: D-L- Polilaktik asit
GPa	: Gigapaskal
H <sub>2</sub> O	: Su
k	: Kuvvet Katsayısı
LPLA	: L-Polilaktik asit
Mm	: Milimetre
MMF	: Maksillo-Mandibuler Fiksasyon
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Pa	: Paskal
PGA	: Poliglikolik asit
Pmax	: Maksimum asal stres
Pmin	: Minimum asal stres
PLA	: Poli laktik asit
PLLA	: Poli-L- Laktik asit
RF	: Rijit Fiksasyon
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SSRO	: Sagital Split Ramus Osteotomisi
Ti	: Titanyum

Ti-6Al-4V : Titanyum Alüminyum Vanadyum Karışımı  
Tg : Cam geçiş sıcaklığı  
TMC : Trimetilen karbonat



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Genial bölge kas ataşmanları.....	5
Şekil 2.2 : Distal segmentin kas ataşmanları. ....	5
Şekil 2.3: Mandibula anatomisi. ....	7
Şekil 2.4 : Mentalis kası.....	7
Şekil 2.5 : Genioplasti flep dizaynı. ....	10
Şekil 2.6: Genioplasti osteotomi dizaynı. ....	11
Şekil 2.7 : Genioplasti fiksasyonu. ....	12
Şekil 2.8 : Antero- Posterior düzlemde horizontal osteotomi.....	13
Şekil 2.9 : Vertikal Redüksiyon ve Augmentasyon.....	14
Şekil 2.10 : Çene posterior açılı osteotomileri.....	15
Şekil 2.11 : Çene anterior açılı osteotomileri. ....	15
Şekil 2.12 : Asimetri osteotomisi.....	16
Şekil 2.13 : Propeller osteotomisi.....	17
Şekil 2.14 : a) tel osteosentezi b) plak osteosentezi.....	22
Şekil 2.15 : Titanyum mini plak sistemi.....	24
Şekil 2.16 : Titanyum mikro plak sistemi.....	25
Şekil 2.17 : Titanyum vida fiksasyonu .....	26
Şekil 2.18 : Rezorbe olabilen plak ve vidalar. ....	27
Şekil 3.1 : a) mikro vida b) mini vida c) rezorbe olabilen vida. ....	40
Şekil 3.2 : Tomografi görüntüsü.....	41
Şekil 3.3 : Kemik ile yumuşak dokunun ‘Interactive segmentation’ yöntemi ile ayrıştırılması.....	42
Şekil 3.4 : Offset yöntemiyle oluşturulan spongiöz kemik.....	42



Şekil 3.5 : 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında BT verileri ile meydana getirilen insan alt çenesi ve çene ucu kesisi yapılarak 8 mm ilerletilen genial segment.	43
Şekil 3.6 : Uyumlandırma yapılmış model.	44
Şekil 3.7: Analize hazır hale getirilmiş modeller.	45
Şekil 3.8: Algor Fempro programına verilerin aktarılması	46
Şekil 3.9 : Düğüm noktalı elemanların şekil ile gösterilmesi.	46
Şekil 3.10 : Çalışma analizinde tanımlanan sınır koşulları.	47
Şekil 3.11 Yarım çeneye uygulanan 50 N kuvvet ve yönü.	48
Şekil 4.1 : Model 1:İki adet 1.5 mm'lik mikro vida modeli.	50
Şekil 4.2 : Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.	51
Şekil 4.3 : Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemik Pmax ve Pmin.	52
Şekil 4.4 : Mikro vidada Von-mises stres.	52
Şekil 4.5 : Model 2: İki adet 2.0 mmlik mini vida modeli.	53
Şekil 4.6 : Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.	53
Şekil 4.7 : Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemik Pmax ve Pmin.	54
Şekil 4.8 : Mini vidada Von-mises stres.	55
Şekil 4.9: Model 3: İki adet 2.8 mmlik rezorbe olabilen vida modeli	55
Şekil 4.10:Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.	56
Şekil 4.11: Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin.	57
Şekil 4.12: Rezorbe olabilen vidada Von-mises stres	57

Şekil 4.13: Mikro vidada a) Y komponentinde deplasman b) Magnitude deplasman.....58

Şekil 4.14: Mini vidada a) Y komponentinde deplasman miktarı b) Magnitude deplasman.....58

Şekil 4.15: Resorbe olabilen vidada a) Y komponenti deplasman miktarı b) Magnitude deplasman. ....59



## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1 : Maksimum kas gerilimleri, Hannam ve ark. (2008).	6
Tablo 3.1 : Çalışmadaki modellerin düğüm ve eleman sayısı.	47
Tablo 3.2: Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri.	48
Tablo 4.1: Von-mises stresler.	60
Tablo 4.2: Distal segment maksimum gerilme stresleri (N/mm <sup>2</sup> ).	60
Tablo 4.3: Proksimal segment maksimum gerilme stresleri (N/mm <sup>2</sup> ).	61
Tablo 4.4: Distal segment maksimum sıkışma stresleri (N/mm <sup>2</sup> ).	61
Tablo 4.5: Proksimal segment maksimum sıkışma stresleri (N/mm <sup>2</sup> ).	62
Tablo 4.6: Deplasman miktarları.	63

## 1. GİRİŞ

Deformite, vücudun herhangi bir bölümündeki bozulmaya karşılık gelen terimdir (Sato ve ark., 2014). Dentofasiyal deformite terimi, her bir arktaki dişlerin kendi aralarındaki ilişkilerini ve çene arkları arasındaki ilişkiyi de olumsuz olarak etkileyen maksillomandibular kompleksin normal oranlardan önemli ölçüde sapmaları olarak ifade edilmektedir. Etkilenen bireylerde nefes alma, yutma, konuşma, çiğneme ve dudak postürü gibi önemli baş-boyun fonksiyonlarında değişen derecelerde sapmalar olmaktadır. Ayrıca temporomandibuler eklem, periodonsiyum ve dişler de etkilenebilmektedir. Genellikle yüzdeki bu oransızlıkların bireyin psikososyal yaşamında da negatif etkileri olmaktadır. Yüz gelişimini değiştirerek çenelerde uyumsuzluklara neden olan faktörler; sendrom ve anomaliler, genetik yatkınlık, çevresel ve nöromotor etkenler, travma, tümör vb. büyümeler şeklinde gruplanmaktadır (Posnick, 2013). Ortognatik cerrahide üç tedavi amacı esas teşkil etmektedir. Bunlar fonksiyon, estetik ve stablitedir (J. P. Reyneke, 2003).

Ortognatik cerrahi , dentofasiyal bozuklukların ve maloklüzyonların bazen çeşitli yumuşak doku prosedürleri ile kombine olarak, yüz kemiklerinin ortodonti ve cerrahi operasyonlar ile düzeltildiği bir süreçtir. Ortognatik terimi, Yunancadan gelen orthos 'düz' ve gnathos 'çene' kelimelerinden köken almaktadır. Tedavi sadece yüz yapılarındaki kemik ilişkilerini değiştirmekle kalmaz, aynı zamanda yumuşak dokuların ilişkilerini de değiştirerek hastanın görünüşünü etkilemektedir. Çağdaş ortognatik teknikler konjenital ve posttravmatik maloklüzyonların düzeltilmesinin yanı sıra, obstrüktif uyku apne sendromunda, fonetik iyileştirme ve tümör rezeksiyonları ameliyatları gibi birçok alanda uygulanabilmektedir. (Panula, 2004).

"Osteosentez" teriminin orijini Yunancaya dayanmaktadır. "Kemik" anlamına gelen "osteo" ve "sentez" (ayrı maddeleri veya unsurları birleştirmek) anlamına gelen "synthesis" kelimelerinden oluşmaktadır. Osteosentez, özel olarak tasarlanmış metal plaklar, vidalar, çiviler ve genellikle kırık birleşiminden sonra çıkarılan diğer aletleri kullanarak kemik kırıklarını tedavi eden cerrahi teknikler için kullanılan bir terimdir (Lešić ve ark., 2012).

Tıpın başlangıcından beri yaraları iyileştirmek için metaller kullanılmıştır. İlk yüzyılda Romalı yazar Aulus Cornelius Celsus, yara kenarlarının metal pin ve tellerle yaklaştırılması tekniğini tarif etmiştir. Metalik kırık fiksasyonu için her ne kadar metalurjide demirden metal telin üretim izni için yüzyıllar geçmesi gerektiyse de ilerlemelerle ilk olarak 1775 te Lapeyode ve Sicre tarafından uzun kemik kırığı stabilizasyonunda kullanılmıştır. 1847 yılında Buck kraniomaksillofasial iskelet için metal fiksasyona öncülük etmiş ve kırık bir mandibulayı tespit etmek için interosseous telleme yapmıştır. Her ne kadar plak ve vidalarla internal rigid fiksasyonun ilk kullanımı 1858 yılında Hansmann'a mal edilmiş olsa da, internal osteosentezdeki en önemli ilerlemelere Sir William Arbuthnot Lane ve Albin Lambotte katkıda bulunmuştur. Facial bölgede internal rigid fiksasyonun ilk uygulaması ise 1888'de mandibular kırıkları sabitlemek için çelik plak ve vidaları tarif eden Schede'e mal edilmiştir (Gilardino ve ark., 2009).

Rezorbe olabilen sistemler cerrahi kemik fiksasyonu için 1960'lı yıllarda keşfedilmiştir (Ashammakhi ve ark., 2003). Maksillofasial kemik fiksasyonunda rezorbe kullanımı ilk kez 1971'de Kulkarni ve ark. tarafından bildirilmiştir (Kulkarni ve ark., 1971). Rezorbe olabilen vida ve plakların avantajı zamanla kaybolmaları ile bir çok komplikasyonun önüne geçmesidir (Haers ve ark., 1998).

Yapılan çalışmanın amacı son dönemlerde sık başvuru alan genioplasti prosedürlerinin fiksasyonunda kullanılan titanyum mikro vida, titanyum mini vida ve rezorbe olabilen vida sistemlerinin deplasman miktarı, kemikte oluşturduğu asal stresler ve vidalarda oluşan Von-mises stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ortognatik Cerrahi ve Genioplasti

Dentofasiyal deformiteleri ve neden oldukları disfonksiyonları düzeltmek için ortognatik cerrahi prosedürleri yapılmaktadır. Üst çenenin 3 boyutta da hareket ettirilebildiği Le Fort I osteotomisi en sık uygulanan maksiller cerrahi prosedürdür. Alt çeneyi ilerletmek, geriye almak ya da asimetrisini düzeltmek için ise sagittal split ramus osteotomisi ya da subsigmoid osteotomi en sık kullanılan ortognatik cerrahi prosedürleridir. Çene ucu deformitelerinin (hiperplazi, hipoplazi ve asimetri gibi) düzeltilmesinde ise genioplasti prosedürü uygulanmaktadır (Chow ve Lau, 2009) (Posnick, 2013).

Genioplasti prosedürleri için incelenen hastanın klinik muayenesinin odağı genellikle estetik profil üzerinde yoğunlaşmaktadır. Uygun estetik dengeyi elde etmek için profilin değişimi genellikle genioplasti işleminin ana hedefidir ve genellikle yüz dengesine en büyük katkıyı sunmaktadır (Miles ve Leach, 2007).

Çene, yüz profilinin genel uyumunda önemli bir rol oynamaktadır. Genel olarak, yüz estetiği değerlendirilirken, toplumda diğer yüz yapılarından ziyade dudak estetiği göz önüne alınmaktadır. Yüzün alt üçte birlik kısmındaki anatomik noktalardaki şekil, boyut ve oranlardaki uyumsuzluklar bu alanda yumuşak doku deformitelerine neden olarak yüz ifadesinin genel dengesinin bozabilmektedir (Möhlhenrich ve ark., 2015).

Maksillo-mandibular kompleksin deformitelerini ve anomalilerini düzeltmek için yapılan osteotomiler yumuşak dokuların şeklini ve konumunu da değiştirmektedir. Her ne kadar dental ve iskeletsel ilişkiler cerrahi endikasyonun güçlü göstergeleriye de yumuşak doku profili ameliyat planlamasında ve tedavi sonuçlarını değerlendirmede çok önemli bir unsurdur (Reddy ve ark., 2011).

Genioplasti dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde rutin bir prosedür haline gelmiştir ve genellikle fasiyal asimetri veya deformitelerin düzeltilmesi için diğer ortognatik prosedürlerle eş zamanlı yapılabilen cerrahi bir tekniktir. Profilin iyileştirilmesinin yanı sıra labiyomental ve hatta yüzün nazolabiyal bölgesinde kas dengesini ve uyumunu sağlamayı mümkün kılmaktadır (G. Lee ve ark., 2014; Precious ve

ark., 2014). Gece horlaması veya uyku apnesi olan hastaların genial-dil-hiyoid pozisyonunu işlevsel olarak iyileştirmek için de yapılmaktadır. (Chaushu ve ark., 2001).

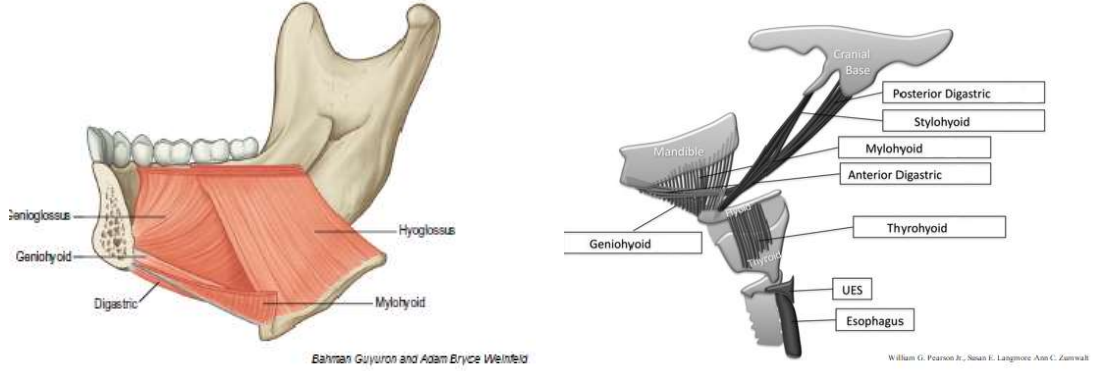
## 2.2. Anatomi

Çene bölgesi anatomik olarak dıştan içe doğru cilt, deri altı yağ dokusu, kaslar, periosteum ve kemik tabakalarını içermektedir. Depressor angularis, depressor labi inferior ve mentalis kasları çenenin ön yüzeyine yapışmaktadır. Geniohyoid, genioglossus, mylohyoid kasları ve digastrik kasın anterior karnı çenenin lingualine bağlanmaktadır. Ön tarafta periostun elevasyonunu ve horizontal osteotominin ardından, kaudal çene segmentinin kan temini, çenenin lingualine bağlanan kas yapılarından geçen lingual arterin periosteumu perfor eden uç dalları tarafından sağlanmaktadır (Guyuron B. ve Kinney B.M., 2011).

Digastrik kasının bir orta tendonla birleştirilmiş posterior ve anterior karnı vardır. Arka karnın temporal kemiğin mastoid çentiğine bağlanır ve oradan aşağı hyoid kemiğe doğru iner ve ara bir tendonla devam etmektedir. Bu tendon, hyoid kemiğe bağlanmış fibröz bir loop tarafından tutulur. Anterior karnın orta tendondan, mandibulanın alt sınırındaki digastrik fossaya, orta hatta yakın geçmektedir. Geniohyoid kas simfizin lingualinden aşağı arka yönde hyoid kemiğin ön yüzüne bağlanmaktadır. Mylohyoid kas, mandibulanın mylohyoid çizgisinden başlayıp ince bir tabaka halinde ağız tabanını döşemektedir. Kasın posterior dörtte biri (bu posterior mylohyoid olarak adlandırılır), hyoid kemik gövdesinin ön yüzüne bağlanmaktadır ve anterior dörtte üçlük kısmı (yani anterior mylohyoid) simfizin lingualine bağlanır. (Van Eijden ve ark., 1997) (Şekil 2.1)

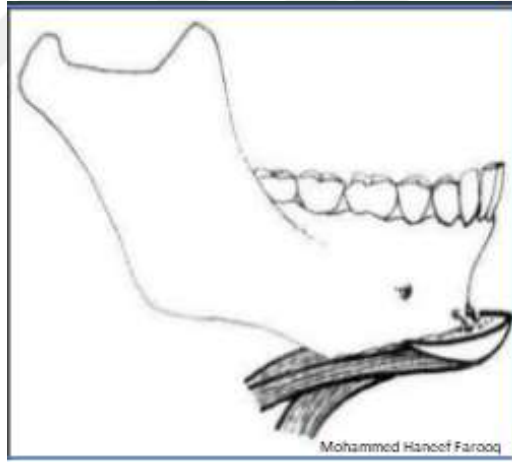
Genioglossus kası, dilin ekstrinsik kasıdır; yani, uzaktaki bir yapıdan kaynaklanır ve dilin içine ilerlemektedir. Superior mental spina ya da genial tüberküllerden ve daha sonra yelpaze şeklinde posteriora dönerek dil ucuna ve dorsumuna ve hyoid kemik gövdesine tutunmaktadır. Superior lifleri dil ucunu geriye çekerken, orta lifler dilin

dorsumunu deprese etmektedir. İnfierior lifleri ise hiyoid kemigini antero-superior olarak iletir (Silverstein ve ark., 2000).



Şekil 2.1: Genial bölge kas ataşmanları.

Distal kemik segmentinin lingualine bağlanan kas ataşmanları diseke edilmeden yapılan osteotomilerde, linguale bağlanan kaslar alt fragmana lingule doğru çekme kuvveti uygulamaktadır. (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 : Distal segmentin kas ataşmanları.

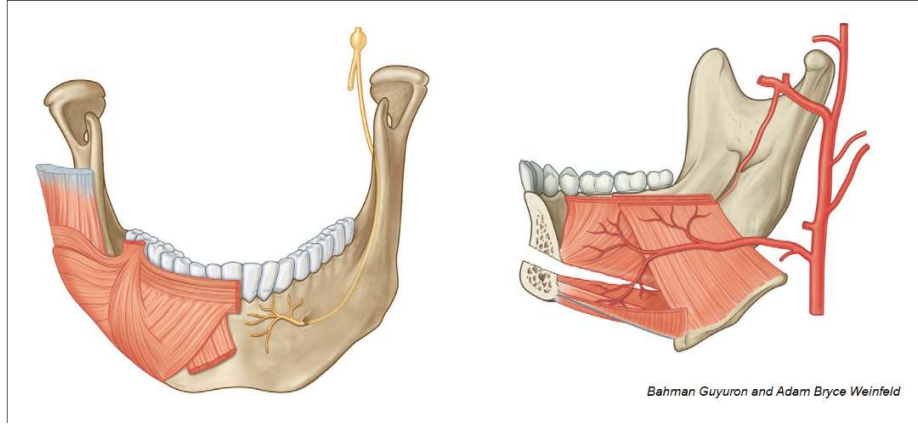
Uygulanan kuvvet miktarı literatürden Hannah ve ark. (2008) tarafından çalışılan maksimum ve peak kas gerilimleri değerleri baz alınarak toplam etki eden kuvvet olarak uygulanmıştır. (Tablo 2.1)



Tablo 2.1 : Tablo 2.1 : Maksimum kas gerilimleri, Hannam ve ark. (2008).

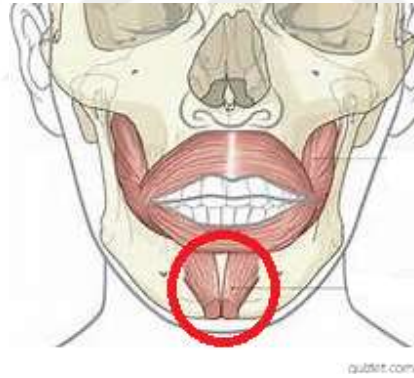
Sağ taraf kas	Maksimum gerilme (N)	Sol taraf kas	Maksimum gerilme (N)
Sağ anterior digastrik	50.0	Sol anterior digastrik	50.0
Sağ posterior digastrik	30.0	Sol posterior digastrik	30.0
Sağ geniohyoid	20.0	Sol geniohyoid	20.0
Sağ anterior mylohyoid	20.0	Sol anterior mylohyoid	20.0
Sağ posterior mylohyoid	20.0	Sol posterior mylohyoid	20.0

Anterior mandibulada diş eti, mukoza ve alt dudağın innervasyonunu mental sinir yapmaktadır. Mental sinir inferior alveolar sinirin devamı olup mandibulada mental forameninden çıkmaktadır. Mental foramen, birinci ve ikinci mandibular premolarlar arasındaki dikey düzlemde bulunmaktadır. Burada seyirinin terminal kısmında forameninden çıkarken posteriordan anteriora doğru loop yapar. Sinirin bu lokalizasyonu yapılacak osteotominin yeri ve açısı planlanırken dikkate alınmalıdır. Direkt sinir yaralanmasından kaçınmak için osteotomi foramenin en az 5 mm altında yerleştirilmeli ve eğik açı ile uygulanmalıdır (Guyuron B. ve Kinney B.M., 2011). (Şekil 2.3)



Şekil 2.3: Mandibula anatomisi.

Mentalis kası önemlidir, çünkü alt dudak ve çenenin tek elevatör kasıdır ve alt dudak için esas vertikal desteği sağlamaktadır. (Şekil 2.4) Mentalis kası ameliyattan sonra işlevsiz kalmışsa ya da tam olarak yeniden konumlandırılmamışsa bu durum ciddi estetik bozukluğa sebep olan çene ptozisi ya da "witch's chin"e ve dudak yetersizliğine neden olabilmektedir (Reddy ve ark., 2011).



Şekil 2.4 : Mentalis kası.

### 2.3. Genioplasti ve Ameliyat Teknikleri

Inferior border osteotomisi olarak da adlandırılan genioplasti mandibula anterioru ve gövdesindeki anormallikleri vertikal, transvers veya anteroposterior boyutlardaki formunun değiştirerek düzeltilmesi için uygulanan bir prosedürdür. Genioplasti tek başına veya diğer mandibular veya maksiller prosedürlerle birlikte uygulanabilmektedir (Proffit ve ark., 2003) (Precious ve ark., 2014).

Genellikle büyük ölçüde stabil bir operasyon yöntemi olarak görülen genioplastinin ilk tanımı, 1934'den Aufrecht'e kadar uzanmaktadır (Aufrecht, 1934). 1942'de Hofer, kadavrada bir ilerletme flebi (advancement flap) kullanarak ekstraoral bir yaklaşımla ilk çene augmentasyonunu gerçekleştirmiştir (Abadi ve Pour, 2015). 1957'de Hofer'in yöntemi 1957'de Obwegeser ve Trauner tarafından modifiye edilmiştir. Obwegeser, hasta için sıkıntı verici bir süreç olan vücudun başka bir bölümünden kemik almak yerine, intraoral yaklaşımla mandibulanın alt kısmından at nalı şeklinde bir kemik parçasını kesip öne kaydırarak ilerletmiştir. Trauner ve Obwegeser, çeneyi ilerletmek için intraoral yaklaşımı ilk açıklayan kişilerdir ve stabilite için sirkümmmandibular telleri kullanmışlardır. (Trauner ve Obwegeser, 1957).

Mandibular ilerletme planlamasında, çenenin ucunun şekli de ortodontik tedavi planlamasının bir parçası olarak değerlendirilmelidir. Çene yumuşak dokularının estetik planlaması yapılırken yumuşak doku pogonyonun (Pog') horizontal pozisyonu göz önünde bulundurulmalıdır. Ancak çenenin asıl şekli estetik açıdan daha önemlidir. Çene estetiğinde çenenin vertikal yüksekliği, alt dudak uzunluğu, alt dudak vermilion görünürlüğü, labiomental kıvrım, dudak-çene-boğaz açısı ve çene kurvaturu çene estetiğinde belirleyici faktörlerdir (J. P. Reyneke, 2003).

Bir genioplasti gerçekleştirirken insizyon, diseksiyon, osteotomi tasarımı ve fiksasyon önemli teknik unsurlardır (Troulis ve ark., 2000). Günümüzde çene ilerletmek için anterior labial sulkus yaklaşımı, genioplastide neredeyse evrensel olarak kullanılmaktadır (Trauner ve Obwegeser, 1957; Miloro ve ark., 2004; Reddy ve ark., 2011; Shaik ve ark., 2013).

Trauner ve Obwegeser tarafından özgün tanımından bu yana, teknik pek çok değişikliğe uğramış ve iyileştirilmiştir (Ferretti ve Reyneke, 2016). O günden bu yana,

simfiz, çeneyi ilerletmek, geri çekmek, genişletmek, daraltmak, uzatmak veya kısaltmak için yapılan mandibula alt kenarının osteotomisi için hem intraoral hem de ekstraoral olarak açılmıştır (Reddy ve ark., 2011).

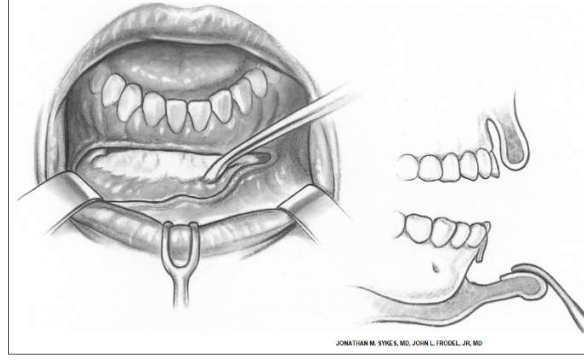
Genioplasti çok stabil bir prosedür olarak kabul edilmiş olmasına rağmen, diseksiyon tekniği, hareketin büyüklüğü, yumuşak doku degloving miktarı gibi yumuşak doku yanıtındaki değişikliği etkileyen birçok faktör vardır. Hareketli segmentin stabilitesi suprahiyoid kaslar ve perimandibuler bağ doku ataçmanları, kemik remodelingi ve rezorpsiyonu gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (Van Sickels ve ark., 1994).

### **2.3.1. İnsizyon ve Mental Kas Diseksiyonu**

Mandibular labial vestibüler insizyon, mukozadan birinci premolar ile kontra-lateral birinci premolar arasında yapılır ve yapışık dişeti mukozasının üst kısmında 3-4 mm yapışık dişeti bırakılır. Bu mukoza ve kasların suture edilmesi için önemlidir. Dişeti çekilmesini önlemek için de dişlerde yapışık dişeti bırakılmalıdır. Mental kas görüldükten sonra, kas lifleri oblik olarak kesilir ve çene ucunun tüm anterior kısmını açığa çıkarmak için mandibula alt kenarına kadar diseke edilir. Labiomental kasların insersiyonları özellikle mentalis kas, depressor anguli oris, depressor labii inferioris ve orbicularis orisin bir kısmı mümkün olduğunca korunmalıdır (Precious ve ark., 2014; Ferretti ve Reyneke, 2016).

Genioplastide osteotomi alanına uygulanan cerrahi yaklaşım, çenenin anterior kısmının neredeyse tamamının açılımını gerektirebilir. Sonuç olarak, mentalis kası ayrılmaktadır. Çene ptozisi gibi istenmeyen etkilerden kaçınmak için mentalis kasının yeniden dikkatlice yaklaştırılması önerilmektedir (Chaushu ve ark., 2001). (Şekil 2.5).

Ferretti ve Reyneke'e (2016) göre periostun diseksiyonu esnasında periost devamlılığının korunması ve çene kemiğinin tamamen açığa çıkarılmaması beklenmeyen yumuşak doku değişikliğini önlemede önemlidir.



Şekil 2.5 : Genioplasti flep dizaynı.

Genioplasti cerrahi yaklaşımında en önemli kas mentalis kasıdır. Diğer çene kasları çenenin diseksiyonu sırasında kesilmez ve bu nedenle periost yerini alındıktan sonra orijinal pozisyonlarına geri dönmektedirler. Ancak diseke edilen mentalis kası ameliyattan sonra tam olarak yerine konumlandırılmaz yada işlevsiz kalırsa, çene ptozisi ve muhtemel dudak yetersizliği sonucu son derece estetik olmayan sonuçların çıkabileceği ve buna ek olarak duyusal bir hasar da var ise bu durumu daha da karmaşık hale getirebileceği bildirilmiştir (Chaushu ve ark., 2001).

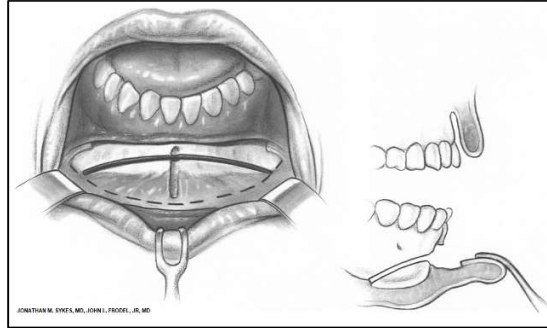
İlerletilen fragmanın alt yüzeyine yapışmış olan kas ve periosteal ataşmanlarla, alt sınır segmenti (lower-border segment) serbest kemik grefti değil, kendi kan desteğini taşıyan bir "flep" tir. Sonuç olarak, çoğu vakada yumuşak dokularda büyük bir gerilme yoksa anterior-posterior olarak az bir resorpsiyon oluşmaktadır. Bu alt segmentin kendi bağlı kas sistemiyle ilerletilmesiyle submental bölgede platismanın posteriora çekişi boyunca ve yapılan face-lift ile zayıf çeneli ve submental yağ dokusu fazla olan hastalarda çene görünümünde önemli bir düzelme olacaktır (Wolfe, 1981; Park ve ark., 1989). Büyük bir ilerletme yapıldığında ve ilerletilmiş genial segmentteki geniş musculo-periosteal pedikül flep korunursa, suprahyoid kas yapısının aşırı gerilmesi beklenebilir (Polido ve ark. , 1991).

