T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ AĞIZ DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI

MANDİBULAR ANTERİOR SEGMENTAL OSTEOTOMİLERDE OSTEOTOMİZE SEGMENTİN DEĞIŞİK MİKTARLARDAKİ SÜPERİOR REPOZİSYONLARI SONRASINDA GREFTLİ ya da GREFTSİZ OLARAK UYGULANAN FARKLI FİKSASYON KONFİGÜRASYONLARININ ERKEN DÖNEM ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Yeliz KILINÇ

Tez Danışmanı Prof. Dr. Erkan ERKMEN

> ANKARA Haziran 2013

T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI

MANDİBULAR ANTERİOR SEGMENTAL OSTEOTOMİLERDE OSTEOTOMİZE SEGMENTİN DEĞİŞİK MİKTARLARDAKİ SÜPERİOR REPOZİSYONLARI SONRASINDA GREFTLİ ya da GREFTSİZ OLARAK UYGULANAN FARKLI FİKSASYON KONFİGÜRASYONLARININ ERKEN DÖNEM ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Yeliz KILINÇ

Tez Danışmanı Prof.Dr. Erkan ERKMEN

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2010-17 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA

Haziran 2013

KABUL ve ONAY

T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :42/06/2013

Prof. Dr. inci Rana Koraca Gazi II. İmza

Ünvanı Adı ve Soyadı Üniversitesi Jüri Başkanı

Prof. Pr. Erkan Erkmen Gazi ü.

İmza Ünvanı Adı ve Soyadı ..., Üniversitesi

Prot Yuce!

Prof. Pr. Ergen Vu 692-i Q. İmza Ünvanı Adı ve Soyadı Üniversitesi

minin

Prof. Dr. Levent Aral Gazi Ü.

> İmza Ünvanı Adı ve Soyadı Üniversitesi

Prof. Dr. Nejat Bora Sonan Ankara ü. İmza Ünvanı Adı ve Soyadı Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAYI
İÇİNDEKİLERII
ŞEKİLLERVI
TABLOLARXXIII
GRAFİKLERXXIV
SİMGELER ve KISALTMALAR XXV
1.GİRİŞ1
2. GENEL BILGILER
2.1. Ortognatik cerrahiye giriş ve tarihçe 2
2.1.1. Mandibular osteotomilerin tarihçesi
2.1.2. Mandibular anterior segmental osteotomi
2.1.2.1. Cerrahi teknik
2.2. Mandibular ortognatik cerrahide rijit internal fiksasyon 11
2.2.1. Tarihçe
2.2.2. Mandibulada rijit fiksasyon 12
2.2.2.1. Vidalar
2.2.2.2. Lag vidası
2.2.2.3. Pozisyon vidaları 15
2.2.2.4. Plaklar:
2.2.3. Rijit fiksasyonun avantajları 17
2.2.4. Dezavantajları
2.2.5. Mandibular anterior segmental osteotomide fiksasyon 19
2.3. Biyomekanik
2.3.1. Biyomekanikte temel kavramlar ve ilkeler
2.3.2. Kemik Biyomekaniği 30
2.3.2.1. Kemik yapısı ve kompozisyonu

2.3.2.2. Kemiğin biyomekanik özellikleri	. 33
2.3.2.3. Kemiğin çeşitli yükleme modelleri altındaki biyomekanik davran	IŞI
	. 37
2.3.2.3.1. Çekme	. 38
2.3.2.3.2. Baskı	. 39
2.3.2.3.3. Makaslama	. 39
2.3.2.3.4. Bükülme	. 40
2.3.2.3.5. Burulma	. 42
2.3.2.4. Kemik geometrisinin biyomekanik davranış üzerindeki etkisi	. 43
2.3.3. Mandibula biyomekaniğine giriş ve mandibular komplekste stres	
dağılımı	. 46
2.3.3.1.Mandibular stres trajektörleri	. 48
2.3.3.2. Mandibula biyomekaniği	. 51
2.3.3.2.1. Mandibulanın materyal özellikleri	. 51
2.3.3.2.2. Mandibular deformasyonlar	. 53
2.3.3.2.3. Mastikasyon ve ısırma sırasında korpusta gözlenen	
deformasyonlar	. 56
2.3.3.2.4. Mastikasyon ve ısırma sırasında simfizde gözlenen	
deformasyonlar	. 59
2.3.3.2.5. Mandibulanın şekli ve kesitsel geometrisinin mandibula	
biyomekaniğine etkileri	. 60
2.3.4. Fiksasyon biyomekaniği	. 62
2.3.4.1. Fiksasyonda kullanılan materyaller ve biyomekanik özellikleri	. 62
2.3.4.1.1. Frez dizaynı	. 62
2.3.4.1.2. Kemik vidaları	. 65
2.3.4.1.3. Plaklar	. 70
2.3.4.1.3.1. Plakların uygulanması	. 74
2.3.4.1.3.2.Plak fiksasyonunun rijiditesi	. 75
2.3.4.1.3.3. Stres perdeleme etkisi	. 75
2.3.4.1.4.Lag vidası	. 77