### 2.3.2. Osteotomi

Her ne kadar dental ve iskeletsel ilişkiler cerrahiye olan endikasyonu belirleyen en güçlü göstergeler olsa da maksillo-mandibuler kompleksin deformitelerini ve anomalilerini düzeltmek için yapılan osteotomiler yumuşak dokuların şeklini ve

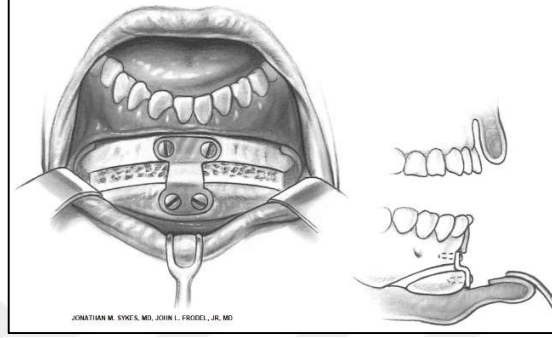
konumunu da değiştirmektedir (Reddy ve ark., 2011). Osteotominin inferior sınır ve oklüzal düzleme göre oryantasyonu ve açısı, genial segmentin hareket yönünü ve alt mandibular sınırın post-operatif konfigürasyonunu belirlemektedir. Oklüzal düzleme paralel bir osteotomi, çeneyi kısaltmaksızın ve alt sınır düzensizliği yapmaksızın genial segmentin ilerletilmesine izin vermektedir. Ayrıca kama şeklinde kemik çıkararak veya bir kemik grefti yerleştirerek, çene alt sınır morfolojisi üzerinde olumsuz etki yapmadan dikey olarak kısaltma veya uzatma işlemleri yapılabilmektedir (Troulis ve ark., 2000). Osteotomiler döner aletler, titreşimli testere (oscillating saw) veya piezosurgery cihazı ile yapılabilmektedir. Piezosurgery, sinir ve vasküler yapıların yakınında tercih edilen yöntem olmasına karşın, üç varyant da operasyonun her bir farklı bölümleri için aynı cerrahi prosedür içerisinde kullanılabilir. Titreşimli testerenin avantajları, osteotominin kısa sürmesi ve osteotominin minimal aralığıdır. Bununla birlikte, komşu vital yapıların seçici olmayan kesme işleminde zarar görme riski vardır (Abadi ve Pour, 2015). Mental sinirler, mental foramenden çıkmadan önce kemik içinde aşağıya doğru loop yaptığı için osteotomi marjini buradan 5mm aşağıda olması gerektiği bildirilmiştir (Precious ve ark., 2014).

Çene orta çizgisi üst segmentte işaretlenir ve doğru yeniden konumlandırma için bir rehber nokta olarak genial segmente doğru devam etmelidir. Cerrah daha fazla rehber yer işareti isterse (genellikle çene asimetrisinin düzeltilmesi gerektiğinde) bunlar orta hattın iki yanında yer alabilir. Osteotominin ardından 4 ila 6 mm'lik ince bir keski ile önceden kesilmiş aralık mandibula kenarının eksternal dijital palpasyonu yardımıyla tamamlanır. Osteotomi tamamlandıktan sonra, inferior segment ameliyat öncesi sefalometrik planlamaya göre ilerletilir. (Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Genioplasti osteotomi dizaynı.

Yeniden konumlandırılmış genial segment, kemik vidaları ve çene plakları ile mandibulanın gövdesine sabitlenir. (Şekil 2.7) Ayrılmış mandibular kenarın lingual kısmı , lingual periost ve lingual arterin terminal dalları yoluyla iyi beslenen kaslara bağlı kalmaktadır. Repozisyon ve plak tespiti yapıldıktan sonra, kemik kenar ve basamakları bir drille düzeltilebilir veya ksenojenik veya alloplastik augmentasyon materyalleri kullanılarak doldurulabilir (Reddy ve ark., 2011; Abadi ve Pour, 2015).



Şekil 2.7 : Genioplasti fiksasyonu.

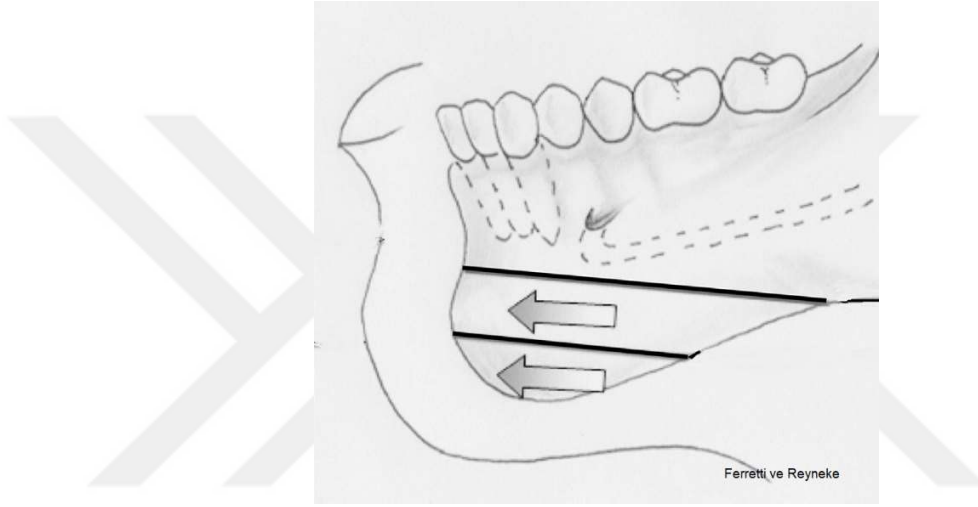
Sadece anterior augmentasyon veya çene redüksiyonu için, osteotomi yatay bir düzlemde yapılmalıdır. Osteotominin yüksekliği, mental bölgenin şeklini ve labiyomental sulkusun derinliğini etkilemektedir. Bununla birlikte, osteotominin açısı değiştirilerek, genial segmentin yukarı doğru (çeneyi ilerletirken) veya aşağıya doğru (genial segmenti geri getirirken) kaydırılması vertikal boyutu etkilemektedir. Osteotominin kanin dişin kök apeksinin ve mental foramenin en az 5 mm altında yapılmasına özen gösterilmelidir. Osteotominin mandibulanın alt kenarı boyunca devam etmesi sağlanmalıdır. Yüksek bir açıyla yapılan ilerletme genioplastisi çene yüksekliğini düşürecektir ve setbek (geri alma) prosedüründe ise tam tersi olacaktır. Nihai çene şekli intraoperatif olarak değerlendirilebilmektedir (Ferretti ve Reyneke, 2016).

Downfraktür edilen segmentin vaskülaritesini korumak için geniş bir yumuşak doku ataçmanı arka ve alt kısımda muhafaza edilirse distal kemik segmente kan akışı sürdürülür ve böylece tekniğin çok yönlülüğü ve güvenilirliği daha belirgin hale gelmektedir. Bell ve Gallagher'e (1983) göre iyileşme, distal segmente yumuşak doku ataçmanları ile kan dolaşımının sürekli olarak sağlanması halinde optimaldir. Bu yöntemle distal segment

minimum avasküler nekroz tehlikesi ile osteomize edilebilmektedir (Edwards ve ark., 2000).

### 2.3.2.1. Antero-Posterior Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi

Sadece antero-posterior düzlemde çene ucu ilerletmesi ya da redüksiyonu istendiğinde osteotomi horizontal düzlemde yapılmalıdır. Osteotomi hattının yüksekliği mental bölgenin ve labiomenal oluğun derinliğini belirlemektedir. Osteotomi açısı ise fragmanın öne yada arkaya alınmasıyla vertikal yüksekliği değiştirmektedir. (Şekil 2.8)



Şekil 2.8 : Antero- Posterior düzlemde horizontal osteotomi.

### 2.3.2.2. Vertikal Düzlemde Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi

Vertikal düzlemde çene yüksekliği artırılabilir yada azaltılabilir.

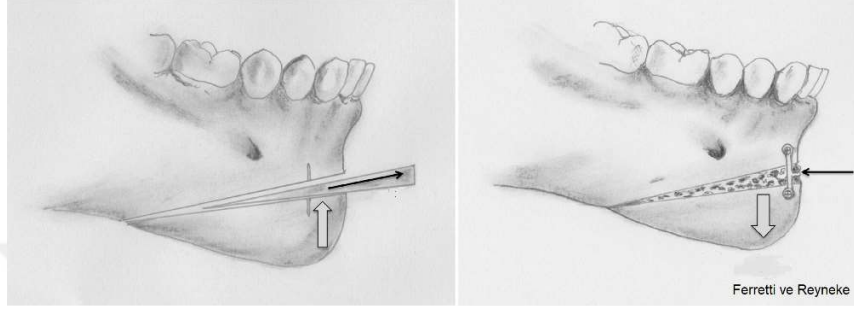
#### 2.3.2.2.1. Vertikal Redüksiyon

Genial segmentte iki osteotomi yapılarak önceden belirlenen miktarda kemik segmenti çıkarılmaktadır. Genial segment superiora repoze edilerek fikse edilmektedir. Aradan çıkarılacak kemik segmenti hesaplanarak osteotomi yapılmaktadır.



### 2.3.2.2.2. Vertikal Augmentasyon

Osteotomi ile genial segment hareketlendirilmektedir. Üst segmente iki adet düz plak ya da tek H yada X genioplasti plağı vidalanmaktadır. Alt segment planlanan şekilde inferiora konumlandırma teli ile repoze edilerek defekt greftlendikten sonra plaklar genial segmente vidalanmaktadır. (Şekil 2.9)



Şekil 2.9 : Vertikal Redüksiyon ve Augmentasyon.

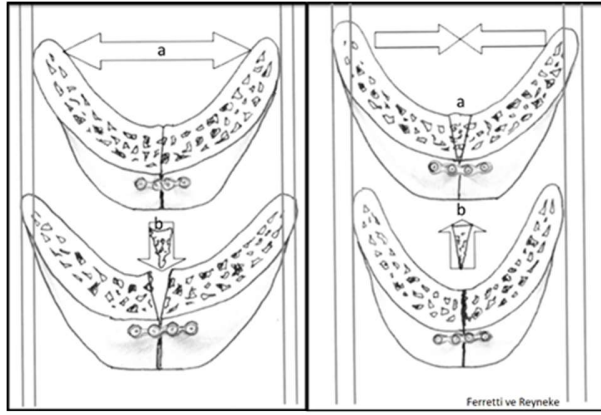
### 2.3.2.3. Tranvers Düzlemde Çene Deformitelerinin Düzeltilmesi

#### 2.3.2.3.1. Çene Ucu Posterior Açısının Genişletilmesi

Önce horizontal osteotomi yeri işaretlenmektedir. Sonra genial segmenti ortalayacak şekilde düz plak yerleştirilmelidir. Daha sonra dikey olarak yapılacak osteotomi belirlenmektedir. Osteotomiden sonra plak fulkrum hattı olacak şekilde fragmanlar genişletilmektedir. Araya greft konarak fiksasyon yapılmaktadır.

#### 2.3.2.3.2. Çene Ucu Posterior Açısının Daraltılması

Posterior genişletme ile aynı teknikle yapılmaktadır. Genial segment ve merkez osteotomisi yapıldıktan sonra aradan üçgen bir kemik parçası çıkarılmaktadır. Ardında genial segmentler mediale büküldükten sonra plakla menteşe gibi fikse edilmektedir. (Şekil 2.10)



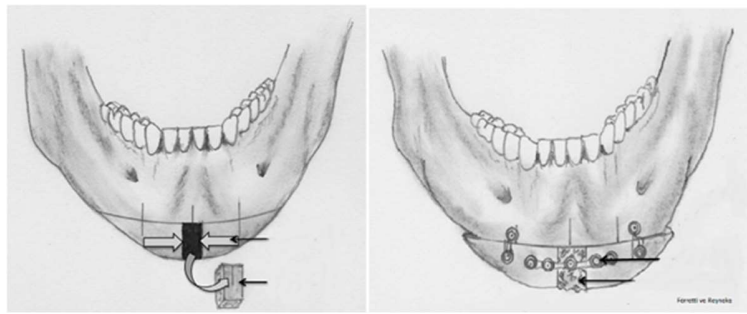
Şekil 2.10 : Çene posterior açı osteotomileri.

### 2.3.2.3.3. Çene Ucu Ön Açısının Daraltılması

Horizontal ve vertikal osteotomilerden sonra önceden planlanan miktarda kemik fragmanı orta hattan çıkarılmaktadır. Rehber referans noktalara göre yan segmentler mediale kaydırılmaktadır. Segmentler orta hatta birbirlerine ve mandibulaya (üst segmente) plaklarla fikse edilmektedir.

### 2.3.2.3.4. Çene Ucu Ön Açısının Genişletilmesi

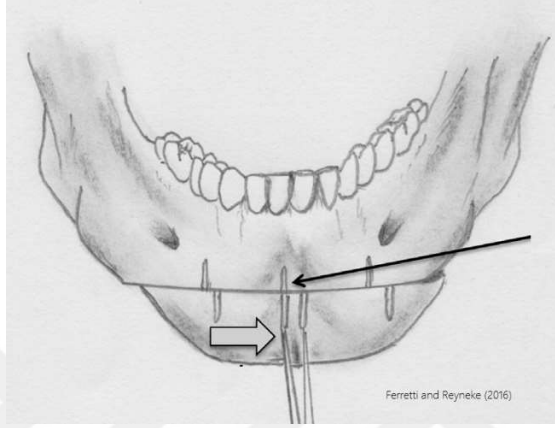
Osteomize edilen genial segmentin orta hattı osteomize edilerek segmentlerin laterale hareket ettirilmesiyle planlanan miktarda genişletme yapılabilir. Orta hattaki defekt kemik grefti ile doldurulur ve aradaki greft ve genial segmentler fikse edilmelidir. (Şekil 2.11)



Şekil 2.11 : Çene anterior açı osteotomileri.

### 2.3.2.3.5. Transvers Asimetrinin Düzeltilmesi

Çene ucu segmentinin ne kadar ve ne tarafa kaydırılacağı antero-posterior sefalometrik grafilelerle belirlenmektedir. Simetriyi sağlayacak kaydırma miktarı için referanslar noktaları işaretlenir. Horizontal osteotomi yapılır segment referans noktalarına göre hareketlendirilerek 2 adet trikortikal vidayla fiks edilir. (Şekil 2.12)



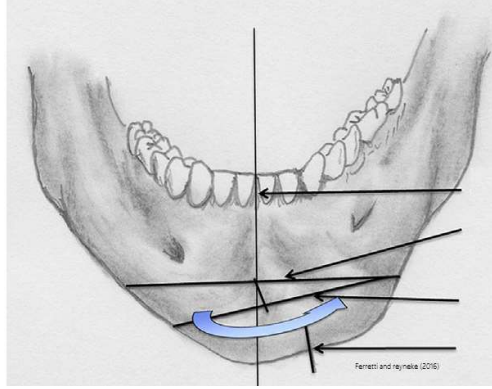
Şekil 2.12 : Asimetri osteotomisi.

### 2.3.2.3.6. Çene Ucu Altsınır Eğiminin Düzeltilmesi

Çenenin alt sınır eğimi bazen mandibuler asimetriye neden olabilmektedir. Bu kant tek taraflı redüksiyon, tek taraflı greftleme ya da ikisinin kombinasyonu şeklinde tedavi edilir. Burada çene yüksekliği hangi metodun kullanılacağını belirlemektedir.

### 2.3.2.3.7. Propeller Osteotomi

Daha büyük miktarda olan asimetride tercih edilir. Genellikle unilateral kondiler hiperplazi vakalarında endikedir. İlk osteotomi çenenin alt sınırına paralel yapılır. Superiordaki osteotomi ise horizontal düzleme (genellikle interpupiller düzleme) paralel yapılır. Aradan çıkarılan üçgen segment 180° döndürülerek segmentler fiks edilir. (Şekil 2.13) (Guyuron B. ve Kinney B.M., 2011; Ferretti ve Reyneke, 2016).



Şekil 2.13 : Propeller osteotomisi.

#### 2.4. Yara Yeri Kapatılması

Genioplastiyle ilgili yumuşak doku değişikliklerinin öngörülebilirliği, çene diseksiyonu miktarına ve kapatma yöntemine bağlıdır. Her zamanki gibi, mukoza, alt dudağın kısılmasını önlemek için kullanılan devamlı dikiş ve minimum mukoza ile kapatılmalıdır. Fiksasyondan sonra, kas ve mukozayı tam yaklaştıran rezorbe edilebilen dikişlerle yara yeri çok katmanlı kapatılır. Yara yerinin iki katmanlı kapanması için periost, kas ve submukoza resorbe olan suturla insize edilen mukoza da ipek suturla kapatılır (Edwards ve ark., 2000; Reddy ve ark., 2011).

Çoğu durumda, drenaj gerekmez, ancak küçük bir dren submental bölgeye konup ertesi gün kaldırılabilir. Yeniden konumlandırılmış yumuşak dokuları stabilize etmek için ve aşırı şişme ve hematoma oluşumunu önlemek için dışarıdan basınçlı sargı ile çene beş gün süreyle muhafaza edilmelidir (Troulis ve ark., 2000).

#### 2.5. Komplikasyonlar

Genioplasti işleminde prosedür süresince farklı aşamalarda birtakım komplikasyonlar gelişebilmektedir. Bunlar;

1. Yara yeri açılması ve enfeksiyonu
2. Hematom
3. Diş devitalizasyonu
4. Diş köklerinin açığa çıkması

5. Sinir duyu kaybı
6. Yumuşak doku sarkması
7. Asimetri
8. Aşırı yada yetersiz düzeltme
9. Alt dudağın çekilmesi olarak sıralanabilir (Guyuron ve Kadi, 1997).

## **2.6. Fiksasyon**

İlerletme genioplastisi, sadece minor relapslar görülen güvenilir bir ameliyattır. Yeniden konumlandırılmış genial segmentin fiksasyonu tel osteosentezi veya rijit fiksasyon (RF) ile sağlanabilmektedir. Plaklar ve vidalar güvenli, kolay ve hızlı uygulanabilmesi nedeniyle daha popülerdir (Erbe ve ark., 2011; G. Lee ve ark., 2014)

Yeniden konumlandırılmış genial segmentin fiksasyonu ya osteotominin özel dizaynları ve tel ligatürlerin kullanımıyla ya da rigid fiksasyon sistemleriyle yapılabilmektedir. Her iki yöntem de fiksasyon açısından etkilidir ancak metal plaklar ve vidalar; güvenilirliği, çeşitli konfigürasyonları, vida uzunlukları ve aynı zamanda kolay ve hızlı uygulanabilme özellikleriyle popüler ürünler olarak ortaya çıkmaktadır (Precious ve ark., 2014) (Edwards ve ark., 2000).

### **2.6.1. Fiksasyon Tarihçe**

Ortognatik cerrahinin tarihsel gelişimi içinde, başlangıçta osteotomi hattının iyileşmesi amacıyla tel ile tespit ve maksillo mandibuler fiksasyon (MMF) kullanılmıştır (Nemeth ve ark., 2000). Bu vakalarda, stabilizasyonun korunabilmesi amacıyla 6-8 hafta boyunca MMF uygulanmaktaydı. Mandibuler osteotomiler sonrası iyileşmeyi hızlandırmak, normal fonksiyonlara erken başlamak ve relapsları azaltmak amacı ile ilk kez Spiessel 1974'te bikortikal vida ile rijid fiksasyonu tarif etmiştir (Joss ve Vassalli, 2008). Zamanla kullanılan plakların içeriği değişerek titanyum alaşımli plaklar kullanılmaya başlanmıştır. Son dönemdeki gelişmelerin ışığında polilaktik asit ve poliglikolik asit içerikli, rezorbe olabilen plakların kullanımı ile ilgili çalışmaların sayısı da artmaktadır (Seküçoğlu L. T., 2006).

Geçmişte ilerletilmiş genial segmentler geleneksel olarak tel osteosentezi ile stabilize edilmiştir. Araştırmalar bu yöntemin iyi bir stabilite sağladığını göstermiştir. Kirschner telleri ve Steinman pinleri de kullanılmış ve bunların da iyi bir stabilite yaptığı düşünülmektedir. Kemik plak osteosentezi ve vida fiksasyonu da günümüzde yaygın olarak kullanılan diğer stabilizasyon yöntemleridir (Shaik ve ark., 2013).

Maksillofasiyal bölgedeki ilk kemik plak fiksasyonunun 1917'de Alman genel cerrah Soerensen tarafından yapıldığını öğrenmek ilginçtir. Parçalı bir mandibular kırığı stabilize etmek için altın bir alyans yüzükten dönüştürülen küçük bir plak yapıp kullanmıştır. Bu yöntem yeniden keşfedilene kadar 50 yıl geçmiş ve 1960'ların sonunda İsviçre osteosentez grubu AO, ilk kez, mandibula için küçük kemik plakları geliştirmiştir; bunun yanında ekstremiteler için büyük bir plak ve vida koleksiyonu geliştirilmiştir. Ancak, bu rigid osteosentez prensiplerinin ortognatik cerrahide uygulanmaya başlanması 10 yıl daha almıştır (Steinhäuser, 1996).

Korozyona karşı oldukça dirençli implant materyalinin (vitallium, titanyum) ve karmaşık yüz iskeletinin farklı alanlarında kullanılmak üzere yeterli boyuttaki plak sistemlerinin geliştirilmesi, kraniomaksillofasiyal cerrahide rijid fiksasyona büyük derecede katkıda bulunmuştur (H-G Luhr, 2000).

Spiessl 1974'de mandibulanın sagittal split osteotomilerinde stabilizasyon için 2 kompresyon vidasını uygulayan ve tavsiye eden ilk kişi olması muhtemeldir (Steinäuser, 1982).

1982'de Steinhäuser, Spidell'in tekniğini modifiye ederek mandibulada sagittal split osteotomi fiksasyonu için 3 kemik vidası uygulamıştır. Bu yöntem aynı zamanda mandibular ilerletme (mandibular advancement) vakalarında başarıyla kullanılmıştır (Steinäuser, 1982).

Ortognatik cerrahide plaklar mandibular osteotomilerde fiksasyon için yaygın olarak kullanılmasına rağmen fiksasyonun stabilitesi ortognatik cerrahide halen önemli bir unsurdur. Titanyum plaklar ve vidalar güvenilir stabilizasyon ve düşük komplikasyon oranları ile güvenilir olmasıyla ilgili önemli kanıtlar göstermektedir (Paeng ve ark., 2012).

Hem segmental stabilite hem de optimum kemik birleşimi elde etmek için genioplastide rijit internal fiksasyon (RIF)'in kullanılması özellikle inferior kemik

segmentinin fazla miktarlarda ileri alınmasında önerilmektedir. İdeal olarak, genioplastide RIF, kemik iyileşmesini destekler, segmental hareketliliği önler ve çenenin cerrahi olarak değiştirilmiş morfolojisi ve fonksiyonunun uzun süreli adaptasyonunu engellemektedir (Precious D.S. ve ark., 1992).

Rigid fiksasyon kullanımının, büyük çene ilerletmelerinde veya çenenin üç boyutlu olarak repoze edildiğinde büyük teknik avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir. Vida osteosentezine göre daha az zaman alıcıdır ve transvers edilen segmentin daha doğru konumlandırılmasını sağlayabilmektedir (J. Reyneke ve ark., 1997).

Biyolojik olarak parçalanabilen plaklar ve vidalar insan vücudunda zamanla bozunurlar ve metalik sistemler ile ilgili sorunları azaltır veya ortadan kaldırmaktadırlar. Bu maliyet, hasta konforu, sağlık hizmeti kalitesi ve plağın çıkarılmasından kaynaklanan komplikasyon riski açısından caziptir (Buijs ve ark., 2012). Osteosentez için rezorbe olan sistemlerin kullanımı maksillofasiyal cerrahide giderek artmakta ve başarıyla kullanılmaktadır. Le Fort I ve genioplasti osteotomileri testlerinde umut verici sonuçlar alınmıştır (Ferretti ve Reyneke, 2002). Poli-L-laktid (PLLA) plak ve vidalar, kemik iyileşmesi döneminde gerekli stabilite ve stres transferini sağlayabileceği ileri sürülerek ve daha sonra kemik yapısal bütünlüğünü geri kazandıkça yavaş yavaş bozunabileceği öngörülmektedir (Shetty ve ark., 1997). Bununla birlikte birçok cerrah maliyeti, uzun ameliyat süresi, belirsiz stabilite ve enfeksiyon riski nedeniyle ortognatik hastaları için rezorbe olabilen sistemleri kullanmakta tereddüt etmektedir (Paeng ve ark., 2012).

### **2.6.2. Tel Osteosentezi**

İlerletilmiş genial segment önceleri daha çok tel osteosentezi ile stabilize edilmiştir (Shaik ve ark., 2013). 0.04 mm ölçülü üç paslanmaz çelik tel, üst fragmanın ön kenarında ve alt fragmanın arka sınırında yapılan deliklerden geçirilerek osteotominin eğime bağlı olarak 10 ila 15 mm ilerletme yapılabildiği ileri sürülmektedir (Wolfe, 1981). Genial segmenti stabilize etmek için circumandibular ve intraosseöz teller başarıyla kullanılmıştır. Hem tatminkar hem de ucuz olması sebebiyle tel fiksasyonu savunulmuştur (Troulis ve ark., 2000).

Yeniden konumlandırılmış genial segmentin muhtemel instabilitesi üzerine yapılan bir çalışmada (1991), interosseöz teller yada vidalarla fiksasyonlardan alınan immediyat

postoperatif ve takip sefalograflar üst üste bindirilerek karşılaştırılmıştır. Tellerin veya vidaların hareketsiz olduğu varsayılarak, takip periyodunda genial segment instabilitesi görülmemiştir. Pogonyonun immediat ve uzun dönem takibi sonucu görülen belirgin yer değişikliğinin, osseöz rezorpsiyonun bir sonucu olduğu savunulmuştur (Polido ve ark., 1991).

Bununla birlikte tel osteosentezi daha ucuz olsa da tel fiksasyonu rigid fiksasyona kıyasla daha az stabildir. Ayrıca tel fiksasyon tekniği ile büyük ilertlemeler mümkün değildir. Tel fiksasyon ile mümkün olan toplam ilerletme miktarının çene ucu korteksinin toplam kalınlığı miktarında olması gerektiği belirtilmiştir. Bunun ötesinde bir ilerletmenin tel fiksasyon tekniği ile mümkün olmadığı ve meydana gelecek final ilerletme miktarının ön görülemez olduğu bildirilmiştir. Tel fiksasyon tekniği, plak tespiti kadar basit değildir. Yumuşak dokunun daha az olduğu hastalarda plaklar palpe edilebilir hale gelmesi muhtemel olduğunda tel fiksasyon düşünülebileceği ileri sürülmüştür. Geniş ilerletmelerin endike olduğu durumlarda, tel fiksasyonunda, özellikle hareket karmaşık ve asimetrik ise, rigid fiksasyonun daha yararlı olacağı, tel fiksasyonunun yetersiz kalabileceği belirtilmiştir (Shaik ve ark., 2013).

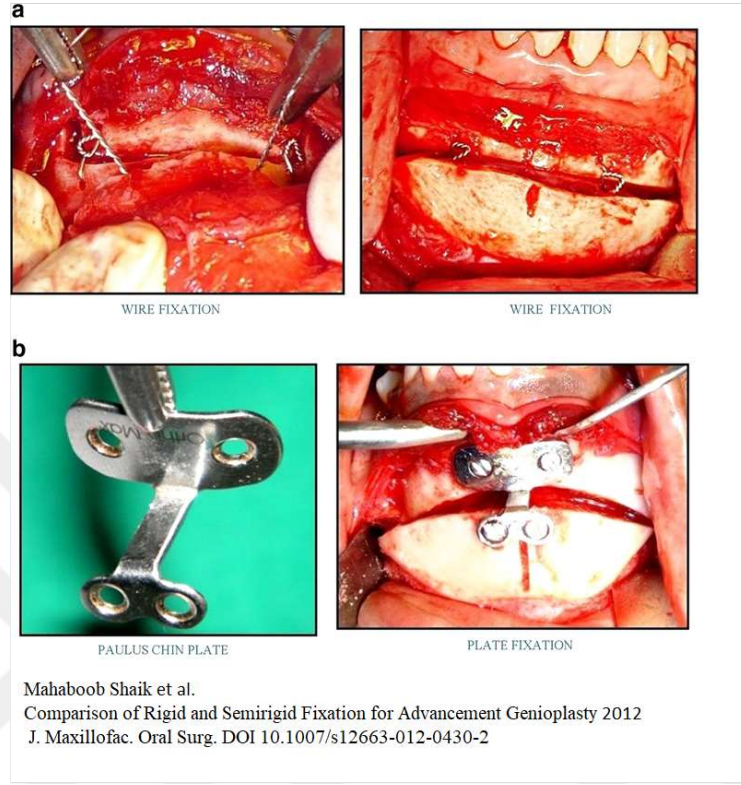
### **2.6.3. Rijid Fiksasyon ve Çeşitleri**

Rijid fiksasyon, yüz iskeletinin üç boyutlu rekonstrüksiyonuna izin vermektedir. Kırık tedavisinde ve ortognatik cerrahi osteotomilerinde, post operatif yapılması gereken dental ark barlı maksillo-mandibular fiksasyona olan ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır. Rijid plak ve vida fiksasyonu, Hamburglu cerrah Carl Hansmann'ın kendi geliştirdiği vida-plak sistemini tanıtmaya ve deneyimlerini paylaşmasıyla 1886'da başlamıştır. Ekstremité kırıklarının yanı sıra Hansmann, tedavi ettiği iki çene kırığı vakasını da raporlamıştır. Bu nedenle, Hansmann, maksillofasial cerrahide rijid plak fiksasyonunun ilk temsilcisi kabul edilmektedir (H-G Luhr, 2000).

Bütün vakalarda çene telle, mini plak veya vidalar ile rigid bir şekilde sabitlenmelidir. Başlangıçta, osteotomi segmentlerini stabilize etmek için telleme prosedürleri kullanılmış olsa da post-operatif relaps, rezorpsiyon ve remodeling endişe oluşturan unsurlar olduğu için cerrahi sonrası relaps oranını azaltmak için rigid fiksasyon teknikleri geliştirilmiştir (Shaik ve ark., 2013). (Şekil 2.14) Bu sistemlerin en önemli



avantajı postoperatif MMF'a ihtiyacın kalmamasıdır. Rigid fiksasyonla beraber ortognatik cerrahide devrim olmuştur (Rosen, 1986; H-G Luhr, 2000).



Şekil 2.14 : a) tel osteosentezi b) plak osteosentezi.

Plak ve vidaların uygulanması oldukça hızlı ve kolaydır. Kemik segmentlerin stabilizasyonu çok daha güvenilir olmuştur. Osteotomi işlemlerinden sonraki kritik postoperatif evrede intermaksiller fiksasyona ihtiyaç duyulmadığı için hasta için daha az tehlike oluşturur ve hastanın konforu daha fazladır. Ağız açılabilir haldedir, temizlenebilir ve hava yolu kolaylıkla kontrol edilebilmektedir (Steinhäuser, 1996; Lešić ve ark., 2012). Çenelerin minimum veya hiç hareketsiz kılınması segmentlerin stabil olmasına, post-op oral hijyenin kolay sağlanmasına hastaların daha çabuk fonksiyon gösterebilmelerine, günlük faaliyetlerine ve iş yaşamlarına daha erken dönmelerine olanak tanımaktadır (Van Sickels ve Richardson, 1996; Edwards ve ark., 2000).

Ancak metallerin rigiditesi ( $E = 100-200$  GPa), kemikten ( $E = 10-20$  GPa) çok daha fazla olduğu için sıklıkla stres konsantrasyon fenomeniyle ilişkilidirler ve bu da kemik kütlesinde kayıplara, atrofiye ve osteopeniye neden olabilmektedir. Bu özellikle ağırlık

taşıyan kemiklerde kemik ve implant kırıkları riskini artırmaktadır. Bunun nedeni rijit fiksasyonun iyileşen kemikte, kemik yapısını güçlendirmek için fizyolojik olarak etkili olan ve gelmesi gereken doğal kuvvetleri engellemesidir. Bununla birlikte, kuvvet taşımayan kemiklerde, böyle bir sorunun klinik önemi araştırılmaya devam edilmektedir. Bu sorunu çözmek için alternatifler önerilmiş ve semi rigid fiksasyon için öneriler geliştirilmiştir (Ashammakhi ve ark., 2003).

Metal plaklar iyi derecede biyouyumluluk ve mekanik özellikler sunmaktadırlar fakat aşırı duyarlılık ve yabancı cisim reaksiyonlarına, vidaların veya plakların migrasyonuna, büyümenin kısıtlanmasına ve radyografik obstrüksiyona, enfeksiyona veya metalin alınmasını gerektiren diğer anormal doku tepkilerine neden olma gibi sakıncaları vardır. Ayrıca; skar dokusunda titanyum parçacık kalıntılarını ve komşu lenf düğümleri ve akciğer içine migrasyonu gösteren vakalar rapor edilmiştir (Weingart ve ark., 1994). Bazı hastalar rahatsızlık duymaları ve başka birtakım nedenlerle plakların çıkarılmasını istemektedir. Bu gibi durumlarda komplikasyonların ve metalin çıkarılması için ikinci bir operasyona olan ihtiyacının azaltılması için, biyolojik olarak parçalanabilen malzemeler fiksasyon için daha sık kullanılmaya başlanmıştır (Weingart ve ark., 1994; Edwards ve Kiely, 1998; Sarkarat ve ark., 2012; G.-T. Lee ve ark., 2014)

### **2.6.3.1. Mini Plaklar**

Önce mandibular kırıkların daha sonra da orta yüz kırıklarının tedavisinde monokortikal mini plaklarla farklı tedavi prensipleri Michelet ve Champy tarafından tanıtılmıştır (H-G Luhr, 2000).

Mini plakların bilateral sagittal split osteotomisinde kullanımı Rubens ve ark. (1988) tarafından yapılmıştır.

Mini plaklar kullanılarak yapılan internal fiksasyon, vidalarla kemiğe tutturulan ve kemik-vida arayüzü vasıtasıyla canlı kemiğe tutturulmuş bir plakdan oluşan sistem olarak tarif edilmektedir. İskeletsel relapsı önlediği ve kemik fragmanlar arasında stabiliteyi sağladığı için şu an rutin olarak kullanılmaktadır ve özellikle mandibuler kırıklarda en çok tercih edilen sistem haline gelmiştir (Korkmaz, 2007).

Mini plakların kullanım avantajı, kırık parçaların postoperatif deplase olma riskini azaltarak enfeksiyon ve kaynamama (nonunion) için büyük bir predispozan faktör olan,

gerekli stabilitenin temin edilmesidir. Ayrıca, mini plaklar mandibula kırıklarında vital yapılara dikkat edilerek mandibulanın tüm noktalarına uygulanabilmektedirler. Diğer avantajları, kolay bir şekilde taşınması, external bir insizyonu gerektirmemesi, potansiyel sinir hasarının ortadan kaldırılması, kırık hatlarının yaklaşımının ve okluzal ilişkilerin eşzamanlı gözlemlenmesi ve intermaksiller fiksasyon ve komplikasyonlarının ortadan kaldırılması olarak bildirilmiştir (Korkmaz, 2007). (Şekil 2.15)

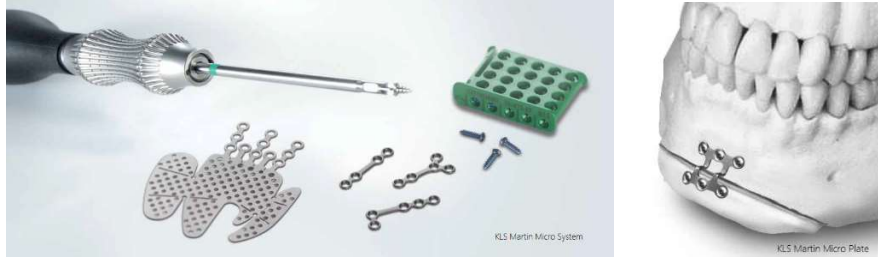


Şekil 2.15 : Titanium mini plak sistemi.

#### 2.6.3.2. Mikro Plaklar

Genel olarak ortopedik cerrahinin etkileri nedeniyle maksillo fasiyal cerrahide mandibular ve maksiller kırıkların ve osteotomilerin rigid fiksasyonu için nispeten büyük plaklar ve vidalar geliştirilmiştir. Bu alanlar, büyük kas traksiyonuna ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalan güçlü kemikleri içermekte ve kemik iyileşmesi tamamlanıncaya kadar bu kuvvetlere dayanabilecek büyük plakları zorunlu kılmaktadır. Çok ince kemiklerin bulunduğu kraniyofasiyal iskeletin bazı anatomik bölgelerinde ise yaygın olarak kullanılan plak sistemleri nispeten büyük görünmektedir. Oldukça ince kemik alanları bulunan karmaşık yüz iskeletinde travma ve korrektif iskelet cerrahisinde yeterli üç boyutlu rijitliği sağlamak ve aynı zamanda üstteki yumuşak dokularda minimum düzeyde etki oluşturmak için, çok küçük plaklar ve vidalar ile bir mikro fiksasyon sistemleri geliştirilmiştir. Prospektif endikasyon alanları naso-etmoidal ve orbital bölgeler ile bebeklerde kraniyofasiyal cerrahidir. Devam eden klinik çalışmalarla nörocerrahi ve el

cerrahisinde olduğu gibi maksillofasial cerrahide de başka endikasyonların çıkacağı düşünülmektedir (Hans-Georg Luhr, 1988).



Şekil 2.16 : Titanyum mikro plak sistemi

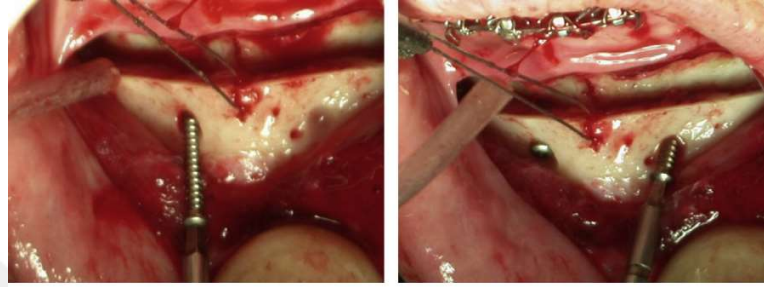
Bununla birlikte, kırılmış veya osteotomize edildiğinde bu kemikler güvenilir, emniyetli bir üç boyutlu fiksasyona ihtiyaç duymaktadırlar. Burdan yola çıkılarak, alışılmış plak sistemlerine kıyasla daha küçük boyutlara sahip mikro sistem plak ve vidalar geliştirilmiştir.(Şekil 2.16) Mikro sistemlerin ana endikasyonlarından biri bebek kraniofasial cerrahisidir. Plak delikleri ve düz vida havşaları çok düşük plak-vida profili oluşturmaktadır. Plak delikleri arasındaki bağlantı barlarının özel tasarımı, alaşımın uyarlanabilirliği ile birleşince, plağın delikleri deforme olmadan uygulanan üç boyutta da kontrolülenebilir implantlar elde edilmiştir. Dolayısıyla plaklar, orta yüz ve kafatasının en kompleks iskelet yapılarında bile kemik yüzeyine adapte edilebilmektedir (H. G. Luhr, 1990).

### 2.6.3.3. Vidalar

Vida fiksasyonu yöntemleri ilk olarak sternum ve dirsek fraktürü olan hastalarda Fransız bir cerrah grubu tarafından tanımlanmıştır. Bu kırık kemikleri tel ile bağlama prosedürüne göre fiksasyonda büyük bir ilerleme demek ve kırıklara uygulanan tam bir interfragmantal fiksasyon olmuştur (Lešić ve ark., 2012).

Bikortikal mini vida fiksasyonu SSRO fiksasyonunda halen dayanıklılık ve uygulanabilirlik açısından kabul görmektedir. Farklı lokasyon, açılama ve maksimum kemik kontağı sağlanması ile birçok farklı konfigürasyonda kullanılabilmektedir (de Molon ve ark., 2011)

Molon ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada mandibulanın sagittal osteotomilerinde 1.5 mm mikro vidaların klinik kullanımını desteklemekte ve inferior alveoler sinir hasarı riskini azalttığını raporlamışlardır. Fonksiyonel kuvvetlere karşı gösterilen stabilitenin ve direncin vida çapından çok vida yerleşim geometrisinden etkilendiğini dolayısıyla daha yüksek çaplarda vidaların gereksiz olduğunu bildirmişlerdir (Obeid ve Lindquist, 1991)



Şekil 2.17 : Titanyum vida fiksasyonu

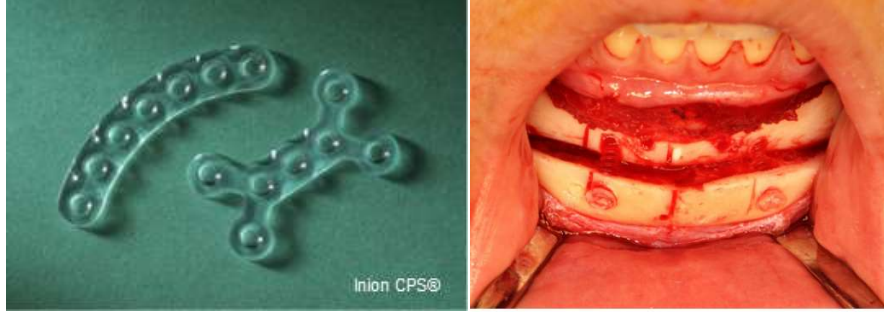
Birçok çalışma, bikortikal vida fiksasyonunun monokortikal plak fiksasyonuna göre daha katı ve deformasyona daha az yatkın olma eğiliminde olduğunu göstermiştir (Anucul ve ark., 1992; Chung ve ark., 2008).(Şekil 2.17)

## 2.7. Biyorezorbe Olabilen Fiksasyon

Bu sistemler, cerrahi kemik fiksasyonu için 1960'lı yıllarda keşfedilmiştir. Başarısızlıkları, düşünme ve geliştirilmesinde değişiklikleri izleyerek dayanıklılığı ve biyouyumunda iyileşmeler sağlanmıştır. Yüksek moleküler ağırlıklı polimerler (high-molecular-weight polymers) gibi biyolojik olarak emilebilir polimerik malzemeler kullanılmış ve diğer materyallerle ve özellikle son dönemlerde self-reinforcement (kendini takviye ederek) yoluyla daha güçlü materyaller üretilmiştir (Ashammakhi ve ark., 2003). Maksillofasiyal kemik fiksasyonunda rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanımı ilk kez 1971'de Kulkarni ve ark. tarafından bildirilmiştir (Kulkarni ve ark., 1971). (Şekil 2.18)

Rezorbe olabilen sistemlerde firmalara göre değişen oranlarda saf PLLA yerine L-laktik asit ve D-laktik asit kopolimerleri kullanılmaktadır. L-polilaktik asit (LPLA) ile poliglikolik asit (PGA), plak ve vidaların sertliğini artırırken aynı zamanda dayanıklılık vermektedir. D-L-polilaktik asit (DLPLA) rezorbe olma süresini belirlemektedir.

Trimetilen karbonat (TMC) ile plaklara esneklik kazandırmaktadır (Suuronen ve ark., 2000).



Lee ve ark. (2014)

Şekil 2.18 : Rezorbe olabilen plak ve vidalar.

Biyolojik olarak parçalanabilen vidaların tamamen emilmesinin 2-3 yıla kadar sürebileceği ve bu uzun süren bozulmanın yumuşak doku direncinin gelişmesini sağlayacağı ve iltihaplanmayı en aza indireceği bildirilmiştir (G.-T. Lee ve ark., 2014).

Kraniyofasiyal ve ortognatik cerrahide iskeletsel fiksasyon için rezorbe olabilen materyaller hayvan modellerinde test edilmiştir. Bu çalışmalar rezorbe olabilen plakların ve vidaların biyolojik olarak uyumlu olduklarını, komplikasyonsuz kemik iyileşmesini sağlamak için yapısal olarak yeterli olduğunu ve çeşitli zaman periyodlarından sonra tamamen biyolojik olarak parçalanabildiğini göstermiştir (Ferretti ve Reyneke, 2002). 1972'de, Beagle köpeklerinde mandibula kırıklarının tedavisinde Getter ve arkadaşları tarafından PLLA plak ve vidalar kullanılmıştır. 32-40 hafta sonra, kırık bölgelerinin bitişik kemikten ayırt edilemez hale geldiğini rapor etmişlerdir (Getter, 1972).

Bu materyaller tanıtıldığında nispeten daha az komplike olan izole Le fort 1 ve genioplasti gibi operasyonlarda kullanılmışlardır. Bu malzemelerle ilgili teknolojinin gelişmesiyle beraber BSSO ve hatta bimaksiller osteotomilerde bu materyallerin kullanım yolu açılmıştır (Dolanmaz ve ark., 2004). Kraniomaksillofasiyal cerrahide ise biyobozunabilir plak ve vidaların zigomatik kırık fiksasyonu için uygulanabilirliği ilk olarak 1987'de Bos ve ark. tarafından gösterilmiştir. (Yoshioka ve ark., 2012). Son dönem çalışmalar ortognatik cerrahide poli-L-laktik/poliglolik asit kopolimer fiksasyonunun

kemik ve yumuşak dokuda komplikasyonsuz iyileşmeyi sağladığını ortaya koymuştur (Edwards ve Kiely, 1998; Edwards ve ark., 2001a; Ferretti ve Reyneke, 2002; Lee, 2016).

PLLA ve PGA'nın oriente edilmiş homopolimerleri, oriente edilmemiş eşdeğerlerinin yaklaşık 1,5 ila 3 katı kadar daha dayanıklıdır. Oriente plakların, eğer cam geçiş sıcaklığının (Tg) 'nin üstünde ısıtılırlarsa, gevşeyip bozunabileceği ve muhtemelen fiksasyon için uygun olmayacakları bildirilmiştir. Eğer oriente olmayan implantları ısıtmak için gerekli, yeterli ekipman varsa bu uygun adaptasyona izin vermektedir. (Ashammakhi ve ark., 2003; Pietrzak ve Eppley, 2006).

Polimer yapısına ek olarak, bir plak sisteminin biyomekanik dayanımı ve bozunma özellikleri, spesifik implant tasarımına, üretim süreçlerine ve sterilizasyon yöntemlerine bağlıdır. Bu nedenle, biyomekanik ve parçalanmanın her yeni plak sistemi için ayrı ayrı değerlendirilmesi ve kritik materyal özellikleri değiştiğinde, uzun süreli in vivo degradasyon çalışmaları gerekmektedir (Nieminen ve ark., 2008)..

Rezorbe olabilen materyaller, titanyum ve diğer metaller ile karşılaştırıldığında birtakım avantajlara sahiptirler. İmplantlar tamamen rezorbe oldukça, ikinci bir çıkarma operasyonu ihtiyacı ortadan kalkmaktadır ve tendonlar, sinirler ve büyüyen iskelete uzun süreli müdahale önlenmektedir. İmplantla ilişkili stres, peri-implant osteoporozis ve enfeksiyon riskleri azalmakta ve bu implantlar medikal görüntülemeyi etkilememektedir (Wu ve ark., 2014).

Rezorbsiyon aşamasında yabancı cisim reaksiyonu ve materyalin genişlemesine bağlı olarak lokal şişlik gibi advers reaksiyonlara neden olduğu bildirilmiştir. Geliştirilmiş polimer kombinleme teknikleriyle yapılan deneylerde rezorpsiyon oranı ayarlanıp advers reaksiyonlar önemli ölçüde azaltılmıştır (G.-T. Lee ve ark., 2014).

Kuvvetlere metal sistemler kadar dayanıklı olmadıkları için maksillofasiyal cerrahide mekanik stabilite ihtiyacının biyorezorbe olabilen sistemlerin kullanımını kısıtladığı belirtilmiştir. Biyorezorbe fiksasyon uygun olmayan tedavilerde ve aletlerle kullanıldığında stabil olmayabilir ve kırılabilir. Bu nedenle spesifik aletlerle çalışılması ve doğru endikasyonla kullanılması gereklidir (Wu ve ark., 2014). Diğer taraftan birçok rapor, bu sistemlerin stabilite ve relaps açısından karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini göstermiştir, ancak halen genel kullanımda değildir. Baloon ve Landes (2010)



P(L/DL)LA-TMC osteosentezinin maksiller ilerletmelerden sonra sıkıştırıcı kuvvetlere karşı daha az dirençli olduğunu ve mandibuler setbackten sonra mandibulaya baskı uygulayan dilin uyguladığı kuvvete daha az direnç gösterdiğini, bu nedenle bu sistemlerle osteosentezin maksiller ilerletme ve mandibular setback hariç titanyum miniplaklarla aynı endikasyonlarda kullanılabileceği sonucuna varılabileceğini belirtmişlerdir (Ballon ve ark., 2012).

### **2.7.1. Poliglikolik Asit (PGA)**

Sert bir materyaldir ve birçok çözücüde çözünmemektedir. Hidroliz yolu ile çözünür ve enzimatik reaksiyonlardan dolayı in vivo ortamda in vitro ortama göre daha hızlı çözünmektedir. Enzimatik reaksiyonla H<sub>2</sub>O ve CO<sub>2</sub> son ürünlerine parçalanır. Molekül ağırlığı ve saflık derecesine göre ilk 6 ayda direncini kaybederek birkaç ayda tamamen çözünebilir. Bundan dolayı fazla yük almayan bölgelerde kullanılması önerilmektedir. Erime derecesi 224-226 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 36 °C'dir (Kademani ve ark., 2005).

### **2.7.2. Polilaktik Asit (PLA)**

Polilaktik Asit (PLA) L ve D olmak üzere 4 farklı konfigürasyonda bulunabilir. Genel olarak PGA'ya göre daha uzun sürede çözünmesinden dolayı daha dirençli bulunmuştur. Birkaç yılda tamamen çözünebilmektedir. Günümüzde saf hali yerine L-laktik asit ve D-laktik asit kopolimerleri tercih edilmektedir. Hidrolizi sonucu H<sub>2</sub>O ve CO<sub>2</sub> ürünlerine parçalanır. Erime derecesi 174 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 57 °C'dir (Kademani ve ark., 2005).

### **2.7.3. Trimetilen Karbonat (TMC)**

Alifatik karbonatlar grubuna giren elastomerik amorf polimerdir. Fizyolojik şartlar altında çok yavaş degrade olmaktadır. Fizyolojik sıcaklıklarda yumuşak, lastiksi ve mekanik olarak zayıf olmasından dolayı tek başına kullanılması uygun değildir. TMC içeren kopolimerler laktit ve glikolit içerikli polimerler ile karşılaştırıldığında artmış esneklikleri nedeniyle ilgi alanı haline gelmiştir. TMC'nin normalde çok sert ve kırılğan olan poliglikolit grubunun mekanik özelliklerini geliştirebilmek için PGA-TMC kopolimerleri içine minör komponent olarak eklenmesi materyalin kullanım özelliklerini



olumlu yönde geliştirmektedir. Aynı zamanda laktit ve TMC kopolimerleri mekanik özellik ve biyoyumluluk yönünden mükemmel sonuçlar vermiştir (Atalı O., 2011).

PLLA ile PGA, plak ve vidalara sertlik, dayanıklılık kazandırırken, D-L-polilaktik asit (DLPLA) rezorbe olma süresini belirlemektedir. Güncel olarak bu polimerlerin esnekliklerini arttırabilmek için trimetilen karbonat (TMC) kullanılmaktadır (Atalı O., 2011).

## **2.8. Relaps**

Relaps, birçok farklı değişkenden etkilenen çok faktörlü bir fenomen olarak kabul edilmektedir. Stabilité ve estetik bakımından iyi postoperatif sonuçlar elde etmek için iyi bir ameliyat eğitimi, ortognatik cerrahide deneyim ve cerrah tarafından geliştirilen teknik detaylar oldukça önemli ve gereklidir (Joss ve Vassalli, 2008).

Joss ve Vassalli (2008) relapsı etkileyen faktörleri ilerletme miktarı, fiksasyon materyali çeşidi, mandibuler düzlem açısı (yüksek açılı hastalarda düşük açılı olanlara göre daha fazla horizontal relaps görülürken, düşük açılı hastalarda yüksek açılı olanlara göre daha fazla vertikal iskeletsel relaps görülmektedir), proksimal segmentin kontrolü, kaslar ve yumuşak dokular, devam eden büyüme-gelişme ve remodeling, preoperatif yaş ve cerrahın yeteneği olarak maddeleştirmişlerdir (Joss ve Vassalli, 2008).

Precious ve ark. (1992) gözlemledikleri osseöz değişiklerin, cerrahinin kemikteki iyileşme, büyüme ve onarım yenilenmesinden farklı olarak kemik modellenmesi için bir ortam oluşturduğunu belirtmişlerdir. Dolayısıyla, bu gözlemlerde görülen değişikliklerin remodeling ya da segmental relaps olmadığı bunun yerine adaptif kemik modellenmesi olduğuna dair kanıtı olduğunu ön görmüşlerdir (Precious D.S. ve ark., 1992).

Rezorbsiyon ve remodelingin bir şekilde ilerletilmiş genial segmentin kanlanmasıyla ilgili olduğu belirtilmiş, bununla birlikte, geniş bir yumuşak doku pedikülünün kullanılmasıyla bile her zaman kemik remodeling proçesinin gerçekteleşeceği gösterilmiştir (DeFreitas ve ark., 1992).

Shaughnessy (2004)'ye göre yapılan birçok çalışma genelde ilerletilmiş genioplastiden sonra kemik segmentinin iyi bir stabilitesinin olduğunu göstermiştir. Segmental instabiliteye bağlı değişiklikler ile bölgedeki kemik remodelinginin neden

olduğu değişimleri ayırt etmenin zor olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte, uzun dđnem takip sefalograflarında gđrđldđđđ üzere B noktası, Pg ve AGP'de (AGP:Anterior genioplasti noktası: genioplasti osteotomisinin ın sınıırını temsil eden B-noktası ve pogonion arasındaki çene konturu izerindeki nokta) gđrđlen relapların kısmen postoperatif kemiğin yeniden modellenmesinin sonucu olduğu kabul edilmiştir (Shaughnessy ve ark., 2006).

Kemik pogonyonundaki minimal değişikliklerin ameliyatta kompanzasyon için yapılan hafif over-correction ile kompanze edilmeye çalışılan artmış kas çekiminin bir sonucu olarak yorumlanabileceği belirtilmiştir. (Abadi ve Pour, 2015).

## **2.9. Temel Mekanik Kavramlar**

### **Kuvvet (Force)**

Cisimlerin hareketini ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektđrel bir bđyüklüktür. Bir doğrultusu, yđnđ ve şiddeti vardır. Kemikte oluşabilecek 3 farklı çeşit kuvvet vardır. Bunlar sıkışma, gerilme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere % 30, makaslama tipi kuvvetlere ise % 65 daha az dayanıklıdır (Atalı O., 2011).

### **Gerilim (Stres)**

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman birim alanında oluşan kuvvet yada i dirençtir. Cismin içyapısında molekđler yapıdan daha bđyđk bir ۆlekte kuvvetlerin doğmasına yol açmaktadır. Dış kuvvete karşı direnç gđsteren bir kđtlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim (stres) denir ve ortalama formđl gerilim için aşağıdaki gibi belirtilmektedir (Baran, 1988).

$$\text{Gerilim} = \text{kuvvet} / \text{alan}$$

Gerilme stresi aynı doğrultuda fakat ters yđnde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşmaktadır. Bu durumda bu kuvvetler cismi oluşturan molekđlleri birbirinden ayrılmaya zorlamaktadır. Sıkışma stresi, aynı doğrultuda ve aynı yđnde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşmakta ve cisim içindeki molekđlleri birbirine yaklaşmaya zorlamaktadır. Makaslama stresi, farklı seviyelerde ve zıt yđnlerdeki iki kuvvetin, aynı cismi etkilemesi

ile oluşmaktadır (Atalı O., 2011). Maksimum asal gerilimler oluşan çekme gerilimini, minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini gösterir.

### **Gerinim/Deformasyon (Strain)**

Üzerine etki eden kuvvetlerin etkisiyle cisimler şekil değiştirmeye yani deformasyona uğrarlar. Kuvvet uygulanan bir cisimde birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimine gerinim denir. Gerinim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilmektedir. Elastik gerilmeye, gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline dönmektedir. Gerinimin değeri genel olarak yüzde (%) ile ifade edilmektedir. 1 strain % 100 uzamayı gösterirken 1000 microstrain % 0.1 uzamayı göstermektedir. Uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilimden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilmektedir (Fung, 2013).