2.4.Stres analiz yöntemleri	78
2.4.1.Şekil değiştirme ölçücüleri (gerinim ölçer tekniği)	78
2.4.2.Gevrek vernikler ve boyalar	79
2.4.3.Holografik interferometre ile analiz yöntemi	79
2.4.4. Fotoelastik analiz	80
2.4.5.Sonlu elemanlar analizi	80
2.4.5.1.Eleman geometrileri ¹²⁹	85
3. GEREÇ VE YÖNTEM	88
4.BULGULAR:	101
4.1. Üç mm süperior repozisyon-vertikal yükleme	101
4.1.1.Von Mises Stresler	101
4.1.2.Pmax stresler (gerilim stresleri)	105
4.1.3.Pmin stresler	113
4.2. Üç mm süperior repozisyon- horizontal yükleme	120
4.2.1. Von Mises Stresler	120
4.2.2. Pmax stresler	125
4.2.3.Pmin stresler	132
4.3. Üç mm süperior repozisyon-oblik yükleme:	139
4.3.1. Von Mises stresler	139
4.3.2.Pmax stresler	143
4.3.3.Pmin stresler	151
4.4. Beş mm süperior repozisyon-vertikal yükleme	161
4.4.1. Von Mises stresler	161
4.4.2.Pmax stresler	166
4.4.3.Pmin stresler	173
4.5. Beş mm süperior repozisyon-horizontal yükleme	181
4.5.1. Von Mises stresler	181
4.5.2. Pmax stresler	185
4.5.3.Pmin stresler:	192
4.6.Beş mm süperior repozisyon-oblik yükleme	200

4.6.1.Von Mises stresler	200
4.6.2.Pmax stresler	204
4.6.3.Pmin stresler	211
6.SONUÇLAR:	246
7. ÖZET	248
8. SUMMARY	250
9.KAYNAKLAR	252

ŞEKİLLER

Şekil 1: Mandibular anterior segmental osteotomi	8
Şekil 2: Kemik yapısı	. 31
Şekil 3: Yük-Deformasyon eğrisi	. 34
Şekil 4: Çeşitli yükleme tipleri	. 37
Şekil 5: Çekme yüklemesi	. 38
Şekil 6: Baskı yüklemesi	. 39
Şekil 7: Makaslama yüklemesi	. 40
Şekil 8: Üç noktada bükülme	. 41
Şekil 9:Dört noktada bükülme	. 41
Şekil 10:Bükülmeye maruz kalan kemiğin kesitsel alanı ve stresler	rinin
dağılımı	. 42
Şekil 11:Burulmaya maruz kalan silindirin kesitsel alanı ve stresler	rinin
dağılımı	. 42
Şekil 12: Kiriş olarak kabul edilen mandibulanın frontal görünüşü	. 47
Şekil 13: Unilateral molar yüklemede mandibula deformasyonu	. 58
Şekil 14: Mandibular simfizde deformasyon	. 60
Şekil 15: Frezde kesici kenar ve boşluk açıları	. 64
Şekil 16: Frezde heliks açısı	. 65
Şekil 17: Vida dizaynı ve vida üzerine etki eden kuvvetler	. 66
Şekil 18: Vidanın çekme dayanımına etki eden parametreler	. 69
Şekil 19: Plak, vida ve kemik arasındaki kuvvet iletimi	. 71
Şekil 20: Kırık yüzeyler arasındaki boşluğun plak üzerinde oluşturd	uğu
bükülme	. 71
Şekil 21:Konvansiyonel plakta sürtünme kuvveti ve stabilite	. 72
Şekil 22: Kilitleme plak sistemlerinde oluşturulan rijit çerçeve	. 73
Şekil 23: Çizgisel eleman	. 86
Şekil 24: Aksisimetrik elemanlar	. 87
Şekil 25: Üç boyutlu katı elemanlar	. 87