### **Elastik Modülü (Young Modül)**

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı dirençlerinin bir ölçüsüdür. Cisme etki eden kuvvete karşı direncini belirler ve her madde için farklı değerdedir. Cismin elastik modülü ne kadar yüksekse cisim deformasyona o kadar dirençli demektir. Birimi Pa'dır (N/cm<sup>2</sup>). Elastik modül ya da esneklik kat sayısı, ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için "Young modülü" olarak da adlandırılmaktadır (Fung, 2013)

$$E = \text{Stres} / \text{Gerinim}$$

### **Poisson Oranı**

Poisson oranı, germe kuvveti yönünde aksiyal gerilme ile bölünen negatif enine gerilme olarak tanımlanmaktadır. Sıradan malzemeler gerilirken yana doğru uzanır ve sıkıştırıldıklarında yanal olarak genişler, bu malzemeler için Poisson oranı pozitifdir.

Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma olmaktadır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış olmaktadır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı ( $\nu$ ) olarak tanımlanmaktadır. Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya

kadar devam etmektedir. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve Poisson oranı pozitif olur (Lakes, 1987).

### **Hook Kanunu**

Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Az miktarlarda yer değiştirmeler için belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade etmektedir. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) vermekte ve cismin sertlik derecesini göstermektedir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısını ise esnek materyalleri tanımlamaktadır (Murnaghan, 1944).

### **Asal Stresler**

Asal stres değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilimler oluşan çekme gerilimini, minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini göstermektedir. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere “Asal Stres” denilmektedir. Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri 100 Mpa, sıkışma değeri - 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir (Atalı O., 2011).

Kuvvet uygulanması sonucunda normal (gerilme ve sıkışma stresi) ve kesme stresleri olmak üzere iki çeşit stres oluşmaktadır

Kırılğan materyaller için principal (asal) stres değerleri önemlidir. Çünkü maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

## Von-mises Stresler

İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde özellikle çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve bu materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir. Arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilirken aynı zamanda stres dağılımlarını ve yoğunlaşmalarının değerlendirilebilmesini sağlamaktadır.

### 2.10. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinin insan dişleri, periodontal ligament, implant tasarımları ve mandibular kemik modellemesi gibi oral sistemlerin biyomekanik araştırmalarında uygulanması 1970'li yılların başlarında başlamıştır (A. Choi ve ark., 2005).

İlk anatomik olarak doğru üç boyutlu model Ben-Nissan ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir (Ben-Nissan ve ark., 1987).

Sonlu elemanlar analizinde (SEA), analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapılar, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellemesi yapılmaktadır (ADIGÜZEL, 2010).

Sonlu elemanlar analizi, fiksasyonların stres dağılımını belirlemek için kullanılabilen temel olarak bir yapının çok sayıda sonlu elemana (finite elements) ayrılmasına ve bu elemanların karakteristikleri göz önünde tutularak yapının genel karakteristiklerinin belirlenmesine dayanan bilgisayarlı bir sayısal analiz tekniğidir. 3 boyutlu modellerde stres dağılımının değerlendirilmesi SEA'nın bir avantajıdır (Sarkarat ve ark., 2012).

Sonlu elemanlar yöntemleri artık yapısal, akışkan ve çoklu fizik problemlerini sayısal olarak çözmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Yöntem yoğun olarak kullanılmaktadır çünkü mühendisler ve bilim adamları çok karmaşık problemleri matematiksel olarak modelleyip sayısal olarak çözebilmektedirler. "Finite element

method” (“Sonlu elemanlar yöntemi”) adı 1960 yılında R.W. Clough tarafından oluşturulmuştur (Bathe, 2008).

Sonlu elemanlar analizi, yapısal stresi hesaplamak için kullanılan oldukça güvenilir ve doğru bir tekniktir. Analiz edilen yapıların fiziksel özelliklerine dayanarak stresleri hesaplamada çok sayıda denkleme çözmek için bilgisayar kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizleri, kompleks biyolojik yapılardaki stres dağılımlarını ve modellerini keşfetmek için deneysel yöntemlerin önemli tamamlayıcılarıdır (Korkmaz, 2007).

Sonlu elemanlar analizi daha spesifik olarak kuvvet yüklemesi, yapıların yer değiştirmesi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesinde kullanılmaktadır. Cisimlerin katı modellenmesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılmaktadır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip süper hızlı bilgisayarlara ihtiyaç duyulmaktadır (ADIGÜZEL, 2010).

Hesaplama modeli sonlu boyuttaki birçok elemandan modüler ilke üzerine geliştirilmiştir. Bu nedenle, gerçek yapıyla iyi uyum sağlanmaktadır. Bu işlem ‘discretization’ (ayrıklaştırma) olarak adlandırılır. Belli sıkışma ve gerilme koşullarında, bu basit elemanların deformasyonları ve gerilimleri hesaplanabilmektedir. Elemanlar düğümlerle birbirine bağlanmaktadır. Düğümlere elemanların bağlantısı eklem esasına (düğümlerin yer değiştirmesi ve bükülmesi her yönden aynıdır) dayanarak, her düğümdeki genel yapının deformasyonu ve buradan türetilen değişkenlerin yanı sıra stres hesaplanabilir (Maurer ve ark., 2002).

Sonlu elemanlar yöntemi, bilgisayar programlarında uygulanmış olmasaydı karmaşık fiziksel problemleri çözmek için başarılı bir araç haline gelmezdi. Yöntemin başarısı açıkça, bilgisayar programlarında etkili bir şekilde uygulanması ve bu programların birçok endüstri ve araştırma ortamında geniş kullanımı olması nedeniyle ortaya çıkmıştır. Cinsiyetler arası farklılık, ırk, kemik kalitesi, vb. gibi biyotipler nedeniyle modeller gerçekten daima farklı olmaktadır. Sonuçların doğruluğu, modellerdeki ağ örgüsünün ayrıntılarına bağlıdır. Ortognatik cerrahinin biyomekanik

özellikleri FEA tarafından araştırılabilmektedir (Bathe, 2008; J.-P. Choi ve ark., 2010; Sarkarat ve ark., 2012).

#### **SEA yönteminin diğer yöntemlere göre avantajları;**

- Gerilme dağılımı ve yer değişimlerinin hassas şekilde hesaplanabilmesi
- Karmaşık geometriye sahip katı yapıların modellenmesi
- Değişik malzemelerden farklı modellerin istenilen sayıda elde edilmesi
- Çalışmanın tekrar edilebilir olması
- Yazılımlar sayesinde gerçeğe yakın modeller oluşturulabilmesi
- Analiz sonuçlarının deneysel oranla kısa sürede elde edilebilmesi.

#### **SEA yönteminin diğer yöntemlere göre dezavantajları;**

- Gerçek şartların katı modele uygulanmasının bilgisayar ve SEA yazılımı kapasitesi ile sınırlı olması
- Doğru analiz için matematik model sisteminin, gerçeğe yakın olmasının sağlanması
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gereksinimi
- Analiz sonuçlarının düzenlenmesinin karmaşıklığı (Assunção ve ark., 2009).

### **2.11. Kemik İyileşmesi ve Remodeling Süreci**

Kemiğin iyileşme potansiyeli birçok biyokimyasal, biyomekanik, hücresel, hormonal ve patolojik mekanizmalardan etkilenmektedir. Sürekli olarak oluşan kemik depozisyonu, rezorpsiyonu ve remodeling iyileşme sürecini değiştirmektedir (Kalfas, 2001).

Yeterli bir vaskülarite göz önüne alındığında, kemik iyileşmesinin seyri esas olarak, kırıkta yüklenme ile indüklenen interfragmentatif hareketten ve kırık fiksasyonunun stabilitesinden etkilendiği görülmektedir. Rigid fiksasyon fragmanlar arası hareketi en aza indirerek kallus formasyonu için sınırlı uyarı oluşumuna neden olmaktadır. Esnek

fiksasyon kallus oluşumunu artırabilir, böylece iyileşme sürecini iyileştirirken kararsız fiksasyon kaynamaya engel olabilir. (L. E. Claes ve ark., 1998).

### **Kemik onarımı süreci üç ardışık safhaya ayrılabilir:**

**İnflamatuvar faz:** Hematom birikimi ve pıhtılaşmasını takiben, vasodilatasyon, plazma ve lökositleri takiben makrofaj eksüdasyonu ile akut iltihabik bir reaksiyon oluşmaktadır.

**Onarım fazı:** Hematom, hematoma yerini alan fibrovasküler doku ile yer değiştirmektedir (revaskülarizasyon). Devitalize olmuş nekrotik kemik, osteoklastik aktivite ile rezorbe olmaktadır. Osteositler onarım sürecine katılmaz, ancak periosteum ve endosteumda bulunan mezenşimal hücreler, bölgedeki mikro çevreye bağlı olarak kemik yada kırıkta yapım hücrelerine farklılaşırlar. Bu fibröz ve kırıkdağımsı kallus kemik uçlarını sarar ve kemik parçalarının stabilitesini arttırmaktadır. Kallus daha sonra intramembranöz veya endokondral ossifikasyon ile oluşturulan yeni örülmüş (woven bone) kemik ile yer değiştirir.

(Woven Bone: Embriyoda veya küçük çocuklarda ya da erişkinlerde bazı patolojik hallerde lamelsiz bir kemik görülmektedir. Buna 'kaba lifli' veya 'örgülü' kemik anlamına gelen "woven bone" adı verilir. Erişkinde bulunması her zaman patolojiktir. Burada kemik ara maddesini oluşturan kollagen lifleri normal lamellar kemikte olduğu gibi tabakalar oluşturmazlar; düzensiz yerleşimlidirler.)

**Remodeling fazı:** Woven bone kemik oluşumunu takiben, fonksiyonel yönlendirme ile oluşan lamellar (katmanlı) kemik oluşumuyla internal yeniden düzenleme (yeniden şekillendirme) başlamaktadır (Søballe, 1993).

Kemik iyileşmesinin en kritik dönemi, inflamasyon ve revaskülarizasyonun olduğu ilk 1 ve 2. haftalardır. Bir kemik greftinin birleşmesi ve yeniden modellenmesi, mezenşimal hücrelerin, osteoblastlara ve osteoklastlara differansiye olmaları için grefte vasküler erişimini gerektirmektedir. Sigara içimi, malnutrisyon, diyabet, romatoid artrit ve osteoporoz gibi çeşitli sistemik faktörler kemik iyileşmesini engelleyebilmektedir. Özellikle kemik iyileşmesinin 1. haftasında steroid ilaçlar, sitotoksik ajanlar ve nonsteroid antiinflamatuvar ilaçlar zararlı etkilere neden olabilmektedir. Kaynama alanının ilk 2-3 hafta içinde ışın tedavisi almasının, hücre proliferasyonunu inhibe ederek kemik



iyileşmesini önemli derecede azaltan akut bir vaskülit oluşturabileceği ön görülmüştür (Kalfas, 2001).

Postoperatif kemik remodelingi genioplasti işlemlerinde önemli bir husustur. Vertikal redüksiyon olsun olmasın, ilerletme genioplastisinde, osteotomi alanının superiorunda mandibulanın labiyal yüzeyinde kemik depozisyonu, vakaların % 100'ünde alt fragmanın anterosuperioru üzerinde kemik kaybı vardır. Posteriora tekrar konumlandırılmada ise osteotomi alanının üstünde mandibulanın labiyal yüzeyinde kemik kaybı ve alt segmentin anterosuperior yüzeyinde depozisyon ile bu durumun tersi gözlenmektedir. Bu nedenle, tüm durumlarda, fiksasyon kemik kaybı bölgesinde bulunduğu zaman, metal kemikten açığa vurmakta ve fiksasyon kemik depozisyon bölgesine yerleştirildiğinde, yeni kemik tarafından gömülmektedir. Bu nedenle, genioplastide fiksasyon materyallerinin ilerde oluşacak kemik depozisyon alanına yerleştirilmesi önemlidir (Precious ve ark., 2014). Kemik rezorpsiyonunun en çok görüldüğü yerin ilerletilmiş genial segmentin anterior superior açısı olduğu bilinmektedir (DeFreitas ve ark., 1992).

Polido ve ark. (1991) yaptıkları çalışmalarında kemik birikiminin, mandibula alt sınırında ve B noktasında gerçekleştiğini; rezorpsiyonun ise pogonyonun anterosuperior kısmında gerçekleştiğini raporlamışlardır. Ayrıca genial segmentin ilerletilmesini ve pasif olarak yeniden konumlandırılmasını kolaylaştırmak için yumuşak dokular çeneden diseke edildiğinde kemik rezorpsiyonunun daha fazla olduğunu ve öngörülebilir yumuşak doku değişikliği meydana geldiğini, dahası genial segmentin ilerletilme miktarıyla kemik rezorpsiyonu arasında direk bir bağlantı olmadığını bildirmişlerdir (Polido ve ark., 1991).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Ordu Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada çene ucu bölgesinde yapılan ilerletme (advancement genioplasti) osteotomisinin ardından modellenen 3 farklı fiksasyon sisteminin stres dağılımı ve deplasman miktarları araştırılmıştır. Osteomize edilen ve 8 mm ilerletilen segmentin 3 farklı fiksasyon sistemi modellenmiştir. Bu 3 farklı fiksasyon modellerinde alt fragmana horizontal olarak orta hattın sağından ve solundan 50'şer N olmak üzere toplamda 100 N kuvvet uygulanmıştır. Ardından fragmanın deplasman değerleri ile kemik ve vida sistemlerindeki stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma analizleri yapılmıştır. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. 3 farklı yerleşim koşulunda, toplam 3 adet sonlu elemanlar analizi yöntemi uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

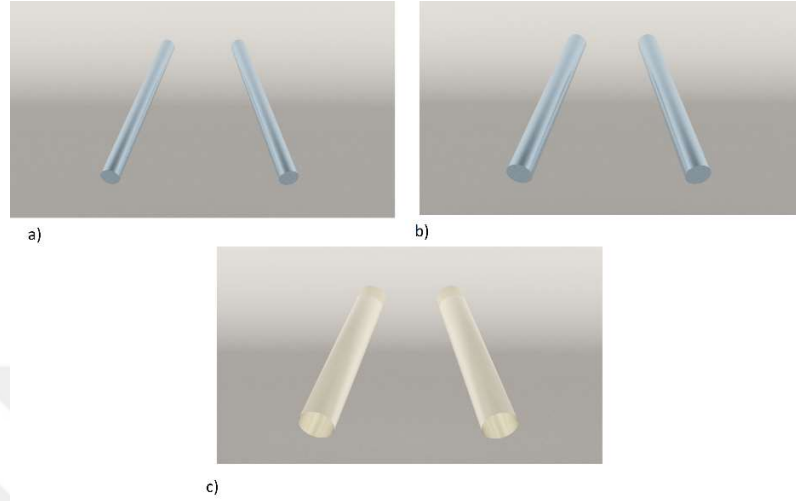
Çalışma grupları olarak 3 farklı fiksasyon şekli modellenmesi değerlendirilmiştir.

Model 1: Titanyum 1,5-mm Micro-System Self-retaining 1.5×19mm vida sistemi ile iki adet vida fiksasyonu modellenmiştir.

Model 2: Titanyum 2.0-mm Mini-System Self-retaining 2.0×19mm vida sistemi ile iki adet vida fiksasyonu modellenmiştir.

Model 3: Biodegradable Fixation System 2.8 x 18 mm lik iki adet vida fiksasyonu modellenmiştir.

Titanyum vidalar KLS Martin (Gebrüder Martin GmbH&Co. Tuttlingen, Germany) firması kataloğundan seçilerek modellenmiştir. Rezorbe olabilen vidalar ise Inion CPS (Inion Ltd. Tampere, Finland) kataloğundan modellenmiştir. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1 : a) mikro vida b) mini vida c) rezorbe olabilen vida.

Elde edilen modellerde osteomize edilen genial segmentin lingual bölgesinde suprahoid kasların yoğunlaştığı bölgede horizontal olarak sağ ve sol yarım çeneye 50'şer newtonluk kuvvet uygulanarak anlık deplasman ve streslerin incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla, gerilim analiz yöntemlerinden bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

### 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

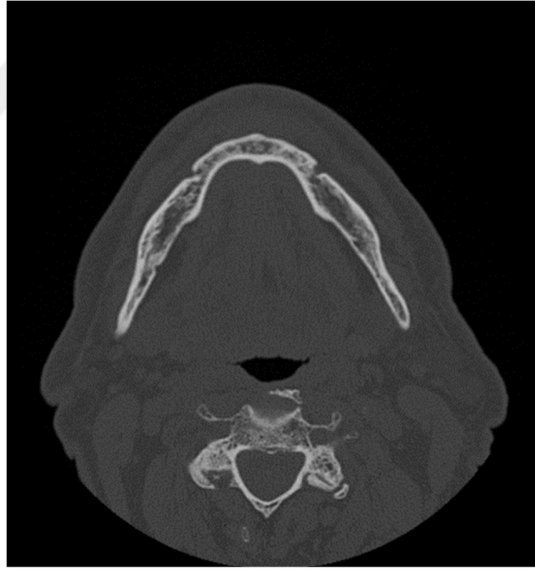
Çalışmada vidaların yerleştirileceği mandibulada, titanyum ve rezorbe olabilen vidaların geometrik modelleri oluşturulmuştur.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Üç boyutlu (3D) modelleme programları için .stl formatı evrensel değer taşımaktadır. Programlar arasında aktarım yapılırken .stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının ve fiksasyon sistemlerinin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir.

### 3.1.1. Alt Çenenin Modellenmesi

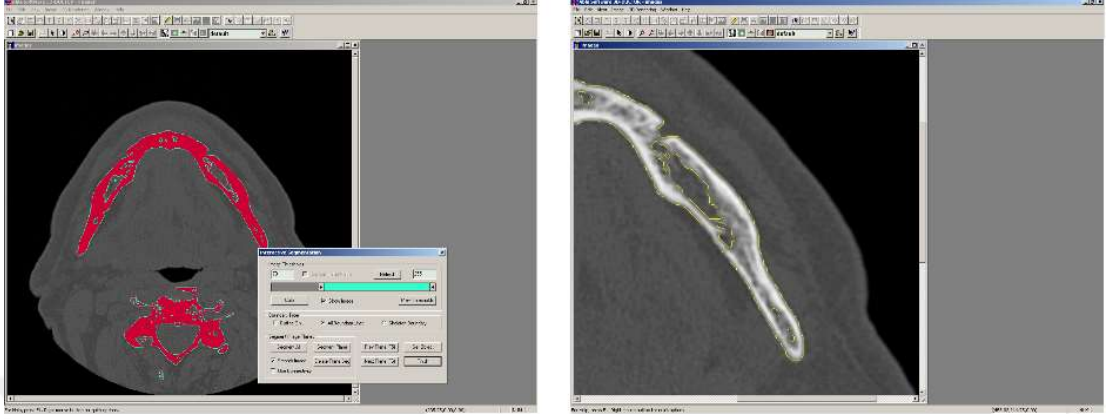
Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle yirmili yaşlarda sistemik olarak sağlıklı erkek bir hastanın tomografisi çekilmiştir.



Şekil 3.2 : Tomografi görüntüsü.

Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT (ILUMA, Orthocad, BT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) cihazı kullanılmıştır. Çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır. (Şekil 3.2)

Çekilen filmler, 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, ABD) yazılımına alınarak burada “**Interactive Segmentation**” yöntemi ile ‘Hounsfield Değerleri’ ne bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. (Şekil 3.3)



Şekil 3.3 : Kemik ile yumuşak dokunun ‘Interactive segmentation’ yöntemi ile ayrıştırılması.

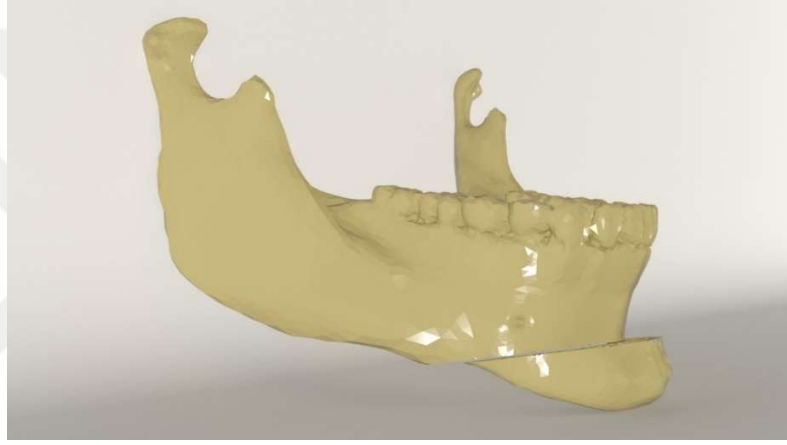
3D-Doctor, MRI, BT, PET, mikroskopi, bilimsel ve endüstriyel uygulamalar için ileri düzey bir 3D modelleme, görüntü işleme ve ölçme yazılımıdır. Bilgisayar ortamında yeniden oluşturulan görüntülerde sadeleştirme ve remodeling yapılabilmektedir.



Şekil 3.4 : Offset yöntemiyle oluşturulan spongiöz kemik.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında dışa aktarılmıştır. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir. (Şekil 3.4)

Hazırlanan mandibula modelinde mental foramen, dişlerin kök uçları ve mandibuler kanal korunacak şekilde horizontal düzleme yakın bir açıyla ilerletme osteotomisi simüle edilmiştir. Osteotomi ile ayrılan distal segment 8 mm ilerletimiştir. Daha sonra distal segmenti proksimal segmente fikse eden vida yerleşimleri yapıldıktan sonra vidalar ile kemik dokular arasında kuvvet iletimi sağlanmıştır. (Şekil 3.5)



Şekil 3.5 : 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında BT verileri ile meydana getirilen insan alt çenesi ve çene ucu kesisi yapılarak 8 mm ilerletilen genial segment.

### 3.1.2. Vidaların Modellenmesi

Titanyum vidalar KLS Martin (Gebrüder Martin GmbH&Co. Tuttlingen, Germany) firması kataloğundan seçilerek modellenmiştir. Rezorbe olabilen vidalar ise Inion CPS (Inion Ltd. Tampere, Finland) kataloğundan modellenmiştir. Titanyum ve rezorbe olabilen vidalar AutoCAD (Autodesk Inc., PA, ABD) programı yardımıyla 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Titanyum ve rezorbe olabilen vidalar yapıldığı materyaller programa tanıtarak aynı çap ve boyda çubuk şeklinde modellenmiştir. Vidalar distal fragmanın

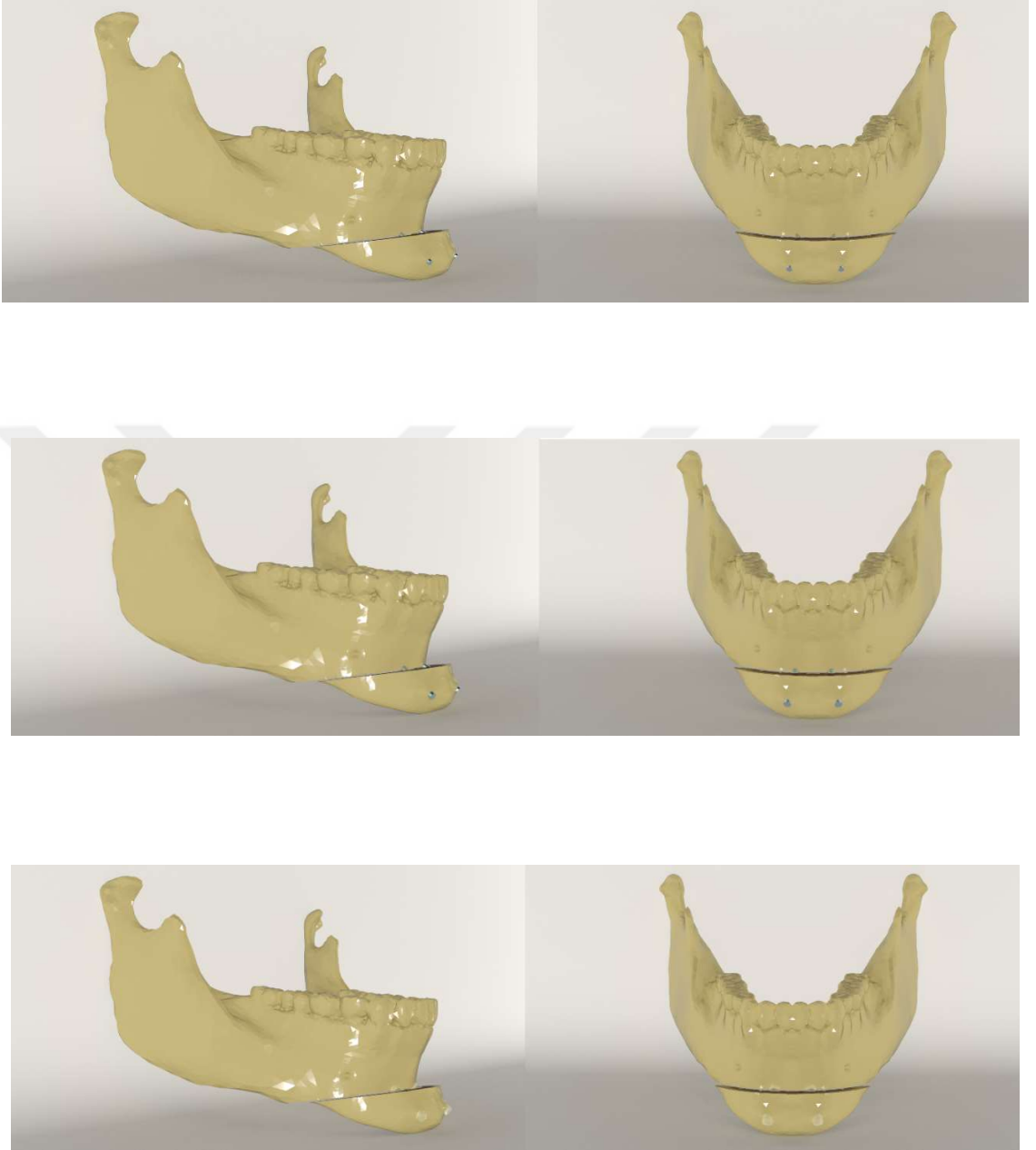
bukkal kortikal kemiğinden mental sinir ve dişlere zarar vermeyecek şekilde postero-superior olarak açılarak her iki fragmanı fikse edecek şekilde yerleştirilmiştir.

Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile fiksasyon materyalleri ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak daha sonra kuvvet aktarımı sağlanmıştır. (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 : Uyumlandırma yapılmış model.

Bu şekilde mandibula, kortikal kemik, spongioz kemik ve vidalar gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7: Analize hazır hale getirilmiş modeller.

### 3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi

Modellerin analizlerinin yapılabilmesi için Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. Yazılım ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modellerin alt çeneye





3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor (Fembro) yazılımına aktarılan modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. (Şekil 3.9).

Çene modelleri ve vidaları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir. (Tablo 3.1)

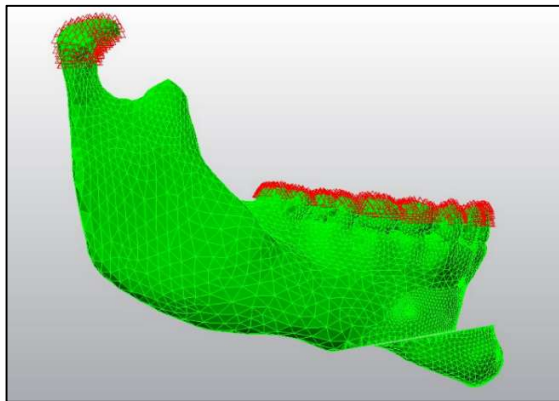
Tablo 3.1 : Çalışmadaki modellerin düğüm ve eleman sayısı.

Model no	Düğüm sayısı	Element sayısı
Model 1	16187	73813
Model 2	16272	73979
Model 3	16359	74070

### 3.4. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

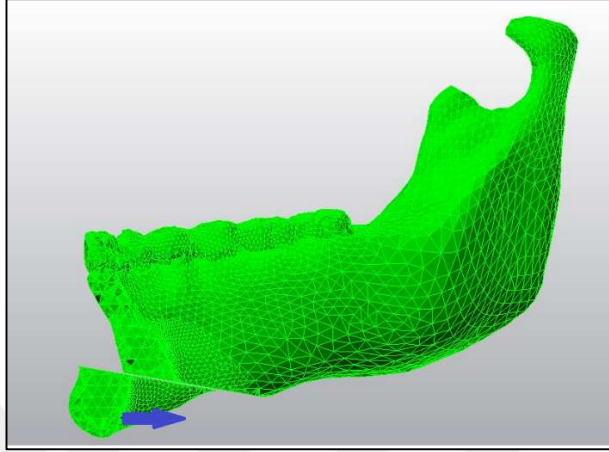
Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için çevre noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

Çalışmada kullanılan modellerde mandibula kondil bölgesinden ve alt dişlerden her DOF (Degree of freedom - Sıfır serbestlik derecesi)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 3.10)



Şekil 3.10 : Çalışma analizinde tanımlanan sınır koşulları.

Her bir modelde ayrılan yarım genial segmente horizontal olarak simetrik şekilde 50 N luk kuvvet uygulanarak toplamda 100 N luk kuvvet uygulaması yapılmıştır. (Şekil 3.11) Kuvvet miktarı Hannam ve ark. (2008) çalışmaları doğrultusunda hesaplanarak belirlenmiştir.



Şekil 3.11 Yarım çeneye uygulanan 50 N kuvvet ve yönü.

### 3.5. Materyal Özellikleri

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanında benzer olduğunu göstermektedir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite yapının deformasyon veya straininin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir (Cox ve ark., 2003; Atik ve ark., 2016). Çalışmamızda yer alan materyallerin Young modülü (elastik modülü) ve Poisson Oranları tabloda verilmiştir. (Tablo 3.2)

Tablo 3.2: Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri.

Materyal	Elastik modül (GPa)	Poisson's Oranı
<b>Kortikal</b>	14.8	0.3
<b>Trabeküler</b>	1.85	0.3
<b>Titanyum</b>	113.8	0.342
<b>Rezorbable Materyal</b>	3.15	0.46

Bir üç boyutlu stres elemanın  $x,y,z$  düzlemlerine, bir normal, iki kesme tipi stres etki etmektedir. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere "Principle Stres" denir.

- Maksimum Principle Stres: Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stres) ifade eder.

- Intermediate Principle Stres: Ara değerleri ifade eder.

- Minimum Principle Stres: Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stres) ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda ortognatik cerrahi prosedürlerinden biri olan genioplastide osteotomi sonrası fiksasyon için kullanılan titanyum ve rezorbe olabilen materyalden yapılan vidaların 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile stres ve deplasman oranları incelenmiştir. Çalışmamızda toplamda 3 farklı model bulunmaktadır. Bu 3 modelde sırasıyla mikro vida (1.5 mm), mini vida (2.0 mm) ve rezorbe olabilen vidaların (2.8 mm) stres ve deplasman değerlerine bakılmıştır.

Stres değerleri kemikte distal ve proksimal fragmanlarda bukkal kortikal kemikte, bukkal trabeküler kemikte ve lingual trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal stresler olarak hesaplanmıştır. Kemiğin baskı ve gerilme kuvvetinin analizi için sırası ile minimum asal stres ve maksimum asal stresler analiz edilmiştir. Fiksasyon materyallerinde ise von-mises streslere bakılmıştır. Deplasman değerleri sonuçları için de toplam deplasman miktarı (magnitude) ve ön-arka yönü gösteren Y komponentinde oluşan deplasman miktarları pogonyon noktasının hareketi referans alınarak skaladan ölçülerek hesaplanmıştır.

##### 4.1. Bulguların İncelenmesi

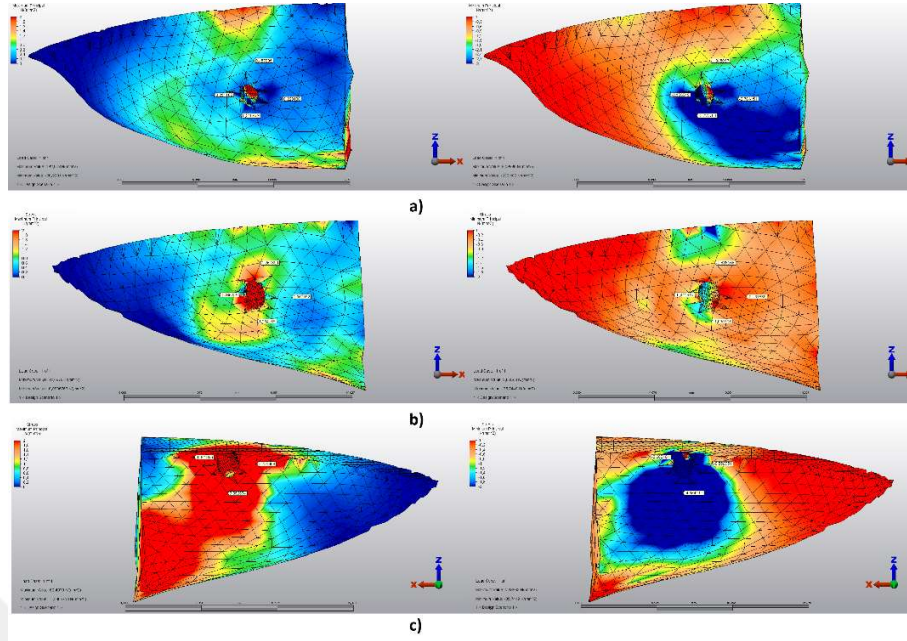
###### 4.1.1. Stres değerlerinin incelenmesi

###### 4.1.1.1. Model 1: İki adet 1,5 mm titanyum mikro vida ile yapılan fiksasyonda gene ucuna 100 N kuvvet uygulanması



Şekil 4.1 : Model 1:İki adet 1.5 mm'lik mikro vida modeli.

Model 1 de distal fragmanda bukkal kortikal kemikte maksimum asal stres en fazla değeri  $0,22 \text{ N/mm}^2$  ile vida başının superiorunda hesaplanmıştır. (Şekil 4.1) Trabeküler kemikte  $0,63 \text{ N/mm}^2$  ile vida superiorunda ve inferiorunda en fazla değerini almıştır.

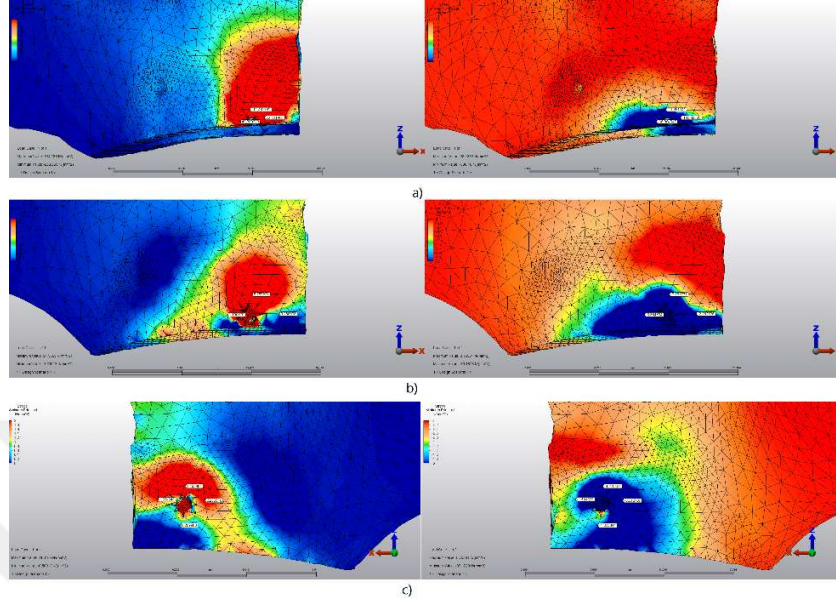


Şekil 4.2 : Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.

Lingual taraf trabeküler kemikte ise vidanın inferiorunda en fazla değeri  $4,67 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Bu değerlere göre en fazla gerilme stresleri bu alanlarda oluşmuştur. Minimum asal streslere baktığımızda bukkal kortikal kemikte en fazla değer vida başının inferiorunda  $-1,86 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Bukkal trabeküler kemikte de vida inferiorunda  $-0,54 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Lingual tarafta ise  $-2,33 \text{ N/mm}^2$  ile en fazla değeri yine vida inferiorunda hesaplanmıştır. Burada mutlak değer olarak bakıldığında sıkışma stres tipi bu alanlarda daha etkilidir. (Şekil 4.2)

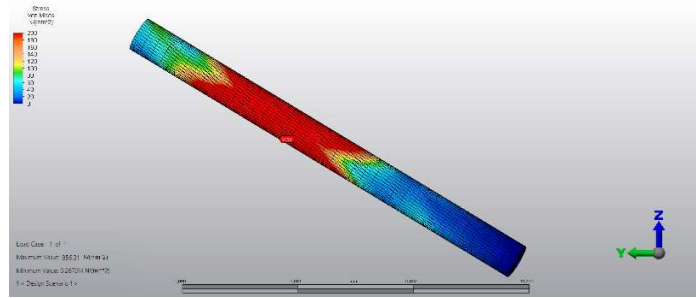
Proksimal fragmanı incelediğimizde maksimum asal streslere baktığımızda bukkal kortikal kemikte en fazla değer vidanın superiorunda  $55,7 \text{ N/mm}^2$ , trabeküler kemikte yine superiorunda  $2,87 \text{ N/mm}^2$ , lingual tarafta da en fazla vida superiorunda  $1,74 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. Buna göre üst fragmanda gerilme stresleri vidanın üst kısımlarında yoğunlaşmıştır. Minimum asal streslere baktığımızda bukkal kortikal kemikte vida başının distal tarafında  $-33,4 \text{ N/mm}^2$ , bukkal trabeküler kemikte yine distalde  $-3,44 \text{ N/mm}^2$ , lingual tarafta ise vida başı superiorunda  $-2,13 \text{ N/mm}^2$  ile en fazla değeri almıştır.

Bu değerlere göre sıkışma stresi bukkal tarafta vida distal tarafında belirgin iken, lingual tarafta vidanın st kısmında oluşmuştur. (şekil 4.3).



şekil 4.3 : Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemik Pmax ve Pmin.

Mikro vidadaki von-mises stresi vidanın osteotomi hattını desteklediği bölgede, daha çok orta ve arka 1/3'lk kısmında yoğunlaşmıştır. Maksimum değeri 856,31 N/mm<sup>2</sup> hesaplanmıştır. Stres homojen dağılmamıştır. (şekil 4.4)



şekil 4.4 : Mikro vidada Von-mises stres.

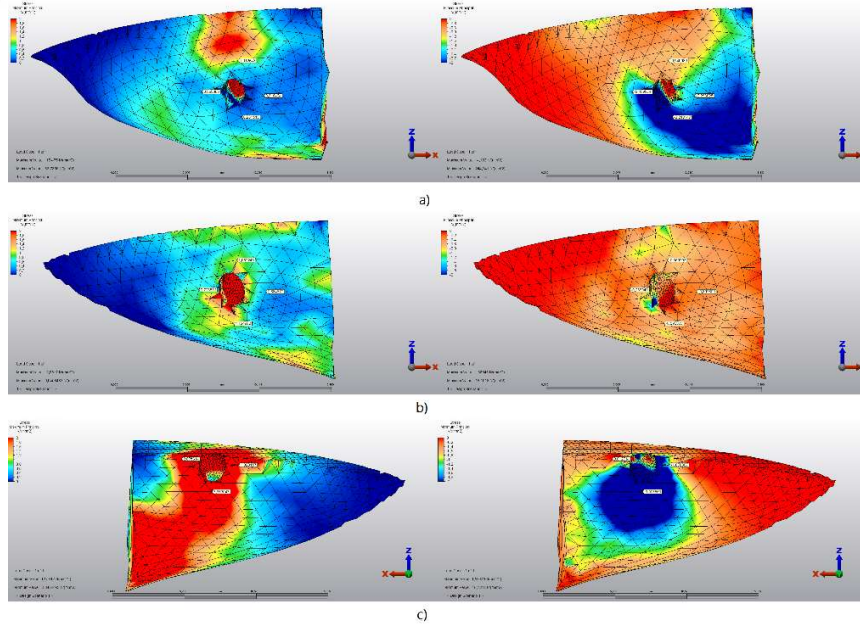


**4.1.1.2. Model 2: İki adet 2.0 mm titanyum mini vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması**



Şekil 4.5 : Model 2: İki adet 2.0 mmlık mini vida modeli.

Model 2 de distal fragmana baktığımızda maksimum asal stres değerlerinde bukkal kortikal kemikte en fazla değer vidanın superiorunda  $0,5 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. (Şekil 4.5) Bukkal trabeküler kemikte vidanın inferiorunda  $0,56 \text{ N/mm}^2$  ile en fazla değer hesaplanırsa da vida superiorunda da buna çok yakın bir değer ( $0,54 \text{ N/mm}^2$ ) hesaplanmıştır. Lingual trabeküler kemikte ise en fazla değer vidanın inferiorunda  $3,98 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. Yani en fazla gerilme stresleri bu alanlarda oluşmuştur.

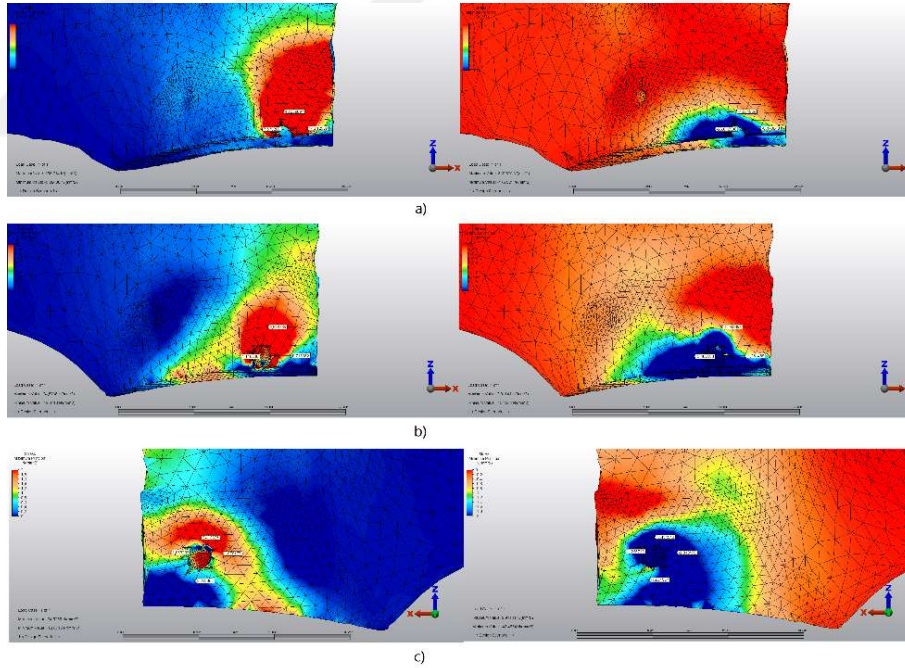


Şekil 4.6 : Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.



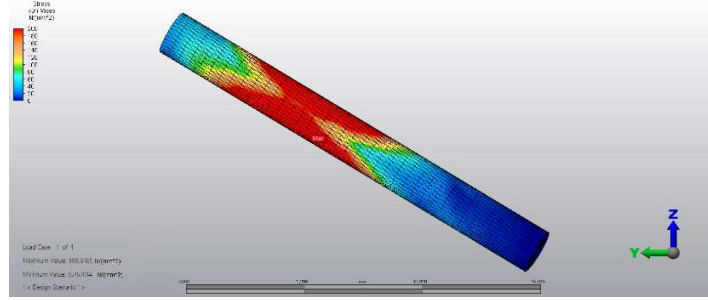
Yine distal fragmanda minimum asal streslere baktığımızda bukkal kortikal kemikte en fazla değer vida başının inferiorunda  $-1,62 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Trabeküler kemikte en fazla minimum asal stres vidanın superiorunda  $-0,32 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. Lingual taraf trabeküler kemikte ise en fazla değer vidanın inferiorunda  $-1,95 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Bu alanlarda da sıkışma stresi tipinin yoğunlaştığı görülmektedir. (Şekil 4.6)

Proksimal segmente baktığımızda bukkal kortikal kemikte en fazla maksimum asal stres değeri  $21,7 \text{ N/mm}^2$  olarak vida başının superiorunda, bukkal trabeküler kemikte yine superiorunda  $1,84 \text{ N/mm}^2$  hesaplanmıştır. Lingual taraf trabeküler kemikte de superiorunda ve  $1,2 \text{ N/mm}^2$  ile en fazla değerini almıştır. Minimum asal streslerde en büyük değerlere baktığımızda bukkal kortikal kemikte vidanın distalinde  $-13,0 \text{ N/mm}^2$ , bukkal trabeküler kemikte de vida distalinde  $-2,7 \text{ N/mm}^2$ , lingual trabeküler kemikte ise vidanın superiorunda  $-1,71 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. Bu değerlere baktığımızda en fazla sıkışma kuvvetlerinin bu alanlarda oluştuğunu anlamaktayız. (Şekil 4.7)



Şekil 4.7 : Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemik Pmax ve Pmin.

Vidalarındaki von-mises streslerine bakıldığında ise yine vidanın osteotomi hattına denk gelen alanı ve daha posteriorunda stres yoğunlaşması olduğu görülmektedir. Maksimum değeri  $399,32 \text{ N/mm}^2$  dir. Stresler homojen dağılmamıştır. (Şekil 4.8)



Şekil 4.8 : Mini vidada Von-mises stres.

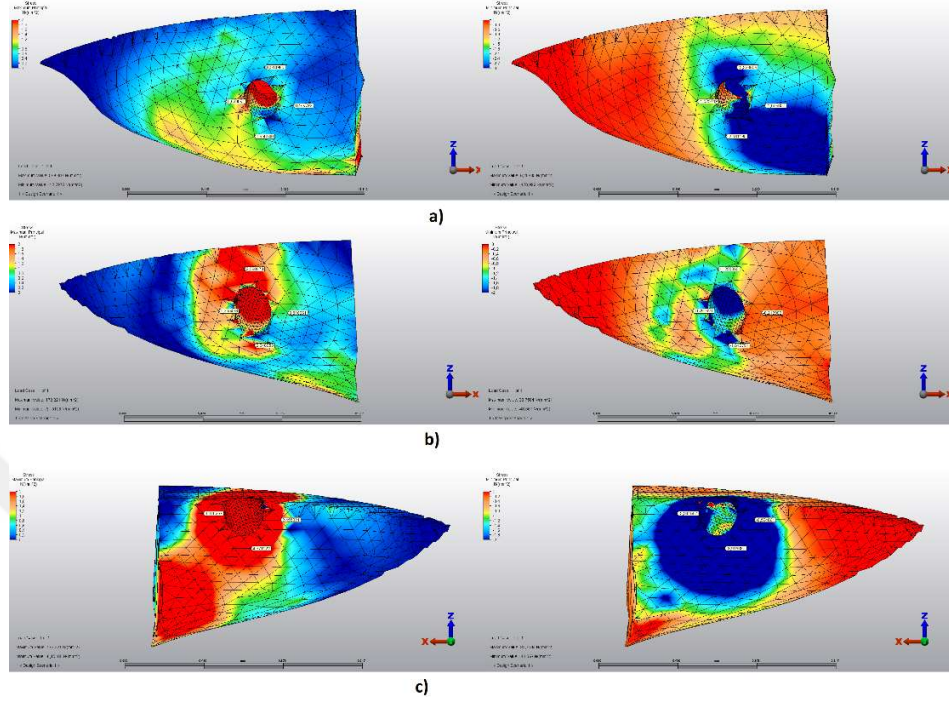
#### 4.1.1.3. Model 3: İki adet 2.8 mm rezorbe olabilen vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması

Model 3 de distal segmentteki maksimum asal stres için en büyük değerlere baktığımızda da bukkal kortikal kemikte vida başının inferiorunda  $0,47 \text{ N/mm}^2$  olduğu, bukkal trabeküler kemikte vida superiorunda  $1,18 \text{ N/mm}^2$  olduğu, lingual trabeküler kemikte ise vidanın inferiorunda  $2,18 \text{ N/mm}^2$  olduğu görülmektedir. (Şekil 4.9) Buna göre distal fragmanda bu noktalarda gerilme tipi stres yoğunlaşması olmuştur. Yine distal fragman için minimum asal stresler incelendiğinde bukkal kortikal kemikte en fazla sıkışma stresinin vida başının superiorunda ve  $-1,66 \text{ N/mm}^2$  değerinde olduğu, bukkal trabeküler kemikte  $-0,82 \text{ N/mm}^2$  ile en fazla vidanın inferiorunda oluştuğu görülmüştür.



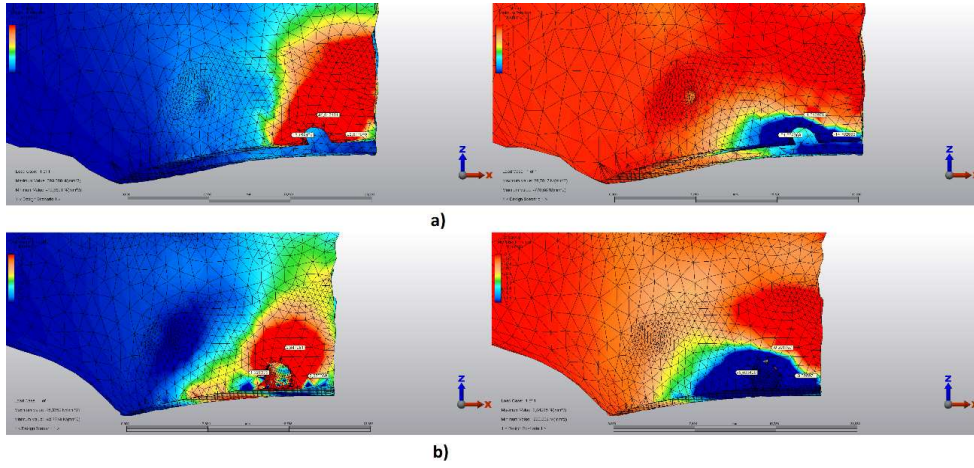
Şekil 4.9: Model 3: İki adet 2.8 mmlık rezorbe olabilen vida modeli

Lingual taraf trabeküler kemikte ise en fazla sıkışma tipi stres değeri vidanın inferiorunda ve  $-4,45 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. (Şekil 4.10)



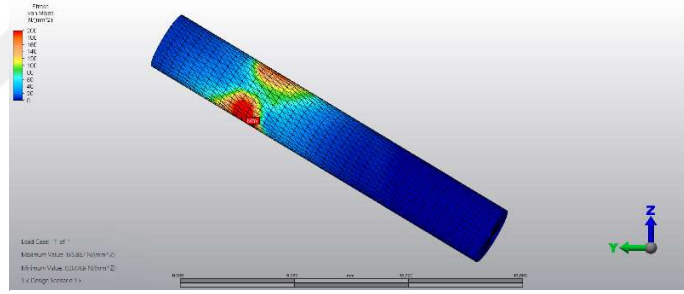
Şekil 4.10:Distal Segment a) Bukkal kortikal kemikte Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemikte Pmax ve Pmin c) Lingual trabeküler kemikte Pmax ve Pmin.

Proksimal segmentteki maksimum asal stres değerlerini incelediğimizde en fazla değerlerin bukkal kortikal kemikte vida başının superiorunda ve  $23,4 \text{ N/mm}^2$  değerinde olduğu, bukkal trabeküler kemikte  $2,92 \text{ N/mm}^2$  ile yine vida superiorunda olduğu görülmektedir. Bu modelde vidalar 18mm uzunlukta olduğu için üst fragmanda lingual taraftan çıkmamaktadır. Dolayısıyla bu alanda stres değeri yoktur. Yine üst fragmanda minimum asal stres için en büyük değerlere baktığımızda bukkal kortikal kemikte de trabeküler kemikte de vidanın distal tarafında olduğu görülmüştür. Değerleri sırasıyla kortikalde  $-15,6 \text{ N/mm}^2$  ve trabekülerde  $-2,75 \text{ N/mm}^2$  olarak hesaplanmıştır. Bu da sıkışma stresinin en çok vidanın distalinde olduğunu göstermektedir. (Şekil 4.11)



Şekil 4.11: Proksimal segment a) Bukkal kortikal kemik Pmax ve Pmin b) Bukkal trabeküler kemik Pmax ve Pmin.

Von-mises stres vidanın orta ve posterior 1/3 lük kısmında en fazla bulunmuştur. Maksimum değeri  $135,867 \text{ N/mm}^2$  dir. Stres homojen olmayıp yine vidanın osteotomi hattını desteklediği yerde en fazladır. (Şekil 4.12)



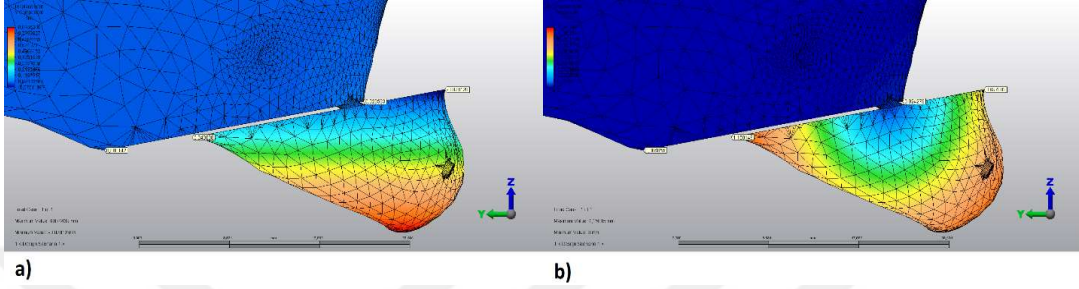
Şekil 4.12: Rezorbe olabilen vidada Von-mises stres

#### 4.1.2. Deplasman miktarlarının incelenmesi

Çalışmamızda 3 modelde deplasman miktarlarını karşılaştırmak için pogonyondaki deplasman değerleri hesaplanmıştır. Analiz sonuçlarından hem ön-arka yönü gösteren Y komponentinde hem de bütün deplasman miktarını gösteren magnitude deplasman miktarları hesaplanarak karşılaştırılmıştır.

#### 4.1.2.1. Model 1: İki adet 1,5 mm titanyum mikro vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması

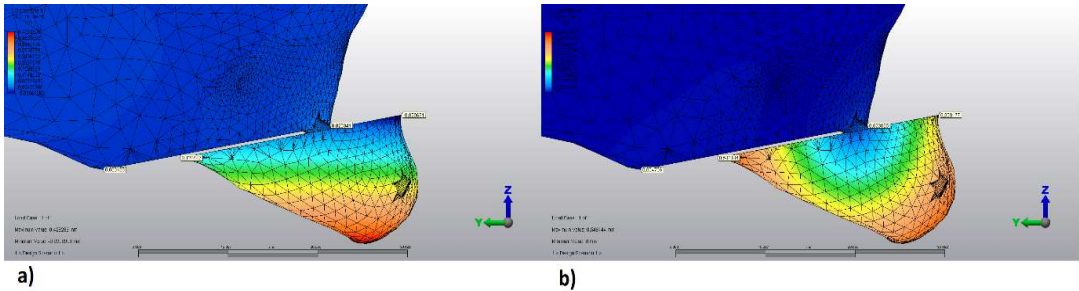
İki adet 1,5 mm'lik titanyum mikro vida ile yapılan fiksasyonda pogonyondaki deplasman miktarı Y komponentinde 0,2-0,25 mm, magnitüde deplasman miktarı ise 0,40-0,45 mm arasında hesaplanmıştır. (Şekil 4.13)



Şekil 4.13: Mikro vidada a) Y komponentinde deplasman b) Magnitüde deplasman.

#### 4.1.2.2. Model 2: İki adet 2.0 mm titanyum mini vida ile yapılan fiksasyonda çene ucuna 100 N kuvvet uygulanması

Model 2 de iki adet 2.0 mm lik titanyum mini vidayla yapılan fiksasyon modelinde pogonyon için Y komponentinde hesaplanan deplasman miktarı yaklaşık 0,1 mm, magnitüde deplasman miktarı ise 0,15-0,20 mm arasındadır. (Şekil 4.14)

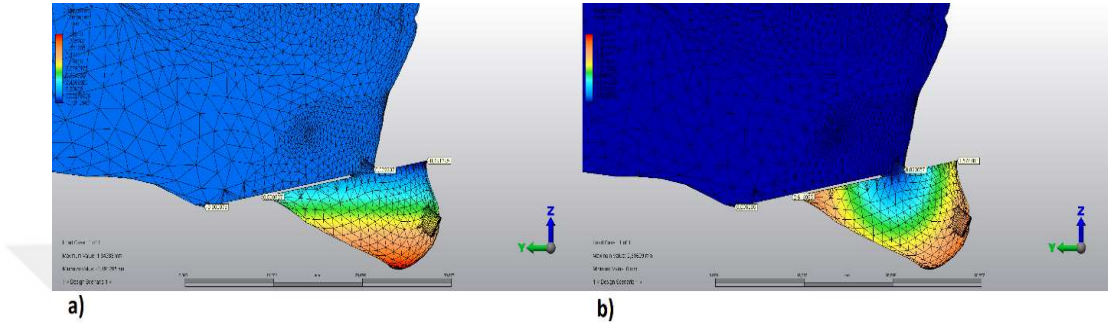


Şekil 4.14: Mini vidada a) Y komponentinde deplasman miktarı b) Magnitüde deplasman.



#### 4.1.2.3. Model 3: İki adet 2.8 mm rezorbe olabilen vida ile yapılan fiksasyonda gene ucuna 100 N kuvvet uygulanması

Model 3 te iki adet 2.8 mm'lik vida kullanılan rezorbe olabilen vida modelinde ise yine pogonyonda Y komponentinde 0,4-0,5 mm arası, magnitude olarak da 0,9-1 mm arası deplasman hesaplanmıştır. (Şekil 4.15)



Şekil 4.15: Resorbe olabilen vidada a) Y komponenti deplasman miktarı b) Magnitude deplasman.