Şekil 29: 3 mm süperior repozisyon greftli sağ L plak konfigürasyonu..... 91 Şekil 31: 3 mm süperior repozisyon greftli sol L plak konfigürasyonu 92 Şekil 35: 5 mm süperior repozisyon greftli sağ L plak konfigürasyonu... 94 Şekil 37: 5 mm süperior repozisyon greftli sol L plak konfigürasyonu... 95 Şekil 40: Horizontal yükleme koşulu 100 Şekil 41: Oblik yükleme koşulu 100 Şekil 42: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları Şekil 43: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres Şekil 44: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları 103 Şekil 45: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta

oluşan Von Mises stres yayılımları 104

Şekil 46: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L
plakta oluşan Von Mises stres yayılımları 104
Şekil 47: 3 mm süperior repozisyonda greftli kombinasyonlarda vertikal
yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan
Von Mises stres yayılımları 105
Şekil 48: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri107
Şekil 49: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri 107
Şekil 50: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri108
Şekil 51: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş 108
Şekil 52: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş 109
Şekil 53: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş 109
Şekil 54: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri 110
Şekil 55: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri . 110
Şekil 56: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinesvenlerde och – plek konfigüresvenunde Dresvetreeleri – 111
Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual
Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş
 Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş
 Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş

Şekil 59: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri,
lingual görünüş 112
Şekil 60: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri 114
Şekil 61: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri 115
Şekil 62: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri 115
Şekil 63: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm
Şekil 64: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm
Şekil 65: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm
Şekil 66: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 117
Şekil 67: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 118
Şekil 68: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 118
Şekil 69: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual
görünüş 119
Şekil 70: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 119
Şekil 71: 3 süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 120

IX

Şekil 73	3:3 m	m süperi	or repozi	syond	а	horizor	ntal yük	lemec	de horiz	zontal
oste	eotomi	boşluğu	hattında	sağ	L	plakta	oluşan	Von	Mises	stres
yay	ılımları									122

Şekil 81: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş 127

Şekil 84: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri 129
Şekil 85: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri . 129
Şekil 86: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri 130
Şekil 87: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual
görünüş 130
Şekil 88: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri,
lingual görünüş131
Şekil 89: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri,
lingual görünüş 131
Şekil 90: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri133
Şekil 91: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri133
Şekil 92: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri134
Şekil 93: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş 134
Şekil 94: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş 135
Şekil 95: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş 135
Şekil 96: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri

Şekil 97: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 136
Şekil 98: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 137
Şekil 99: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual
görünüş 137
Şekil 100: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 138
Şekil 101: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 138
Şekil 102: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal
osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları
Şekil 103: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal
osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres
yayılımları
Şekil 104: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal
osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres
yayılımları
Şekil 105: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede dolgulu
kombinasvonlarda horizontal osteotomi bosluču hattında Linlakta
Kombinasyoniarda honzontar osteotomi boşidga hattında i plakta
oluşan Von Mises stres yayılımları
oluşan Von Mises stres yayılımları
oluşan Von Mises stres yayılımları

Şekil 107: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları 143 Şekil 108: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak Şekil 109: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak Şekil 110: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler146 Şekil 111: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 146 Şekil 112: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 147 Şekil 113: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 147 Şekil 114: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler 148 Şekil 115: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler. 148 Şekil 116: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler ... 149 Şekil 117: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 149 Şekil 118: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 150 Şekil 119: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 150