## 4.2. Bulguların Karşılaştırılması

### 4.2.1. Von-mises streslerinin karşılaştırılması

Vida fiksasyonu için sırasıyla model 1, model 2 ve model 3 deki vidalardaki von-mises streslerine bakıldığında model 1 deki 1.5 mm titanyum mikro vidada von-mises stres miktarı  $856,31 \text{ N/mm}^2$ , model 2 de 2.0 mm titanyum mini vidada  $399,32 \text{ N/mm}^2$  ve model 3 deki 2.8 mm rezorbe olabilen vidada ise  $135,86 \text{ N/mm}^2$  olduğu görülmektedir. Bu sonuçlara göre farklı çaptaki titanyum vidalarda çap küçüldükçe vidadaki streslerin arttığı görülmektedir. Titanyum vidalarda streslere baktığımızda bu analiz için çaptaki 0.5 mm'lik azalmaya karşı streste iki kat kadar artma görülmüştür. Rezorbe olabilen vidada yine bu analizde hesaplanan von-mises değerine göre stres mini vidadan yaklaşık üç kat, mikro vidadan ise altı kat daha az bulunmuştur. Bu değerde materyal modülüne ek olarak çapının 2.8 mm olmasının da etkili olduğu düşünülmektedir. Titanyum mikro vida çapından yaklaşık 2 katı fazla çapta olan rezorbe olabilen vidada von-mises stres değerinde 1/6 kadar azalma görülmüştür. 2.8 mm çaptaki rezorbe olabilen vida ile 2.0 mm çaptaki titanyum mini vida çapındaki 1 katlık farkta rezorbe olabilen vidada von-mises stres değeri yaklaşık 3 kat daha az bulunmuştur. (Tablo 4.1)

Tablo 4.1: Von-mises stresler.

Model No		Von-Mises Stres (N/mm <sup>2</sup> )
<b>Model 1</b>	İki adet mikro vida	856,31
<b>Model 2</b>	İki adet mini vida	399,32
<b>Model 3</b>	İki adet rezorbe olabilen vida	135,86

En fazla von-mises stresi model 1 de mikro vidada, en az von-mises stresi ise model 3'te rezorbe olabilen vidada görülmüştür.

#### 4.2.2. Maksimum Asal Streslerin Karşılaştırılması

Çalışmamızda 3 model içinde distal segmentte en yüksek maksimum asal stres değeri yani en yüksek gerilme kuvveti 4,67 N/mm<sup>2</sup> ile mikro vida modelinde lingual spongios kemikte vidanın inferiorunda oluşmuştur. Proksimal segmentte ise en yüksek gerilme kuvveti 55,7 N/mm<sup>2</sup> ile yine mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın üst kısmında oluşmuştur.

Ayrı ayrı modeller incelendiğinde distal fragmanda bukkal tarafta kortikal kemikte en fazla gerilme kuvvetinin 0,5 N/mm<sup>2</sup> ile mini vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte 1,18 N/mm<sup>2</sup> değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde, lingual tarafta ise 4,67 N/mm<sup>2</sup> değeri ile mikro vida modelinde oluştuğu görülmektedir.(Tablo 4.2)

Tablo 4.2: Distal segment maksimum gerilme stresleri (N/mm<sup>2</sup>).

	Bukkal kortikal	Bukkal trabeküler	Lingual trabeküler
<b>Model 1</b>	0,22	0,63	4,67
<b>Model 2</b>	0,5	0,56	3,98
<b>Model 3</b>	0,47	1,18	2,18

Proksimal fragmanda ise bukkal kortikal kemikte en fazla gerilme kuvvetinin 55,7 N/mm<sup>2</sup> ile mikro vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte 2,92 N/mm<sup>2</sup> değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde oluştuğu görülmektedir. Proksimal fragmanda rezorbe olabilen vida (18 mm) lingualden çıkmadığı için sadece titanyum vidalar (19 mm)

arasında karşılaştırma yapılabilmektedir. Bu alanda da  $1,74 \text{ N/mm}^2$  stres değeri ile mikro vida modelinde en fazla gerilme kuvveti olduğu görülmüştür. (Tablo 4.3)

Tablo 4.3: Proksimal segment maksimum gerilme stresleri ( $\text{N/mm}^2$ ).

	Bukkal kortikal	Bukkal trabeküler	Lingual trabeküler
<b>Model 1</b>	55,7	2,87	1,74
<b>Model 2</b>	21,7	1,84	1,2
<b>Model 3</b>	23,4	2,92	-

#### 4.2.3. Minimum Asal Streslerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda 3 model içinde distal segmentte en yüksek minimum asal stres değeri yani en yüksek sıkışma kuvveti  $4,45 \text{ N/mm}^2$  ile rezorbe olabilen vida modelinde lingual spongiöz kemikte vidanın inferiorunda oluşmuştur. Proksimal segmentte ise en yüksek sıkışma kuvveti  $33,4 \text{ N/mm}^2$  ile mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın distal kısmında oluşmuştur.

Ayrı ayrı modeller incelendiğinde distal fragmanda bukkal tarafta kortikal kemikte en fazla sıkışma kuvvetinin  $1,86 \text{ N/mm}^2$  ile mini vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte  $0,82 \text{ N/mm}^2$  değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde, lingual tarafta ise  $4,45 \text{ N/mm}^2$  değeri ile yine rezorbe olabilen vida modelinde olduğu görülmektedir. (Tablo 4.4)

Tablo 4.4: Distal segment maksimum sıkışma stresleri ( $\text{N/mm}^2$ ).

	Bukkal kortikal	Bukkal trabeküler	Lingual trabeküler
<b>Model 1</b>	1,86	0,54	2,33
<b>Model 2</b>	1,62	0,32	1,95
<b>Model 3</b>	1,66	0,82	4,45

Proksimal fragmanda ise bukkal kortikal kemikte en fazla sıkışma stresinin  $33,4 \text{ N/mm}^2$  ile mikro vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte  $3,44 \text{ N/mm}^2$  değeri ile yine mikro vida modelinde olduğu görülmektedir. Proksimal fragmanda rezorbe olabilen



vida (18 mm) lingualden çıkmadığı için sadece titanyum vidalar (19 mm) arasında karşılaştırma yapılabilmektedir. Bu alanda da 2,13 N/mm<sup>2</sup> stres değeri ile mikro vida modelinde en fazla sıkışma kuvveti olduğu görülmüştür. (Tablo 4.5)

Tablo 4.5: Proksimal segment maksimum sıkışma stresleri (N/mm<sup>2</sup>).

	Bukkal kortikal	Bukkal trabeküler	Lingual trabeküler
<b>Model 1</b>	33,4	3,44	2,13
<b>Model 2</b>	13,0	2,7	1,71
<b>Model 3</b>	15,6	2,75	-

#### 4.2.4. Deplasman değerlerinin karşılaştırılması

Modellerdeki Y komponentindeki yer değiştirme miktarları karşılaştırıldığında en fazla deplasman miktarı rezorbe olabilen vida modelinde görülmüştür. En az deplasman miktarı ise mini vida modelinde görülmüştür. Ancak rezorbe olabilen vida fiksasyonunda mini vidaya göre deplasmanda belirgin bir fazlalık görülürken, mikro vidayla mini vida fiksasyonu deplasman değerlerinde bu kadar belirgin bir değer farkı görülmemektedir. Rezorbe olabilen vida çapı üretici firmanın genioplasti için önerdiği şekilde 2.8 mm olarak modellenmiştir. Çapı 2.0 mm olan titanyum mini vidayla karşılaştırıldığında çaptaki yaklaşık 1,5 kat artışa rağmen yine de rezorbe olabilen vidada deplasman miktarının neredeyse 5 kat fazla olduğu görülmektedir. Titanyum mikro vidaya bakıldığı zaman titanyum mini vidayla 0.5 mm lik farka karşılık yaklaşık 3 kat fazla deplasman hesaplanmıştır. Mikro vidayla rezorbe olabilen vida karşılaştırıldığında ise rezorbe olabilen vidanın çapı mikro vidanınkinin yaklaşık iki katı olmasına rağmen deplasman miktarı mikro vidadan yaklaşık 2 kat fazla olmuştur. (Tablo 4.6)

Tablo 4.6: Deplasman miktarları.

<b>Model no</b>		<b>Y komponenti (mm)</b>	<b>Magnitude (mm)</b>
<b>Model 1</b>	İki adet mikro vida	0,20-0,25	0,40-0,45
<b>Model 2</b>	İki adet mini vida	0,1	0,15-0,2
<b>Model 3</b>	İki adet rezorbe olabilen vida	0,4-0,5	0,9-1,0

## 5. TARTIŞMA

Çene uyumlu yüz şekli ve simetrisinden sorumludur ve bu nedenle anormal şekilde konumlanmış bir çenenin tedavisinde birçok düzeltme prosedürü geliştirilmiş olması şaşırtıcı değildir. Genioplasti genellikle yüz asimetrisi veya deformitesinin düzeltilmesi için genellikle diğer ortognatik prosedürlerle eş zamanlı kullanılan cerrahi bir tekniktir. (Shaughnessy ve ark., 2006; G. Lee ve ark., 2014). Yüzün alt üçte birlik kısmının yumuşak doku deformiteleri, bu alandaki anatomik yer işaretlerinin boyut, şekil, konum ya da oranlarındaki değişikliklerine bağlanabilir ve bu yüz görünümünün genel dengesini bozabilmektedir (Möhlhenrich ve ark., 2015).

Artan estetik farkındalık ile, alın, burun ve elmacık kemiğinin öneminin yanı sıra, günümüzde çene, yüz iskeletinin en önemli bölümlerinden biri olarak görülmeye başlanmıştır. İskeletin bu bölgelerinin kafa kaidesi ile ilişkili olarak boyutları, konumları ve üç boyutlu olarak birbirleriyle olan pozisyonel ilişkileri çok önemlidir ve bir insan yüzünün bireyselliğine katkıda bulunmaktadır (Abadi ve Pour, 2015).

Genioplasti, alt çeneyle kemik ve yumuşak doku bileşenleriyle birlikte şekillendiren yada boyutunu değiştirmek için uygulanan, çene pozisyonunun 3 boyutlu olarak kontrol edilmesini sağlayarak yüz estetiğini artırarak çenenin mümkün olan her yönde yeniden konumlandırabilmesini sağlayan cerrahi bir prosedürdür. Geride konumlanmış alt çene ucunun ilerletilmesi prosedürü (advancement genioplasti) yaygın olarak kullanılmaktadır. 8-10 mm'i geçen ilerletmelerde komplikasyonlar arttığı için çalışmamızda 8 mm lik ilerletme genioplastisi simüle edilmiştir. (Martinez ve ark., 1999; Shaughnessy ve ark., 2006; Shaik ve ark., 2013)

Erbe ve ark. (2011) class I olan 14 hastada yaptığı çalışmada genioplastinin oldukça elverişli bir prosedür olduğunu çenenin kalın kas-kütanöz katmanının yanı sıra, kortikokansellöz simfizin kalıcı iyileşmesinden dolayı, bu işlemle ilgili komplikasyonların çok düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Genioplastinin asıl amacı pogonyonun yerini değiştirmektir. Cerrahi şema, altta yatan kemikten yumuşak dokunun minimum deglovasyonunu ve tel, vida veya plaklarla doğru pozisyonda sabitlenmiş yatay osteotomileri içermektedir. Sonuç olarak mentalis kası diseke edilmektedir. Çene pitozisi gibi istenmeyen etkilerden kaçınmak için mentalis

kasının titizlikle yeniden yaklaştırılması çok önemlidir. (Chaushu ve ark., 2001). Çalışmada ilerletme genioplastisinde farklı fiksasyon materyalleri karşılaştırılmıştır. Alt çene ucu osteomize edilerek 8 mm anteriora ilerletilen distal segmentin farklı çapta titanyum vidalar ve rezorbe olabilen vidalarla fiksasyonu sonrası deplasman miktarı ile vidanın kendisinde oluşan ve kemiğe etki eden stres değerleri karşılaştırılmıştır. Rezorbe olabilen vidaların kemik iyileşmesi için yeterli stabiliteyi sağlaması durumunda vidaları çıkarmak için ikinci operasyona ihtiyaç ortadan kalkabilmektedir. Titanum mikro sistemlerin avantajları açısından da titanyum mikro vida ile titanyum mini vida karşılaştırılmıştır. Mandibulada çene ucu diğer bölgelere göre nispeten daha az kas kuvvetine maruz kaldığı için titanyum mikro vidaların yeterli stabiliteyi sağlaması durumunda vital yapılar korunmuş olmaktadır ve bu küçük çaptaki vidalar çene ucundan palpe edilmeden yerinde kalması sağlanabilmektedir.

Sonlu elemanlar analizi kompleks materyaller göz önüne alındığında, karmaşık bir yapıyı basit doğrusal şekle basitleştiren matematiksel bir modeldir ve üzerindeki yer değiştirme, gerilmeler ve zorlamaları belirleyebilen sayısal bir analiz tekniğidir. Bu basitleştirilmiş yapıların mekanik davranış hesaplamaları ve bu yapıların etkileşimi SEA ile analiz edilebilmektedir (Sarkarat ve ark., 2012; Kharmanda ve Kharna, 2017).

Günümüzde, sonlu elemanlar yöntemleri neredeyse bütün mühendislik tasarımlarının ve muhtemelen bilimsel çalışmaların her dalında analiz için kullanılmaktadır. Yöntem şu an öncelikle ticari sonlu elemanlar programlarının uygulamalarıyla kullanılmaktadır. Bu programlar süper hızlı bilgisayarlarda, iş istasyonlarında çok karmaşık problemleri çözmek için kullanılmaktadırlar. Sonlu elemanlar yöntemi başlangıçta katıların ve yapıların analizi için kullanılmış olmakla birlikte, prosedür şimdi sıvı-yapı etkileşimleri ile akışkanlar da dahil olmak üzere çoklu fizik problemlerinin analizi için kullanılmaktadır (Bathe, 2008).

Sonlu elemanlar analizi tekniğini diş hekimliğinde ilk uygulayanlar arasında Farah ve Craig gelmektedir (Farah ve Craig, 1974; 1975). Özellikle 90'lı yıllardan sonra bu analiz kullanılarak yapılan çalışmalar büyük hız kazanmıştır. Çene cerrahisi ve implantolojinin yanında ortodonti, protetik diş tedavisi, restoratif diş tedavisi alanlarında da oldukça fazla çalışmalar yapılmıştır (YAMAN, 1995)

Birçok yazar, kemik modellerinin biyomekanik davranışlarını tanımlamada sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu bildirmiş ve bu yöntem ile mandibula örnekleri üzerindeki in vitro ölçümler arasında yüksek bir korelasyon bulmuştur. Kemik biyomekaniği ile ilgili SEA çalışmaları ile biomekanik testlerin verilerinin paralel olduğunu bildirilmiştir. Sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu test etmek için klinik çalışmalarla sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmış olup yapılan varsayımların sonucu etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmiştir. (Keyak ve ark., 1990; Voo ve ark., 1996; Koriath ve Versluis, 1997; Huang ve ark., 2005). SEA sayesinde çalışmalarda deney hayvanlarına ve kadavralara olan ihtiyaç nispeten azalmıştır ve çalışmalar istendiğinde tekrarlanabilmektedir.

Ancak anatomik ve biyomekanik sınırlamalar, bu uygulamayı teknik açıdan zorlayıcı hale getirmektedir (Korkmaz, 2007). Örneğin biyolojik kemik dokusunun homojen bir yapıya sahip olmaması (non-homojen), farklı bölgelerinde farklı özellikler göstermesi (non-izotropik), uygulanan kuvvet ile meydana gelen deformasyon oranının farklılığı (non-lineer) model çeşitliliğini artırmaktadır. Ayrıca fiksasyon materyalleri ya da implantlarla kemik arası osseointegrasyon hiçbir zaman %100 olmamaktadır. Bu sebeple bazı varsayımların yapılması gerekmektedir. (Ashman ve Van Buskirk, 1987; İplikçioğlu ve Akça, 2002; Erkmek ve ark., 2005; Şimşek ve ark., 2006). Çalışmamızda kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilip vida ve kemik arasında kontak % 100 olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda incelenen farklı fiksasyon sistemlerini modeller arasında karşılaştırdığımız için karmaşık sınır koşullarını basitleştirmek adına diğer kas ataçman ve ligament yapıları yok sayılıp mandibuler kemik ile kondiler kontak koşulları hakkında bazı varsayımlar yapılmıştır. Çalışmamızda mandibula alt dişlerden ve kondillerden 3 düzlemde de hareketsiz kabul edilerek yutkunma, çiğneme ve ağız açma esnasında mekaniği oldukça farklı ve karmaşık olan suprahyoid kasların bağlandığı hyoid kemiğin hareketi yok sayılmıştır.

SEA'da incelenecek yapılar, eleman adı verilen geometrik şekillere bölünür ve birbirleriyle düğüm noktalarından bağlanarak ağ yapısını oluştururlar. Sonlu elemanlar analizinin güvenilirliğini artırmak için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğunca fazla tutulmalıdır. Uygulanan kuvvetle düğüm noktalarında meydana gelen değişimler analiz edildiğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan, fazla sayıda

kullanılması modelin doğruluk ve hassasiyet derecesinin yüksek olmasını sağlamaktadır (Geng ve ark., 2001). Çalışmamızda kullanılan eleman sayıları (ortalama 73954), SEA ile mandibular anterior segmental osteotomi sonrası fiksasyon karşılaştırması yapan Kılınç ve ark. (2016) (ort. 22,7077) ve sagittal split ramus osteotomisinde fiksasyon sistemi karşılaştırması yapan Erkmen ve ark. (2005) eleman sayılarına (122,717) yakın değerlerdeyken, Ramos ve ark. (2016) genioplastide plak fiksasyonunu karşılaştırdıkları çalışmalarındaki (ort. 8041485) ve Peixoto ve ark. (2017) atrofik mandibulada yaptıkları SEA analizindeki eleman sayılarına (ort. 2627340) oranla daha az olduğu görülmektedir (Erkmen ve ark., 2005; Kılınç ve ark., 2016; Peixoto ve ark., 2017; Ramos ve ark., 2017).

Sonlu elemanlar analizinin ilgi çekici özelliklerinden biri nesneleredeki zayıf noktaları görmek ya da materyal boyutunun redükte edilebilecek yerlerdeki stresi analiz edebilmesidir. Bunun için Von-mises streslerine bakılmaktadır. Von-mises stres, bir malzemedeki genel etkili olan stresin ölçeklendirici bir temsilidir. En sık olarak metalleredeki stresi değerlendirmek için kullanılan Von-mises stres hala tüm stres tensörlerinin bir ölçekleyicisi olarak kullanılabilir (Cox ve ark., 2003).

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilim ve Von-mises gerilim değerleri karşılaştırmalarda en sık kullanılan değerlerdir. Asal çekme ve sıkışma değerleri kemik gibi kırılabilir materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Von-mises gerilim değerleri ise plak ve vida gibi ezilebilir materyallerin içerisinde meydana gelen gerilmeleri göstermek için idealdir. (Kazimi ve Todreas, 2003).

Genioplasti için yapılan horizontal osteotomi sonrası distal segmentin lingualinde suprahyoid kasların ataçmanları bulunmaktadır. Bunlar diğastrik kasın anterior karnı, mylohyoid kası, geniohyoid kası ve genioglossus kasına ait ataçmanlardır. Diğastrik kasın anterior karnı simfizinin lingualine bağlanır. Diğastrik anterior karın orta tendondan, mandibulanın alt sınırındaki diğastrik fossaya, orta hatta yakın geçmektedir. Geniohyoid kas hyoid kemiğin ön yüzünden simfizinin lingualine bağlanmaktadır. Mylohyoid kas, mandibulanın mylohyoid çizgisinden başlayıp ince bir tabaka halinde ağız tabanını döşemektedir. Genioglossus kası, dilin ekstrasik kasıdır ve superior mental spina ya da genial tüberküllere bağlanmaktadır (Van Eijden ve ark., 1997; Silverstein ve ark., 2000; Guyuron B. ve Kinney B.M., 2011).

Hannam ve ark. (2008) yapmış oldukları çalışmada suprahyoid kasların gerginliklerini çene kaslarına göre uzunluk ve kesit alanlarındaki farklılıklarına göre oranlayarak yaklaşık olarak kasların maksimum gerginliğini hesaplamıştır. Çalışmalarından elde ettikleri sonuçlara göre digastrik kas ön karnının yaklaşık 50 N, arka karnının 30 N, geniohyoid kasın 20 N, mylohyoid kasın gerilimini ise anterior ve posterior olarak gruplanarak 20 N olarak tespit etmişlerdir. Çalışmamızda osteotomize edilen ve 8 mm ilerletilen distal segment üzerine bu kasların geri çekim kuvvetlerini simüle edecek şekilde toplamda 100 N kuvvet uygulanmıştır. Vida ve kemikteki stres ve deplasman miktarları analiz edilirken yarım çene analiz edildiği için aslında vida başına etki eden kuvvet 50 N olmuştur.

Osteotomize edilen kemik segmentlerinin stabilitesi iyileşme açısından çok önemlidir. Bu amaçla ayrılan kemik segmentleri arasında hareketsizliği sağlamak için çelik teller ile internal fiksasyon geçmişte yaygın olarak kullanılmaktaydı (Watzke ve ark., 1990; J. Reyneke ve ark., 1997; Van Sickels ve ark., 1999). Ancak kemik iyileşmesi sırasında kırıkların stabilitesini arttırmadan sadece doğru pozisyonda kemik hizalamasını sağladığı için intermaksiller fiksasyon ihtiyacından dolayı maksillo-mandibuler blokaja neden olmuştur. Tel osteosentezi diğer sistemlere göre nispeten daha ucuz bir fiksasyon çeşidi olsa da rijid fiksasyona kıyasla daha az stabildir ve plak ve vida tespiti kadar basit değildir. Tel fiksasyon tekniği ile büyük ilerletmelerin mümkün olmadığı bildirilmiştir. Tel fiksasyonla mümkün olan toplam ilerletme miktarının geniumun korteksinin toplam kalınlığı kadar olması gerektiği ve bunun ötesinde bir ilerletmenin tel fiksasyon tekniği ile mümkün olamayacağı belirtilmiştir. Birçok olguda alt segmentin postero-inferior olarak yer değiştirebileceği bildirilmiştir. Precious ve ark.(1992) metal plak ve vidalarla ya da tek başına vidalarla yapılan rigid fiksasyonun bu yer değiştirmeyi en aza indirmek için tercih edilen bir çözüm yolu olduğunu savunmuşlardır. Ancak plakların zamanla palpe edilebilir hale geldiği yumuşak dokusu ince olan hastalarda tel osteosentezinin önemli yeri olduğu belirtilmiştir (Shaik ve ark., 2013).

Reyneke ve ark. (1997) ilerletme genioplastisinde post-op en az 6 aylık sefalometrik takiplerle tel osteosenteziyle vida fiksasyonunu karşılaştırmış ve iki grup arasında iskeletsel stabilite olarak anlamlı bir fark bulunmadığını raporlamıştır. Martinez ve ark. (1999) yapmış oldukları çalışmalarında ilerletme genioplastisinde klinik olarak tel ve vida

osteosentezini karşılaştırmışlar ancak stabilite açısından gruplar arasında anlamlı bir farkın olmadığını raporlamışlardır.

Uygulama kolaylığı ve işlem süresini azaltması bakımından vida veya plak sistemleri günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedir. Bundan dolayı neredeyse yirmi yıldır metalik rijit fiksasyon, iskeletsel relapsı önlemek ve kemik segmentlerini stabil pozisyonda tutmak amacıyla kullanılan standart bir teknik haline gelmiştir. Bu sayede hastalar daha çabuk bir şekilde rutin aktivite ve iş hayatlarına dönebilmektedirler. (Dolanmaz ve ark., 2004; Ramos ve ark., 2017).

Günümüzde artık kemik fragmanlarının immobilizasyonu, metalik plak ve vidalar ile maksillomandibular fiksasyona gerek kalmaksızın sağlanabilmektedir. Bu sistemler hastaların cerrahi müdahaleyi takiben çiğneme sistemlerini işlevsel olarak kullanabilmelerine olanak tanımaktadır. (Buijs ve ark., 2012).

İnternal fiksasyon için modern sistemlerin kullanılması, intermaksiller fiksasyon süresini büyük oranda kısaltmakta ya da tamamen ortadan kaldırmaktadır. Bu ameliyatların terapötik hedeflerinden biri relapsı önlemek ve komplikasyonsuz kemik iyileşmesini sağlamaktır. Bundan dolayı modern yöntemler internal fiksasyon için titanyumu kullanmaktadır (Maurer ve ark., 2002).

Mikro vida ve plaklar, daha büyük plak-vida sistemlerine bir alternatif olmuştur. Çoğunlukla fazla kas veya çiğneme kuvvetleri bulunmayan ince kemiklerdeki kırıklar ve osteotomilerde endikedirler. Küçük boyutları ve çok daha küçük plak-vida profili sayesinde bu alanlardaki ince yumuşak dokuya müdahale etmezler ve bu açıdan nispeten daha büyük mini plaklara göre üstün olmuşlardır. Bu sadece çocuklarda avantaj olmayıp aynı zamanda erişkinlerde de infraorbital gibi alanlarda avantaj sağladığı bildirilmiştir (H. G. Luhr, 1990). Çalışmamızda daha az kas ataçmanı ve kuvvetine maruz kalan çene ucunda mikro vida, mini vida ve rezorbe olabilen vida sistemlerini karşılaştırdık.

Bikortikal vida fiksasyonu oldukça başarılı bir stabilizasyon yöntemidir. Vidalar gelen kuvvetleri geniş bir alana yayarak stabilizasyonu artırır ve kemik rezorbsiyonunu minimize ederler. Vidaların başarısını değerlendirirken gelen kuvvetlerin vidalara ve kemiğe nasıl yayıldığına dikkat etmek gerektiği belirtilmiştir (Sindel ve ark., 2014).



Biyomekanik çalışmalar, bikortikal vida fiksasyonunun, monokortikal bir plaktan daha stabil olma eğiliminde olduğunu göstermiştir. Al-Moraissi ve ark. (2016) yaptıkları bir meta-analizin sonucunda mandibular setback prosedürü için kullanıldığında BSSO'nun bikortikal vida fiksasyonu ve plak tespiti arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı hipotezini desteklediğini raporlamışlardır.

Maurer ve ark. (1999) mikro ve mini vidalarla yaptıkları çalışmalarında 2.0 mm çapında mini vidanın ramus split osteotomisinde yeterli stabiliteyi sağlayabileceğini raporlamışlardır. 1.5 mm çaplı mikro vidaların da 89.5 N a kadar olan kuvvetlere karşı koyabileceğini bildirerek, ramus split osteotomisi sonrası erken iyileşme döneminde hastaların bu kuvvette ısramayacaklarını da belirtmişlerdir.

Sindel ve ark. (2014) sonlu elemanlar yöntemiyle yaptıkları stres analizinde SSRO fiksasyonunda 1.5 mm ve 2.0 mm'lik bikortikal vida fiksasyonunda bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Sinir yaralanması, geniş defekt alanı, kemik üzerindeki mikro kırıklar ve kondil üzerindeki daha fazla rahatsızlık gibi komplikasyonları önlemek için SSRO fiksasyonunda 1.5 mm'lik vidaların seçilmesini önermişlerdir.

Yapılan çalışma sonuçlarına göre de mikro vida fiksasyonu kabul edilebilir bir stabilite sağlamıştır. Ancak kemiğe ilettiği stresler ve vidalarda oluşan Von-mises stresler mini vidaya oranla daha fazladır. Çalışmamızda mini vida fiksasyonu stres ve deplasman açısından daha başarılı bulunmuştur.

Klinik testler, titanyum materyallerin biyouyumlu olduğunu kanıtlamıştır, ancak vücutta daimi olarak kalacak yabancı bir madde olması nedeniyle ve yapılan hayvan çalışmalarında skar dokusunda, kemiği saran yumuşak dokuda, akciğerlerde ve bölgesel lenf düğümlerinde titanyum parçacıklarının varlığının gösterilmesi internal fiksasyon cihazlarını çıkarmak için ikinci bir ameliyatı endike hale getirebilmektedir (Laing ve ark., 1967; Schllephake ve ark., 1993). Öyle ki bazı yazarlar kemik iyileşmesini hızlandırmada etkili olduğu ve iyileşme tamamlandıktan sonra palpe edilebilir hale geldiğinden dolayı titanyum plakların ve vidaların rutin olarak çıkarılmasını savunmaktadırlar (Ferretti ve Reyneke, 2002; Maurer ve ark., 2002). Bununla birlikte bu plak ve vidaların bazıları, enfeksiyon, termal hassasiyet veya psikolojik nedenlerden dolayı çıkarılmayı gerektirmektedirler. Bu metal fiksasyon sistemlerinin radyopak görüntü vermelerinden

dolayı radyolojik görüntülerde parazit yapmaları özellikle kranio-maksillo-fasiyal alanda muhtemel rekürrens veya metastazın erken tespitinde son derece önemli olduğu belirtilmektedir. Metallerin radyoopasitesinin kanser hastalarının tedavisinde kullanılan radyoterapiye de olumsuz etki gösterebileceği bildirilmiştir (Scher ve ark., 1988; Rosenberg ve ark., 1993; Cox ve ark., 2003; Cheung ve ark., 2004; Lee, 2016)

Ayrıca metalik implantların ilk yerleştirildikleri zaman üzerlerinde oluşan biyofilm tabakası bakteri yapışmasına ve kolonizasyonuna (örneğin, Staphylococcus epidermidis) uygun ortam sağlamaktadır. Bu biyofilm antikorların ve fagositlerin var olan bakterilere ulaşmasını engeller ve antibiyotik hassasiyeti ile bakteriyel büyüme için koruyucu bir ortam sağlar, bu da inatçı bir enfeksiyon oluşumuna neden olabilmektedir. Bunun sonucu olarak artmış cerrahi risk, morbidite, medikal ve finansal kaynakların harcanması ve tıbbi bakım maliyetlerinde artış gibi durumlar ortaya çıkmaktadır (Ashammakhi ve ark., 2003). Matthew ve Frame (1999), 23 oral ve maksillofasiyal cerrahi uzmanıyla görüşerek plak çıkarma insidansının %5 ila %40 arasında değiştiğini ve ortalama çıkarılma oranının %13 olduğunu bildirmişlerdir.

Rezorbe olabilen vida ve plakların zamanla kaybolmaları bir çok komplikasyonun önüne geçerek büyük avantaj sağlamaktadır (Suuronen ve ark., 1992; Haers ve ark., 1998) Bundan dolayı yapılan bu çalışmada titanyum vidalarla rezorbe olabilen vidalar genioplasti prosedüründe simfiz bölgesinde birbirlerine alternatif olup olamayacakları konusunda karşılaştırılmıştır.

Osteosentez için rezorbe olabilen sistemlerin kullanımı maksillofasiyal cerrahide giderek artmakta ve başarıyla uygulanmaktadır (Cheung ve ark., 2004). İlk başta osteotomize edilmiş kemik fragmanlarının yük taşıyacak herhangi bir dayanıklılığı yoktur, bu nedenle implantın tüm yükü taşıması gerekmektedir. Bu aşamada implantların maksimum mekanik destek özelliklerine sahip olması gerekmektedir. İyileşme devam ederken kemiğin dayanıklılığı arttıkça implantta maksimum dayanıklılık gerekmez ve daha düşük bir sertlikle kemiğe daha fazla yük aktarması tercih edilmektedir. Metalik osteofiksasyon cihazları kemiğin kendisinden çok daha katıdır; sonuç olarak rigid fiksasyonun kallus oluşumunu kısıtlayarak özellikle yük taşıyan kemiklerde stresin

korunması sonucu kemik atrofisi veya osteopeniye neden olacağı bildirilmiştir (Ashammakhi ve ark., 2003). Rezorbe olabilen implantlar, kemiğe yakın bir esneme modülüne sahiptirler ve abzorbe oldukça güçlerini kaybederler ve stresi iyileşen kemiğe yavaşça aktarırlar. Bu özellikler osteoporoz ve kemik atrofisini önlemektedir. Kemik iyileşmesi bittiğinde, implantların mekanik fonksiyonlarını kaybetmiş olması ve sonunda tamamen degrade olması gerektiği bilinmektedir. Ne yazık ki, bu ideal gereksinimi karşılayan implantlar henüz mevcut değildir. Rezorbe olabilen implantların uygulanmasını sınırlayan en önemli faktör mekanik özellikleridir (L. Claes, 1992; Suuronen ve ark., 1992). Çalışmada kullanılan rezorbe olabilen vidaların elastik modülü (3,15 Gpa) kemiğin elastik modülüne (14,8 Gpa) titanyumdan (113,8 Gpa) daha yakındır. Kemiğe ilettiği stresler hesaplandığında diğer modellerden daha fazla stres transferi olduğu görülmüştür. Ancak kemiğe ilettiği streslerin kemiğin fizyolojik dayanma sınırının altında olduğu görülmüştür. Vidanın kendisinde oluşan Von-mises stresin ise çalışma modelleri içinde en az olduğu görülmüştür.

Cox ve ark. (2003) polilaktik asit ve poliglukolik asidin rezorbe olabilir plastik kopolimerlerinin vücut tarafından aylardan birkaç yıla kadar uzanan dönemde rezorbe olurken anatomik yükleri idare edebilecek kadar sağlamlık ve dayanıklılığa sahip göründüklerini raporlamışlardır. Böyle bir kopolimerden yapılmış bir fiksasyon sisteminin, bir kırığın erken iyileşmesinde kararlı sabitleme sağlarken, kemik doğal yükü karşılayacak kadar geliştikçe zamanla kaybolmaya başlayacağı ön görülmektedir.

İmplantasyondan sonra biyorezorbe olabilen plak ve vidalar dokuda boyutlarında değişikliklere neden olan dinamik bir sürece girmektedirler. Pietrzak ve ark. (2006) yaptıkları bir çalışmada % 82 poli-L-laktik asit ve % 18 poliglukolik asit yönelimli bir kopolimerden yapılmış 1.5 mm çaplı vidalar kullanarak in vitro pH 7.4, 37 C° tampon ortamında ıslatma öncesi ve sonrasında vida boyutlarını ölçmüşlerdir. Tampona maruz bırakıldıktan 33 gün sonra, vidaların fiziksel olarak boyut ve şeklinde bir değişiklik olmadığı gözlemlenmiştir. Biyolojik olarak eriyebilen bir vidadaki polimer materyalinin orientasyonun materyalin dayanıklılığını arttırdığını ve hidrolizini geciktirdiğini belirtmişlerdir.

Nieminen ve ark. (2007) biyolojik olarak parçalanabilen yeni bir kraniomaksillofasial plak sisteminin doku reaksiyonlarını ve mekanik dayanıklılığını test

etmişlerdir. İn vitro çalışmada implantlar 26 hafta boyunca tüm kütlelerini korurken 104. haftada kütlelerinin % 63-80'ini kaybetmişlerdir. Vidaların 12-16. haftaya kadar makaslama dirençlerini koruduklarını, plakların ise gerilme dirençlerini en az 6. haftaya kadar koruduklarını bildirmişlerdir. 3-nokta bükme testlerinde plakların maksimum kapasitesinin 26 haftada kademeli olarak % 87 oranında azaldığını ve sonuç olarak, incelenen plak ve vidaların, bir kemik fraktürü veya osteotomisinin iyileşme süresi boyunca yabancı cisim reaksiyonu göstermeden yeterli desteği sağlayacağını raporlamışlardır.

Edwards ve ark. (2001b) da bu materyallerin insanlarda uzun vadede klinik olarak önemli bir inflamatuvar veya toksik reaksiyona neden olmadığını raporlamışlardır (Edwards ve ark., 2001b)

Mandibuler osteotomilerde fiksasyon için rezorbe olabilen malzemeler, klinik kullanımda yer almak ve metal kadar üstün olmak için üç kriter sağlamalıdır; polimerik materyal kısa veya uzun dönemde yabancı cisim reaksiyonları riski olmaksızın tamamen indirgenmelidir, yeniden konumlandırılmış segmentleri korumak ve erken kemik iyileşmesini desteklemek için yeterli desteği sağlamalıdır ve intraoperatif olarak uygulaması zor veya zaman alıcı olmamalıdır (Edwards ve ark., 1999; Pietrzak ve Eppley, 2006).

Birçok rapor rezorbe olabilir osteosentezin stabilite ve relaps açısından karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini göstermiştir, ancak birçok departmanda halen genel kullanımda değildir. Rezorbe olabilen osteosentez teknolojisi geliştikçe, yeni rezorbe olabilir malzeme kompozisyonları ile gelişmiş performans amaçlanmaktadır. Bu materyaller Le Fort I ve genioplasti osteotomilerinde umut verici sonuçlar ile test edilmiştir (Ballon ve ark., 2012). Çalışmamızda rezorbe olabilen vidaların ve titanyum mikro ve mini vidaların stres ve deplasman miktarlarını sık başvurulan bir teknik olan genioplasti osteotomisi sonrası 8 mm ilerletilmiş segment fiksasyonunda sonlu elemanlar ile analizi yapılmıştır.

Çeşitli hayvan modelleri rezorbe olabilir plak ve vidaların biyolojik olarak uyumlu olduğunu, komplikasyonsuz kemik iyileşmesini sağlamak için yapısal olarak yeterli olduğunu ve belli bir süreden sonra tamamen biyolojik olarak parçalanabildiğini

göstermiştir. Ayrıca, büyüme ve gelişim dönemindeki hastalarda plak migrasyonunun, büyüme ve gelişmeyi etkilemesinin önüne geçilebileceği düşünülmektedir (Ferretti ve Reyneke, 2002). Titanyum sistemlerin vakaların % 5-40'ında kemik iyileştikten sonra ikinci bir ameliyatla çıkarıldığı bildirilmiştir. Biyolojik olarak bozunabilir (biodegradable) osteosentez sistemleri titanyum plakların çıkarılmasına ilişkin problemleri azaltmak hatta ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Bu sayede hasta konforu artmakla birlikte, sağlık sisteminde daha az yük olacak ve hastaların iş hayatlarına engel olmayacağı için toplum yararına olacağı düşünülmektedir (Van Bakelen ve ark., 2014). Yapılan bu çalışmada hem hasta konforu hem de ülke ekonomisi açısından son zamanlarda sık başvuru alan genioplasti işleminde titanyum vidalarla rezorbe olabilen vidalar karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarımıza göre her üç vida fiksasyonunun da yeterli stabiliteyi sağladığı görülmüştür. Vida ile yapılan fiksasyon yönteminin 4 adet monokortikal vidayla yapılan plak fiksasyonuna alternatif olup toplamda maliyeti düşüreceği görülmüştür. Rezorbe olan vida fiksasyonunun yeterli stabilite sağlaması aynı zamanda hastanın ikinci bir ameliyat endişesini ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca ikinci ameliyat ve hastane prosedürleriyle ülke ekonomisi açısından da avantaj sağlayacağı için çalışmamızda rezorbe olabilen sistemlerin 8 mm e kadar olan ilerletme genioplastisinde kullanılabileceği ön görülmüştür.

Ferretti ve Reyneke (2002) 40 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 6 aylık bilateral sagittal split osteotomisi takiplerinde 8 mm'den daha az ilerletmelerde rezorbe olabilen poly-L-laktik/polyglilolik asit vida fiksasyonunun titanyum vida fiksasyonuna alternatif olabileceğini raporlamışlardır.

Birçok cerrah maliyeti, uzun ameliyat süresi, belirsiz stabilite ve enfeksiyon riski nedeniyle hala ortognatik hastaları için rezorbe olabilen sistemleri kullanmakta tereddüt etmektedir (Paeng ve ark., 2012). Rezorbe olabilen plakların titanyumdan yapılan benzerlerine göre daha zayıf ve dayanıksızlığı düşünülmekte ve özellikle mandibula gibi geniş osteotomi ve yükleme alanlarında dayanıklılığı birçok cerrah tarafından sorgulanmaktadır. Biyolojik olarak bozunabilir bir plak sisteminin kırılma eğiliminin titanyumdan daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bunda malzemenin dinamik ve kimyasal özelliklerinin yanısıra statik veya fonksiyonel yük ve plak tasarımı gib birçok faktörün etkili olduğu belirtilmiştir (Korkmaz, 2007; Yoshioka ve ark., 2012). Çalışmadaki vida modelleri incelendiğinde uygulanan 100 N'luk kuvvete rağmen rezorbe olabilen vida

fiksasyonunun titanyum vida fiksasyonu ile karşılaştırması yapıldığında fizyolojik sınırlarda olan asal ve von-mises değerleriyle tatmin edici sonuçlar vermişlerdir.

Çalışmamıza destek olabilecek diğer bir çalışma Tams ve ark. (1999) tarafından yapılmıştır. Bilgisayar modeline dayanan mandibulada farklı bölgelerdeki kırıklarda yaptıkları bir çalışmada rezorbe olabilen mini plakların fragmanlar arası kontak olsun ya da olmasın sadece simfiz kırıklarında kullanıma uygun olduklarını raporlamışlardır.

Cox ve ark. (2003) da çalışmamıza benzer olarak sonlu elemanlar analizi ile angulus kırığını simüle ettikleri çalışmalarında titanyum ve rezorbe olabilir sistemleri fragmanlar arası deplasman miktarı açısından karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçları, titanyum fiksasyonunun iki kemik segmentini yakın konumda daha sıkı bir şekilde tespit ettiğini göstermiştir. Bununla birlikte, rezorbe olabilir polimerlerin kırık hareketsizliği için hali hazırda yerleşmiş normları karşılamak için yeterli sağlamlığı gösterdiğini de belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmada deplasman değerleri ile titanyum mini vida fiksasyonu başarılı sonuç verirken, mikro ve rezorbe olabilen vida fiksasyonu modelleri deplasman miktarı olarak kabul edilebilir sonuçlar vermiştir.

Bilgisayar ortamındaki çalışmalar dışında Edwards ve ark. (1999) 37 hastada mandibuler SSRO sonrası post operatif takiplerinin sonucunda anormal bir duruma rastlanmadığını hiçbir hastada enfeksiyon veya yara yeri açıklığı olmadığını ve postoperatif oklüzyonların tüm hastalarda cerrahi öncesi tahminlerle tutarlı olduğunu raporlamışlardır. En uzun takipleri 17 ay olmuştur (ortalama 7.2 ay; 3 ila 17 ay aralığında). Osteotomi alanlarının radyolojik iyileşmesinin tipik olarak postoperatif altıncı ayda tamamlandığını ve 1 yıl sonra, bu süreye kadar takip edilebilen hastalarda osteotomi alanlarının iyileştiğini, vida deliklerinin genişleme olmadan radyolüsent kaldığını bildirmişlerdir.

Yine Edwards ve ark. (2000) rezorbe olabilen plak ve vidalarla 20 hastada 21 adet anterior mandibular osteotomi ile bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 16 hastada ilerletme, 2 hastada horizontal setback ve 2 hastada vertikal redüksiyon yapılmıştır. Ortalama ilerletme miktarı 7.6 mm (aralık 4-14 mm), ortalama horizontal setback 6.0 mm (aralık 4-8 mm) ve ortalama vertikal redüksiyon 7.0 mm (aralık 5-9 mm) olarak bildirilmiştir. Fiksasyon 13 hastada (% 65) lag vida tekniğiyle, 7 hastada (% 35) plak ve

vida fiksasyonu ile yapılmıştır. Tüm olgularda intraoperatif stabilitenin tatmin edici olduğu ve ameliyattan 6 ay sonrasına kadar segmental instabilite ve postoperatif enfeksiyon olmadığını raporlamışlardır.

Cheung ve ark.(2004) yaptıkları randomize çalışmaya Le fort 1 osteotomisi, mandibuler osteotomiler ve genioplasti olmak üzere 177 osteotomi ile toplamda 60 hasta dahil edilmiştir. Otuz hastada yapılan 87 osteotomide 196 adet titanyum plak 784 adet titanyum vida ile; diğer 30 hastadaki 90 osteotomide ise 165 tane rezorbe olabilen plak 658 adet rezorbe olabilen vidalarla fikse edilmiştir. Yara yeri rahatsızlığı, osteotomi segmentlerinin klinik olarak stabilitesi, plak palpasyonu ve hasta memnuniyeti gibi klinik olarak subjektif parametrelere göre iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmada titanyum ile rezorbe olabilen fiksasyon arasındaki enfeksiyon oranında da bir fark bulunmamıştır. Buna ek olarak, rezorbe olabilen fiksasyon yapılan hastalarda görülen enfeksiyon başlangıcının titanyum fiksasyonu yapılanlardan daha geç başladığını belirtmişlerdir (Cheung ve ark., 2004).

Paeng ve ark. (2012) iskeletsel sınıf III maloklüzyonlu ardışık 50 hastayı incelemişlerdir. Mandibular geri alma (set back) ameliyatının sonuçlarının mandibular ilerletmeye göre daha az stabil olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada iskeletsel sınıf III maloklüzyonların sagittal split ramus osteotomisi sonrasında titanyum ve rezorbe olabilir bikortikal vidalarla yapılan fiksasyon sonrasında iskeletsel stabiliteleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda çalışmamıza benzer şekilde rezorbe olabilen bikortikal vidaların klinik olarak kabul edilebilir bir stabilite gösterdiği raporlanmıştır. Bizim çalışmamızda da rezorbe olabilen vida ile titanyum vida sonuçlarının stabilite olarak kabul edilebilir olduğu görülmüştür. Buna ek olarak, mandibular set back (geri alma) ameliyatı için anterior-posterior planda titanyum vidalara kıyasla istatistiksel olarak bir farklılık görülmediği, bununla birlikte, rezorbe olabilen vidaların vertikal açıdan titanyum vidalara göre daha stabil olduğu bildirilmiştir. Ayrıca rezorbe olan vidaların rezorbe olan plaklara göre enfeksiyona daha az yatkın olduğu, buna neden olarak da pozisyonunun yara yerinden daha uzak olması ve görünürlüğünün az olması fikri öne sürülmüştür.

Bayram ve ark. (2009) ise koyun mandibulasında yaptıkları in vitro çalışma sonucunda rezorbe olabilir ve titanyum mini plaklarla sabitlenmiş mandibular kırıklarda önemli stabilite farklılıkları olduğunu ve mandibuler kırıklarda bu iki sistemin birbirine

alternatif olamayacağını raporlamışlardır. Bayram ve ark. yaptıkları bu çalışma daha önce Chacon ve ark.'nın (2005) bir adet kadavra mandibulasında yaptıkları benzer çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir. Çalışmamızda her ne kadar mandibula kadar kuvvete maruz kalmayan genial bölge değerlendirilmiş olsa da Tams ve ark. (1999) göre fizyolojik mobilite sınırı olan 0,15mm'i geçen mikro vida ve rezorbe olabilen vida fiksasyonu stabilite olarak sorgulanabilir. Ancak Ganesh ve ark. (2005) göre mobilite sınırı olan 0,5 mm'i geçmedikleri için yeterli stabiliteyi sağlamışlardır.

Potansiyel avantajlarına karşın biyolojik olarak rezorbe olan plak ve vida sistemlerinin geleneksel titanyum sistemlerinden çok daha pahalı olduğunu belirtmek gerekir. Rezorbe olabilen sistemler daha karmaşık bir fiksasyon sistemidir, manüplasyonu zordur ve bu operasyon süresini uzatmaktadır. Ayrıca maliyet ve kemik stabilitesindeki belirsizlikler nedeniyle bir çok cerrah ve departman tarafından yaygın olarak kullanılmamaktadır. (Dolanmaz ve ark., 2004; Paeng ve ark., 2012). Ancak Lee' e göre (2016) ameliyat sırasında geçici bir titanyum plak kullanılarak, biyolojik olarak bozunabilir vidaların sabitlenmesi son derece kolaylaşır ve gerekli ek süre yaklaşık 5 dakika azaltılabilir. Ortopedi ve travma cerrahisinde rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin maliyet etkinliğinin kısmen geri çıkarma prosedürlerinin olmamasından kazanıldığı savunulmaktadır. Antibiyotik içeren biyoaktif osteofiksasyon materyallerinin de enfeksiyon oranını azaltarak maliyeti düşürmeye katkıda bulunabileceği ileri sürülmektedir (Ashammakhi ve ark., 2003). Çalışmamızda iki adet rezorbe olabilen vida modelinin stabilitesi kabul edilebilir bulunmuştur. Böylece hem daha ekonomik olacağı hemde plak uyumlandırması süresinden kazanım sağlayacağı avantajı ön görülmüştür.

Çene ucu yumuşak dokularının ilerletme miktarının %80-85'i kadar etkilendiği bildirilmiştir. Zamanla anterior kenarda kemik rezorpsiyonu olduğundan başlangıçtaki ilerletme miktarının %80 kadarı kalıcı olmaktadır. Yumuşak doku da bu rezorpsiyonu takip ederek bir miktar geri çekilmektedir (Edwards ve ark., 2000).

Pogonyonda ve ilerletilmiş segmentin alt sınırında oluşan rezorpsiyonla ilgili birçok rapor bulunmaktadır. İlerletilen genial segmentin nüks miktarı % 2.6'dan % 30'a kadar geniş bir aralıkta değişkenlik gösterebilmektedir. Bazı otörler çene ucunu yumuşak doku ve kas ataçmanlarından ayırarak serbest bir greft gibi ilerletmeyi önermektedir, ancak bu yöntemde daha fazla rezorpsiyon olduğunu gözlemlemişlerdir. Çene ucunun yumuşak



doku ataçmanlarından ayrılıp bu şekilde ilerletilmesinin çene ucu segmentinde rezorbsiyona ve hatta kanlanmanın bozulmasıyla nekroza neden olabileceği bildirilmiştir (Reed ve Smith, 2000). Downfraktür edilen segmentin vaskülaritesini korumak için geniş bir yumuşak doku ataçmanı arka ve alt kısımda muhafaza edilirse distal kemik segmente kan akışı sürdürülür ve bu tekniğin çok yönlülüğü ve güvenilirliğini belirgin hale getirmektedir (Talebzadeh ve Pogrel, 2001). Bell (1983) ve Vedtofte ve ark. (1991) göre iyileşme, kemiğe ve yumuşak dokuya kan dolaşımı sürekli olarak muhafaza edildiğinde optimaldir ve rezorbsiyon miktarı önemli derecede azalmaktadır. Bu nedenle distal segment minimum avasküler nekroz tehlikesi ile osteomize edilebilmektedir. Mercuri ve Laskin (1977) alt fragmanın serbest bir greft gibi ilerletildiği bir genioplastide çene ucunun avasküler nekrozu vakasını raporlamışlardır. Rezorbsiyon ve relapsı birçok faktör etkilemektedir. Çenenin kanlanması ve ilerletme miktarı 5-6 mm'den az olduğunda iyi derecede stabilite beklenmektedir (Martinez ve ark., 1999). Çalışma modellerinde çene ucu distal fragmanı 8 mm ilerletilmiş olarak simüle edilmiştir. Çünkü bir çok rapora göre aşırı ilerletmelerde kas ve yumuşak dokuların gerilmesi artacağından stabilitenin bozulması ve 8-10 mm'i geçen aşırı ilerletmelerde çene ucu ve pogonyonda rezorbsiyonun ve relapsın % 20'lere varacağı belirtilmiştir (Martinez ve ark., 1999; Chaushu ve ark., 2001). Joss ve Vassalli (2008) ilerletme miktarıyla relaps arasında pozitif bir korelasyon olduğunu raporlamışlardır. İlerletme ne kadar büyük olursa, relapsın da o kadar büyük olacağını vurgulamışlardır. Çoğu rapora göre B ve Pg noktaları, relapsı gösteren en önemli iki değişken olarak seçilmiştir (Joss ve Vassalli, 2008; Van Bakelen ve ark., 2014). Çalışmamızda yapılan analizlerde deplasman miktarları incelenirken pogonyon noktasındaki değerler karşılaştırılmıştır.

Kemik şekillenmesinin (remodeling) niteliksel değerlendirmesi, genioplasti alanlarında eşzamanlı olarak kemik depozisyonu ve rezorpsiyonu alanlarının meydana geldiğini ortaya koymuştur. Kemik depozisyonu belirgin olarak proksimal segmentin anterior kısmında osteotomi alanının hemen üstünde, B noktasında, mandibulanın labiyal yüzeyinde gözlemlenmiştir. Kemik birikiminin görüldüğü diğer bir alan da bilateral olarak distal segmentin arka kenarlarında distal ve proksimal segmentlerin kontak noktalarıdır. Bu kemik depozisyonu sayesinde osteotomiden kaynaklanan keskin kenarlar yuvarlatılmış olmaktadır. İki kemik segmenti arasında aralık (gap) olan tüm vakalarda,

yeni kemik oluşumu ile bu boşluğun tamamen köprü gibi dolduğu görülmüştür. İlerletilmiş genioplastilerde alt segmentin anterosuperior tarafında kemik kaybı olduğu gözlemlenmiştir. Posteriora geri konumlandırmada ise tersi olarak osteotomi hattı üzerinde mandibulanın labial yüzeyinde kemik kaybı olurken inferior segmentin anterosuperior yüzeyinde kemik oluşumu gözlemlenmiştir. Burdan yola çıkılarak genioplasti için fiksasyon sistemleri kemik depozisyon alanına yerleştirilmelidir. Fiksasyon materyalleri kemik apozisyon bölgesine yerleştirildiğinde gömülürken, kemik kaybı bölgesine yerleştirildiğinde eksternalize olarak dışa yansıma yapmaktadırlar (Edwards ve ark., 2000; Shaik ve ark., 2013). Bu nedenle cerrah fiksasyon materyalinin konumunu hem stabilite hem de post operatif remodelingi göz önünde tutarak planlamalıdır.

Van Bakelen ve ark. (2014) travma ve ortognatik tedavi gereken 230 hasta üzerinde randomize kontrollü çalışma yapmışlardır. Mandibular osteotomileri 2.5 mm rezorbe olabilen veya 2.0 mm titanyum plaklar ve vidalarla sabitlemişlerdir. Mevcut çalışmadaki en önemli sonuç değişkeni, biyolojik olarak parçalanabilir veya titanyum plaklar ve vidalar ile ameliyattan 2 yıl sonra iskeletsel stabilite (relaps) ölçümü yapılmıştır. Son takip izleminde ölçülen ve hemen ameliyattan sonra ölçülen bazı sefalometrik değişkenler arasındaki fark relaps olarak değerlendirilmiştir. Ancak bu süre zarfında sefalogramlarda eksiklik olması yada yapılan osteotomi nedeniyle çalışmadan bazı hastalar çıkarılmış olup rezorbe olabilen fiksasyon grubunda 15 hastanın ve titanyum grubunda 22 hastanın analizi yapılmıştır. 8 mm veya daha düşük BSSO ilerletmelerinin analizi, rezorbe olabilen veya titanyum sistemi ile tedavi edilen hastalar arasında relaps açısından anlamlı bir fark göstermemiştir. BSSO ilerletmesinden 2 yıl sonraki post-operatif iskelet stabilitesinin rezorbe olabilen ve titanyum plak ve vidalarla tedavi edilen hastalar arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır.

Vida osteosentezinin bir avantajı daha az zaman alıcı olması ve segmentin daha doğru konumlandırılmasını sağlayabilmesidir. (J. Reyneke ve ark., 1997). Birçok çalışma, bikortikal vida fiksasyonunun monokortikal plak fiksasyonuna göre daha katı ve deformasyona daha az yatkın olma eğiliminde olduğunu göstermiştir (Anucul ve ark., 1992; Hammer ve ark., 1995; Chung ve ark., 2008). Çalışma modellerimizde de genioplastide çene ucu fragmanına diğer mandibula osteotomilerindeki fragmanlar kadar

büyük kas kuvvetleri gelmediği için 1.5 mm mikro ve 2.0 mm mini vidalar modellenerek incelenmiştir. Çalışmamızda da iyi stabilite sağlayan vida fiksasyonlarıyla plaklardaki olası uyum sorunu, manuplasyon zorluğu yada PLA materyalindeki plaklar gibi hatalı ısıtma soğutma sonucu mekanik direnç değişikliği ihtimali ortadan kalkmaktadır. Bu sebepten ve çalışma sonuçlarımızdan yola çıkarak vida fiksasyonunun daha iyi bir stabilite ve kısalmış operasyon süresi avantajı sağladığını ve olası plak adaptasyon hataları riskini ortadan kaldırdığını desteklemekteyiz.

İmplantasyon üzerine yapılan birçok biyomekanik çalışmada yüksek stresli bölge ile kemik rezorpsiyonu arasında doğrudan bir korelasyon olduğu ortaya konmuştur. Özellikle, vidaların gevşemesi ve kemik rezorpsiyonunun ameliyattan hemen sonraki aşamada arayüzde oluşan yüksek stresler ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Sugiura ve ark., 2000). Maksimum normal stres kriteriyle uyumlu olarak, fizyolojik kemik hasarının ve kemik rezorpsiyonunun aktivasyonunun lokal risk göstergelerini tanımlamak için kemik-implant arayüzünde asal stresler analiz edilmektedir. SEA'da kuvvet uygulaması sonucu oluşan gerilmelerin meydana getireceği deformasyonlar, cismin elastik limitlerine göre belirlenmektedir. Esneme kriterinin üzerinde oluşan gerilmelerde plastik deformasyon izlenmekte yani kırık oluşmaktadır. Buna göre, fizyolojik bir sınır olarak kemik maksimum dayanma kuvvetini varsayarsak, maksimum sıkışma asal stres değeri 170-190 MPa'yı aştığında ve maksimum gerilme asal stres değeri 100-130 MPa'yı aştığında kortikal kemikte lokal aşırı yüklenme olmaktadır. Ayrıca, trabeküler kemikte lokal aşırı yüklenme maksimum gerilme asal stres değerinin ve/veya maksimum sıkışma asal stres değerinin mutlak değeri 5 Mpa' yı aşarsa oluşmaktadır (Baggi ve ark., 2008). Bazı raporlara göre de yaklaşık -40 MPa'lık basınç gerilmesinin kemik için fizyolojik olduğu ve kemik rezorpsiyonu için kritik eşik değerinin - 50 Mpa civarında olduğu bildirilmiştir (Sugiura ve ark., 2000).

Yapılan analizlerde bütün modeller içinde en fazla gerilme stresinin 55,7 Mpa ile mikro vida fiksasyonunda proksimal segmentte bukkal taraf kortikal kemik bölgesinde olduğu görülmüştür. Bu değer kemik maksimum dayanım kuvvetini aşmamaktadır. Sıkışma streslerinde en büyük değer proksimal segmentte -33,4 Mpa ile mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın distal kısmında oluşmuştur. Bu değer de -50 Mpa'nın altında olduğu için herhangi bir rezorpsiyon beklenmemektedir. Diğer bütün

modellerde gerilme streslerinin kemik maksimum dayanım kuvvetini ve rezorbsiyon sınırını aşmadığı bu sayede gruplarda herhangi bir rezorbsiyon yada deformasyona neden olabilecek aşırı stresin oluşmadığı gözlenmiştir. Yine tüm modellerde sıkışma streslerine baktığımız zaman oluşan maksimum sıkışma streslerinin bu fizyolojik değerleri aşmadığı görülmektedir. Trabeküler kemiklerdeki gerilme streslerinin ya da sıkışma streslerinin mutlak değerinin de '5 MPa' değerini geçmediği için trabeküler alanlarda da aşırı yüklenme olmamıştır.

Bir materyalin kuvvet altında dayanıklılığının değerlendirilmesi o materyalin gösterdiği kalıcı deformasyon direnciyle ilişkilidir. Materyallerde oluşması muhtemel kalıcı deformasyonun başladığı stres 'yield stres' değeridir. Modellenen vidalar için kullanılan titanyum alloyun yield strength değeri Niinomi (1998) tarafından 825-869 Mpa, Fernández ve ark. (2003) tarafından ise 880 MPa olarak bildirilmiştir. Bu değerlerle karşılaştırıldığında yapılan SEA analizi sonuçlarına göre 100 N'luk kuvvet uygulandığında mikro vidada oluşan 856,31 Mpa ve mini vidada oluşan 399,32 Mpa'lık Von-mises stres değerleri ile iki grupta da kalıcı deformasyon beklenmemektedir. Rezorbe olabilen vidadaki Von-mises stres değeri ise 135,86 MPa ile bu materyaller için bildirilen (Çimen, 2011) 233 MPa'lık deformasyon stres sınırını aşmadığından dolayı bu grupta da kalıcı deformasyon beklenmemektedir.

Yaptığımız SEA sonuçlarına göre 100 N'luk kuvvette modellerdeki Y komponentindeki deplasman miktarlarına bakıldığında titanyum mikro vida modelinde 0,2-0,25 mm; titanyum mini vida modelinde 0,1mm; rezorbe olabilen vida modelinde ise 0,4-0,5mm deplasman miktarı hesaplanmıştır. Ganesh ve ark. (2005), kemik iyileşmesinin sağlanabilmesi için kemik fragmanlarındaki hareketliliğin 500  $\mu$ 'a kadar olması gerektiğini bildirmiştir. Yapılan analizde titanyum vida modellerinin biyolojik sınırlar içinde hareket ettiği, rezorbe olabilen vida modelinin ise tam bu sınırdaki bir değer aldığı görülmüştür. Yapılan analizde toplam 'magnitude' deplasman miktarlarına bakıldığında ise yine titanyum mikro vida ve mini vida modelleri sırasıyla yaklaşık 0,4 mm ve 0,2 mm hareket miktarı ile fizyolojik hareket sınırını aşmazken, rezorbe olabilen vida modelinin bu sınırı aşarak yaklaşık 1 mm hareket ettiği gözlenmiştir. Öte yandan literatürden ideal iyileşmenin fragmanlar arası yer değiştirmenin 0,10 ila 0,15 mm aralığında olması durumunda mümkün olduğunu bildiren Tams ve ark. (1999) göre ise sadece mini vida

fiksasyonu modelindeki deplasman miktarının kabul edilebilir değerde olduğu gözlenmiştir. Titanyum mikro vida ve rezorbe olabilen vida modellerinde bu fizyolojik sınır aşılmıştır.

Edwards ve ark. (2000) göre uzun vadedeki segment stabilitesinin metal sistemlerden farklı olup olmadığı daha kapsamlı sefalometrik analizler ve daha uzun dönem takipleri gerektirmektedir. Bununla birlikte mandibular simfizin düşük biyomekanik talepleriyle rezorbe olabilen çeşitli fiksasyon tekniklerinin bizim çalışma sonuçlarımızla paralel olarak burada yeterli stabiliteyi sağlayabileceğini öne sürmüşlerdir. Yaptığımız sonlu elemanlar analizi uygulanan kuvvetin etkisiyle lineer ve anlık oluşan deplasman ve stres miktarlarıdır. Zamanla oluşan rezorbsiyonla bu rezorbe olabilen vida ve plakların sağlamlığı değişmektedir, ancak bu sürede kemik iyileşmesi de olacağından osteotomi hattının destek ihtiyacı da değişmektedir. Bunu anlamak için in vivo ortamda daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Titanyum mini ve mikro vida sistemlerinin deplasman miktarları ve kemikte oluşan stresler açısından genioplasti fiksasyonunda rezorbe olabilen vida sistemlerinden daha üstün olduğu,

Titanyum vida sistemlerinden mikro vida fiksasyonunun geniş defekt alanı, kemik üzerinde mikro kırıkların oluşması ve sinir yaralanması gibi komplikasyonları önlemek için genioplasti fiksasyonunda kullanılabileceği ancak metalde oluşan stresin mini vidaya göre yaklaşık olarak 2 kat fazla olduğu,

Rezorbe olabilen vida sisteminin ise hasta konforunu bozacak vida palpasyonu ve estetik olmayan sonuçlar gibi istenmeyen durumları önlemek için titanyum vida sistemlerine alternatif olarak kullanılabileceği ancak kuvvet karşısında distal segmentte oluşan deplasman miktarının bu fiksasyon yönteminde diğer yöntemlere göre daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır.

Elde edilen çalışma sonuçlarına göre;

- İlerletme genioplastisinde 8 mm'e kadar yapılacak ilerletmelerde en uygun fiksasyon yönteminin mini vida sistemleri olduğu anlaşılmıştır.

- Özellikle distal segmentte fazla kuvvetin geleceği düşünülen genioplasti prosedürleri sonrası segmentlerin stabilizasyonunu bozabilecek vida kırılmalarıyla sonuçlanabileceği için mikro vida sistemlerinin kullanımının sakıncalı olacağını düşünmekteyiz.

- Rezorbe olabilen vida sistemlerinin kabul edilebilir ölçülerde deplasman göstermesi, vidanın kendisinde oluşan ve kemikte meydana getirdikleri düşük stres dağılımları açısından mini vida sistemlerine iyi bir alternatif olacağı kanaatindeyiz.

Ancak bu çalışma in vitro koşullarda yapılmış olup, in vivo birçok faktörün etkisinin de dikkate alınması gerektiği açıktır. Kesin klinik değerlendirmeler için benzer in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 7. KAYNAKLAR

- Abadi M. ve Pour O. B. (2015). Genioplasty. *Facial Plastic Surgery*, 31 (05), 513-522.
- ADIGÜZEL Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
- Anucul B., Waite P. D. ve Lemons J. E. (1992). In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50 (12), 1295-1299.
- Ashammakhi N., Suuronen R., Tiainen J., Törmälä P. ve Waris T. (2003). Spotlight on naturally absorbable osteofixation devices. *Journal of Craniofacial Surgery*, 14 (2), 247-259.
- Ashman R. ve Van Buskirk W. (1987). The elastic properties of a human mandible. *Advances in dental research*, 1 (1), 64-67.
- Assunção W. G., Barão V. A. R., Tabata L. F., Gomes E. A., Delben J. A. ve dos Santos P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20 (4), 1173-1177.
- Atalı O. (2011). Rezorbe Olabilen Miniplak – Vida Sistemlerinin Tavşan Modelinde Biyomekanik Stabilitelerinin Servohidrolik Test Ünitesi Ve Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi. Marmara Üniversitesi, İstanbul.
- Atik F., Ataç M., Özkan A., Kılınç Y. ve Arslan M. (2016). Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures. *Nigerian journal of clinical practice*, 19 (3), 386-390.
- Aufricht G. (1934). Combined nasal plastic and chin plastic: Correction of microgenia by osteocartilaginous transplant from large hump nose. *The American Journal of Surgery*, 25 (2), 292-296.
- Baggi L., Cappelloni I., Di Girolamo M., Maceri F. ve Vairo G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100 (6), 422-431.
- Ballon A., Laudemann K., Sader R. ve Landes C. A. (2012). Segmental stability of resorbable P (L/DL) LA-TMC osteosynthesis versus titanium miniplates in orthognatic surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40 (8), e408-e414.
- Baran N. M. (1988). Finite element analysis on microcomputers: McGraw-Hill, Inc. S: 26-60.
- Bathe K. J. (2008). Finite element method: Wiley Online Library.
- Ben-Nissan B., Svensson N., Kelly D. ve Vajda T. (1987). *Computer aided three-dimensional modelling and finite element analysis of the mandible*. Paper presented at the Finite Element Methods in Engineering: Proceedings of the Fifth International Conference in Australia on Finite Element Methods.
- Buijs G., van Bakelen N., Jansma J., de Visscher J., Hoppenreijts T., Bergsma J. ve ark. (2012). A randomized clinical trial of biodegradable and titanium fixation systems in maxillofacial surgery. *Journal of dental research*, 91 (3), 299-304.

- Chaushu G., Blinder D., Taicher S. ve Chaushu S. (2001). The effect of precise reattachment of the mentalis muscle on the soft tissue response to genioplasty. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59 (5), 510-516.
- Cheung L. K., Chow L. K. ve Chiu W. K. (2004). A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98 (4), 386-397.
- Choi A., Ben-Nissan B. ve Conway R. (2005). Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal*, 50 (1), 42-48.
- Choi J.-P., Baek S.-H. ve Choi J.-Y. (2010). Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21 (4), 1104-1109.
- Chow B. ve Lau A. (2009). The planning of orthognathic surgery—the digital era. *The Hong Kong Medical Diary*, 14 (6), 11-14.
- Chung I.-H., Yoo C.-K., Lee E.-K., Ihm J.-A., Park C.-J., Lim J.-S. ve ark. (2008). Postoperative stability after sagittal split ramus osteotomies for a mandibular setback with monocortical plate fixation or bicortical screw fixation. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 66 (3), 446-452.
- Claes L. (1992). Mechanical characterization of biodegradable implants. *Clinical materials*, 10 (1-2), 41-46.
- Claes L. E., Heigele C. A., Neidlinger-Wilke C., Kaspar D., Seidl W., Margevicius K. J. ve ark. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clinical orthopaedics and related research*, 355, S132-S147.
- Cox T., Kohn M. W. ve Impelluso T. (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 61 (4), 481-487.
- Çimen E. (2011). 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. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, ANKARA.
- de Molon R. S., de Ávila É. D., Scartezini G. R., Campos J. A. D. B., Vaz L. G., Gabrielli M. F. R. ve ark. (2011). In vitro comparison of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 39 (8), 574-577.
- DeFreitas C. E., Ellis E. ve Sinn D. P. (1992). A retrospective study of advancement genioplasty using a special bone plate. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50 (4), 340-346.
- Dolanmaz D., Uckan S., Isik K. ve Saglam H. (2004). Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42 (2), 127-132.
- Edwards R. C. ve Kiely K. D. (1998). Resorbable fixation of Le Fort I osteotomies. *Journal of Craniofacial Surgery*, 9 (3), 210-214.
- Edwards R. C., Kiely K. D. ve Eppley B. L. (1999). Resorbable PLLA-PGA screw fixation of mandibular sagittal split osteotomies. *Journal of Craniofacial Surgery*, 10 (3), 230-236.
- Edwards R. C., Kiely K. D. ve Eppley B. L. (2000). Resorbable fixation techniques for genioplasty. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 58 (3), 269-272.



- Edwards R. C., Kiely K. D. ve Eppley B. L. (2001a). The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59 (1), 19-25.
- Edwards R. C., Kiely K. D. ve Eppley B. L. (2001b). Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59 (3), 271-276.
- Erbe C., Mulié R. ve Ruf S. (2011). Advancement genioplasty in Class I patients: predictability and stability of facial profile changes. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 40 (11), 1258-1262.
- Erkmen E., Şimşek B., Yücel E. ve Kurt A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43 (2), 97-104.
- Farah J. ve Craig R. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of dental research*, 53 (4), 859-866.
- Farah J. ve Craig R. (1975). Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *Journal of dental research*, 54 (2), 255-261.
- Ferretti C. ve Reyneke J. P. (2002). Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: a prospective, comparative study of postoperative stability. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 93 (5), 534-537.
- Ferretti C. ve Reyneke J. P. (2016). Genioplasty. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 24 (1), 79-85.
- Fung Y.-c. (2013). Biomechanics: mechanical properties of living tissues: Springer Science & Business Media. S: 23-29.
- Geng J.-P., Tan K. B. ve Liu G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85 (6), 585-598.
- Getter L. (1972). A biodegradable interosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *J Oral Surg*, 30, 344-348.
- Gilardino M. S., Chen E. ve Bartlett S. P. (2009). Choice of internal rigid fixation materials in the treatment of facial fractures. *Cranio-maxillofacial Trauma and Reconstruction*, 2 (01), 049-060.
- Guyuron B. ve Kadi J. S. (1997). Problems following genioplasty. Diagnosis and treatment. *Clinics in plastic surgery*, 24 (3), 507-514.
- Guyuron B. ve Kinney B.M. (2011). Aesthetic Plastic Surgery Video Atlas (Guyuron, B. Ed. 1. bs.): Elsevier Saunders. (11/2011).
- Haers P. E., Suuronen R., Lindqvist C. ve Sailer H. (1998). Biodegradable polylactide plates and screws in orthognathic surgery. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 26 (2), 87-91.
- Hammer B., Ettl D., Rahn B. ve Prein J. (1995). Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 23 (5), 321-324.

- Huang H. L., Huang J. S., Ko C. C., Hsu J. T., Chang C. H. ve Chen M. Y. (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*, 16 (4), 466-472.
- İplikçioğlu H. ve Akça K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*, 30 (1), 41-46.
- Joss C. U. ve Vassalli I. M. (2008). Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 66 (8), 1634-1643.
- Kademani D., Rombach D. ve Quinn D. (2005). Trauma to the temporomandibular joint region. *fonseca RJ, Walker RV, bets NJ, Barber HD power MP (eds.). Oral and Maxillofacial trauma*, 1, 561.
- Kalfas I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical focus*, 10 (4), 1-4.
- Kazimi M. ve Todreas N. (2003). Introduction to Structural Mechanics: Todreas.
- Keyak J., Meagher J., Skinner H. ve Mote C. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering*, 12 (5), 389-397.
- Kharmanda G. ve Kharma M.-Y. (2017). Evaluating the effect of minimizing screws on stabilization of symphysis mandibular fracture by 3D finite element analysis. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 16 (2), 205-211.
- Kiliç Y., Erkmen E. ve Kurt A. (2016). Biomechanical evaluation of different fixation methods for mandibular anterior segmental osteotomy using finite element analysis, part two: superior repositioning surgery with bone allograft. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27 (1), 36-40.
- Korioth T. ve Versluis A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8 (1), 90-104.
- Korkmaz H. H. (2007). Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103 (6), e1-e13.
- Kulkarni R. K., Moore E., Hegyeli A. ve Leonard F. (1971). Biodegradable poly (lactic acid) polymers. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 5 (3), 169-181.
- Laing P. G., Ferguson A. B. ve Hodge E. S. (1967). Tissue reaction in rabbit muscle exposed to metallic implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1 (1), 135-149.
- Lakes R. (1987). Foam structures with a negative Poisson's ratio. *Science*, 235, 1038-1041.
- Lee G.-T., Jung H.-D., Kim S. Y., Park H.-S. ve Jung Y.-S. (2014). The stability following advancement genioplasty with biodegradable screw fixation. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52 (4), 363-368.
- Lee G., Jung H., Kim S., Park H. ve Jung Y. (2014). The stability following advancement genioplasty with biodegradable screw fixation. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52 (4), 363-368.
- Lee T. S. (2016). A Simple and Reliable Method of Narrowing Genioplasty Using Biodegradable Screws. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27 (1), 185-187.

- Lešić A. R., Zagorac S., Bumbaširević V. ve Bumbaširević M. Ž. (2012). The development of internal fixation: historical overview. *Acta chirurgica iugoslavica*, 59 (3), 9-13.
- Luhr H.-G. (1988). A micro-system for cranio-maxillofacial skeletal fixation: preliminary report. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 16, 312-314.
- Luhr H.-G. (2000). Entwicklung der modernen Osteosynthese. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie*, 4 (1), S084-S090.
- Luhr H. G. (1990). Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 1 (1), 35-52.
- Martinez J. T., Turvey T. A. ve Proffitt W. R. (1999). Osseous remodeling after inferior border osteotomy for chin augmentation: an indication for early surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 57 (10), 1175-1180.
- Maurer P., Holweg S., Knoll W.-D. ve Schubert J. (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40 (1), 76-83.
- Miles B. A. ve Leach J. L. (2007). Osseous genioplasty: Technical considerations. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 18 (3), 181-188.
- Miloro M., Ghali G., Larsen P. ve Waite P. (2004). Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery (Vol. 1): PMPH-USA.
- Möhlhenrich S. C., Heussen N., Kamal M., Peters F., Fritz U., Hölzle F. ve ark. (2015). Influence of setback and advancement osseous genioplasty on facial outcome: A computer-simulated study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43 (10), 2017-2025.
- Murnaghan F. (1944). The compressibility of media under extreme pressures. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 30 (9), 244-247.
- Nemeth D. Z., Rodrigues-Garcia R. C., Sakai S., Hatch J. P., Van Sickels J. E., Bays R. A. ve ark. (2000). Bilateral sagittal split osteotomy and temporomandibular disorders Rigid fixation versus wire fixation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 89 (1), 29-34.
- Nieminen T., Rantala I., Hiidenheimo I., Keränen J., Kainulainen H., Wuolijoki E. ve ark. (2008). Degradative and mechanical properties of a novel resorbable plating system during a 3-year follow-up in vivo and in vitro. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19 (3), 1155-1163.
- Obeid G. ve Lindquist C. C. (1991). Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 71 (6), 665-669.
- Paeng J.-Y., Hong J., Kim C.-S. ve Kim M.-J. (2012). Comparative study of skeletal stability between bicortical resorbable and titanium screw fixation after sagittal split ramus osteotomy for mandibular prognathism. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40 (8), 660-664.
- Panula K. (2004). Correction of dentofacial deformities with orthognathic surgery: Outcome of treatment with special reference to costs, benefits and risks.
- Peixoto H. E., Camati P. R., Faot F., Sotto-Maior B. S., Martinez E. F. ve Peruzzo D. C. (2017). Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Materials Science and Engineering: C*, 80, 122-128.

- Pietrzak W. S. ve Eppley B. L. (2006). Stability of craniofacial PLLA/PGA copolymer bioabsorbable screws. *Journal of Craniofacial Surgery*, 17 (2), 331-336.
- Polido W. D., Regis L. D. C. ve Bell W. H. (1991). Bone resorption, stability, and soft-tissue changes following large chin advancements. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 49 (3), 251-256.
- Posnick J. C. (2013). Principles and practice of orthognathic surgery: Elsevier Health Sciences. S: 61-69.
- Precious D.S., Armstrong J.E. ve D. M. (1992). Anatomic placement of fixation devices in genioplasty. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 73 (1), 2-8.
- Precious D. S., Cardoso A. B., Cardoso M. C. A. ve Doucet J.-C. (2014). Cost comparison of genioplasty: when indicated, wire osteosynthesis is more cost effective than plate and screw fixation. *Oral and maxillofacial surgery*, 18 (4), 439-444.
- Proffit W. R., White R. P. ve Sarver D. M. (2003). Contemporary treatment of dentofacial deformity (Vol. 200): Mosby St Louis, Mo. S: 335.
- Ramos V., Pinto L. ve Basting R. (2017). Force and deformation stresses in customized and non-customized plates during simulation of advancement genioplasty. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 45 (11), 1820-1827.
- Reddy P. S., Kashyap B., Hallur N. ve Sikkerimath B. (2011). Advancement Genioplasty—Cephalometric Analysis of Osseous and Soft Tissue Changes. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 10 (4), 288-295.
- Reed E. H. ve Smith R. G. (2000). Genioplasty: a case for alloplastic chin augmentation. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 58 (7), 788-793.
- Reyneke J., Johnston T. ve Van der Linden W. (1997). Screw osteosynthesis compared with wire osteosynthesis in advancement genioplasty: a retrospective study of skeletal stability. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35 (5), 352-356.
- Reyneke J. P. (2003). Essentials of orthognathic surgery: Quintessence Carol Stream, Ill, USA.
- Rosen H. M. (1986). Miniplate fixation of Le Fort I osteotomies. *Plastic and reconstructive surgery*, 78 (6), 748-754.
- Rosenberg A., Grätz K. ve Sailer H. (1993). Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 22 (3), 185-188.
- Sarkarat F., Motamedi M. H. K., Bohluli B., Moharamnejad N., Ansari S. ve Shahabi-Sirjani H. (2012). Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 70 (6), 1434-1438.
- Sato F. R. L., Mannarino F. S., Asprino L. ve de Moraes M. (2014). Prevalence and treatment of dentofacial deformities on a multiethnic population: a retrospective study. *Oral and maxillofacial surgery*, 18 (2), 173-179.
- Scher N., Poe D., Kuchnir F., Reft C., Weichselbaum R. ve Panje W. (1988). Radiotherapy of the resected mandible following stainless steel plate fixation. *The Laryngoscope*, 98 (5), 561-563.
- Schllephake H., Lehmann H., Kunz U. ve Schmelzelsen H. (1993). Ultrastructural findings in soft tissues adjacent to titanium plates used in jaw fracture treatment. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 22 (1), 20-25.

- Seküçoğlu L. T. (2006). Ortognatik Cerrahi Uygulanan Hastaların Retrospektif Değerlendirilmesi, Komplikasyonların ve İskeletsel Relapsların Analizi. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakóltesi, Adana.
- Shaik M., Rao N. K., Kumar N. K. ve Prasanthi G. (2013). Comparison of rigid and semirigid fixation for advancement genioplasty. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 12 (3), 260-265.
- Shaughnessy S., Mobarak K. A., Høgevoid H. E. ve Espeland L. (2006). Long-term skeletal and soft-tissue responses after advancement genioplasty. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 130 (1), 8-17.
- Shetty V., Caputo A. A. ve Kelso I. (1997). Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 25 (1), 19-23.
- Silverstein K., Costello B. J., Giannakopoulos H. ve Hendler B. (2000). Genioglossus muscle attachments: an anatomic analysis and the implications for genioglossus advancement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 90 (6), 686-688.
- Sindel A., Demiralp S. ve Colok G. (2014). Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *Journal of oral rehabilitation*, 41 (9), 683-691.
- Søballe K. (1993). Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation: mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 64 (sup255), 1-58.
- Steinäuser E. W. (1982). Bone screws and plates in orthognathic surgery. *International journal of oral surgery*, 11 (4), 209-216.
- Steinhäuser E. (1996). Historical development of orthognathic surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 24 (4), 195-204.
- Sugiura T., Horiuchi K., Sugimura M. ve Tsutsumi S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 1 (2), 165-170.
- Suuronen R., Kallela I. ve Lindqvist C. (2000). Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. *The Journal of cranio-maxillofacial trauma*, 6 (1), 19-27; discussion 28-30.
- Suuronen R., Pohjonen T., Vasenius J. ve Vainionpää S. (1992). Comparison of absorbable self-reinforced multilayer poly-1-lactide and metallic plates for the fixation of mandibular body osteotomies: An experimental study in sheep. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50 (3), 255-262.
- Şimşek B., Erkmn E., Yılmaz D. ve Eser A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 28 (3), 199-213.
- Talebzadeh N. ve Pogrel M. A. (2001). Long-term hard and soft tissue relapse rate after genioplasty. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 91 (2), 153-156.
- Trauner R. ve Obwegeser H. (1957). The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty: Part I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 10 (7), 677-689.

- Troulis M. J., Kearns G. J., Perrott D. H. ve Kaban L. B. (2000). Extended genioplasty: long-term cephalometric, morphometric and sensory results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 29 (3), 167-175.
- Van Bakelen N., Boermans B., Buijs G., Jansma J., Pruim G., Hoppenreijts T. J. ve ark. (2014). Comparison of the long-term skeletal stability between a biodegradable and a titanium fixation system following BSSO advancement—A cohort study based on a multicenter randomised controlled trial. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52 (8), 721-728.
- Van Eijden T., Korfage J. ve Brugman P. (1997). Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *The anatomical record*, 248 (3), 464-474.
- Van Sickels J. E. ve Richardson D. (1996). Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34 (4), 279-285.
- Van Sickels J. E., Smith C. V., Tiner B. ve Jones D. L. (1994). Hard and soft tissue predictability with advancement genioplasties. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 77 (3), 218-221.
- Van Sickels J. E., Tiner B., Keeling S. D., Clark G. M., Bays R. ve Rugh J. (1999). Condylar position with rigid fixation versus wire osteosynthesis of a sagittal split advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 57 (1), 31-34.
- Voo L., Kumaresan S., Pintar F. A., Yoganandan N. ve Sances A. (1996). Finite-element models of the human head. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34 (5), 375-381.
- Watzke I. M., Turvey T. A., Phillips C. ve Proffit W. R. (1990). Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 48 (2), 108-121.
- Weingart D., Steinemann S., Schilli W., Strub J., Hellerich U., Assenmacher J. ve ark. (1994). Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 23 (6), 450-452.
- Wolfe S. A. (1981). Chin advancement as an aid in correction of deformities of the mental and submental regions. *Plastic and reconstructive surgery*, 67 (5), 624-629.
- Wu W., Zhou J., Xu C. T., Zhang J., Jin Y. J. ve Sun G. L. (2014). Biomechanical evaluation of maxillary Lefort I fracture with bioabsorbable osteosynthesis internal fixation. *Dental Traumatology*, 30 (6), 447-454.
- YAMAN S. D. (1995). SONLU ELEMENLER YÖNTEMİ İLE DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ UYGULAMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995 (1).
- Yoshioka I., Igawa K., Nagata J., Yoshida M., Ogawa Y., Ichiki T. ve ark. (2012). Comparison of material-related complications after bilateral sagittal split mandibular setback surgery: biodegradable versus titanium miniplates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 70 (4), 919-924.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hale YURTYAPAN  
Doğum Yeri : Nevşehir  
Doğum Tarihi : 10/08/1986  
Yabancı Dili : İngilizce  
E-mail : hale\_yurtyapan@hotmail.com  
İletişim Bilgiler : 5072748030

#### Öğrenim Durumu :

DERECE	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE	YIL
LİSANS	Diş Hekimliği Fakültesi	Çukurova Üniversitesi	2004-2010
UZMANLIK	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Ordu Üniversitesi	2014-

#### İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Diş Hekimi	Nevşehir/Top.Sağ. Merk.	2011-2013
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	2014-

#### Yayınlar ve Bildiriler

- Ömezli MM, Ayrancı F, Sivrikaya Ec ,Yurtyapan H. Large Keratocystic Odontogenic Tumour Located In Mandible: A Case Report Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum 2014.

2. M. M. Ömezli, F. Ayrancı, H. Yurtyapan & N. Salman. Dentigerous Cyst Associated With An Ectopic Third Molar In The Condylar Region, Poster Sunumu, Açbid-baoms 1. International Joint Congress, 05 Kasım 2014, 08 Kasım 2014.
3. M. M. Ömezli, F. Ayrancı, H. Yurtyapan & N. Salman. Dentigerous Cyst Associated With An Ectopic Tooth In The Subcondylar Area: A Case Report And Literature Review, Middle Black Sea Journal of Health Science, 2015, 2149-7796, 1, 2, 21-26.
4. F. Ayrancı, M. M. Ömezli, H. Yurtyapan & S. Özkan. Sinus Lifting Ile İlgili Güncel Gelismeler, Türkiye Klinikleri Ağız Diş Ve Çene Cerrahisinde İnovasyon Özel Sayısı, 2016, 2149-410X, 2, 2, 93-97.
5. M. M. Ömezli, F. Ayrancı, B. Cezairli, H. Yurtyapan & H.Erdem. A Huge Complex Odontoma Obstructed The Permanent Molar Erupting In A 9-year-old Patient: Case Report, Poster Sunumu, Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi Bodrum, 23-27 Mayıs 2017.
6. F. Ayrancı, M. M. Ömezli, B. Cezairli, H. Yurtyapan & H. Erdem. Palatinal Pleomorphic Adenom: Case Report, Poster Sunumu, Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi Bodrum, 23-27 Mayıs 2017.