Şekil 120: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri152
Şekil 121: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri 152
Şekil 122: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri 153
Şekil 123: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri153
Şekil 124: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş 154
Şekil 125: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş 154
Şekil 126: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 155
Şekil 127: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 155
Şekil 128: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri 156
Şekil 129: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual
görünüş 156
Şekil 130: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 157
Şekil 131: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri,
lingual görünüş 157
Şekil 132: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal
osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

Şekil	133:	5	mm	süpe	erior	repo	zisyo	nd	a verti	kal	yükl	emed	le hori:	zontal
(osteoto	omi	i boş	luğu	hatt	inda	sağ	L	plakta	olus	şan	Von	Mises	stres
Ŋ	ayılım	lar	1											164

- Şekil 143: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüs 170

Şekil 145: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 171
Şekil 146: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 171
Şekil 147: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 172
Şekil 148: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 172
Şekil 149: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 173
Şekil 150: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 175
Şekil 151: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 175
Şekil 152: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 176
Şekil 153: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 176
Şekil 154: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 177
Şekil 155: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 177
Şekil 156: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler
Şekil 157: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler 178

Şekil 158: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler 179

Şekil 168: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmax stresler 186
Şekil 169: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmax stresler 187
Şekil 170: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmax stresler 187
Şekil 171: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 188
Şekil 172: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 188
Şekil 173: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 189
Şekil 174: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler
Şekil 175: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 190
Şekil 176: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 190
Şekil 177: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 191
Şekil 178: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 191
Şekil 179: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 192
Şekil 180: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 194

Şekil 181: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 194
Şekil 182: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 195
Şekil 183: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 195
Şekil 184: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 196
Şekil 185: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 196
Şekil 186: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler
Sekil 187: 5 mm süperior repozisvonda horizontal vüklemede greftli
kombinasvonda sağ L plak konfigürasvonunda Pmin stresler 197
Sekil 188: 5 mm süperior repozisvonda horizontal vüklemede greftli
kombinasvonda sol L plak konfigürasvonunda Pmin stresler 198
Sekil 189: 5 mm süperior repozisvonda horizontal vüklemede greftli
kombinasvonda I plak konfigürasvonunda Pmin stresler, lingual
görünüs
Sekil 190: 5 mm süperior repozisvonda horizontal vüklemede greftli
kombinasvonda saŭ L plak konfigürasvonunda Pmin stresler lingual
Sekil 191: 5 mm süperior repozisvonda horizontal vüklemede greftli
kombinasvonda sol L plak konfigürasvonunda. Pmin stresler lingual
Sokil 102: 5 mm süperior repezievende oblik vüklemede berizentel
çekii 192. 5 min superior repozisyorida oblik yuklemede nonzontal

osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları 201

zontal	e horiz	emede	yükle	oblik	onda	pozisy	r re	üperior	n sü	mm	5	193:	Şekil
stres	Mises	Von	luşan	akta o	_ pla	sağ	inda	u hattı	şluğu	boşl	omi	steoto	0
202										I	ları	ayılım	ya

- Şekil 203: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş 208

Şekil 205: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 209
Şekil 206: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler 209
Şekil 207: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler,lingual
görünüş 210
Şekil 208: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler,lingual
görünüş 210
Şekil 209: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual
görünüş 211
Şekil 210: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 213
Şekil 211: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 214
Şekil 212: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 214
Şekil 213: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak
konfigürasyonunda Pmin stresler 215
Şekil 214: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 215
Şekil 215: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak
konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş 216
Şekil 216: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler
Şekil 217: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli
kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler 217

Şeki	I	218:	5	mm	süperior	repozisyonda	oblik	yüklemede	greftli
	ko	mbina	syo	nda s	ol L plak k	onfigürasyonun	da Pmi	n stresler	217
Şeki	I	219:	5	mm	süperior	repozisyonda	oblik	yüklemede	greftli
	ko	mbina	syo	nda	l plak ko	onfigürasyonunc	la Pmi	n stresler,	lingual
	gö	rünüş							218
Şeki	I	220:	5	mm	süperior	repozisyonda	oblik	yüklemede	greftli
	ko	mbina	syo	nda s	ağ L plak	konfigürasyonu	ında Pr	min stresler,	lingual
	gö	rünüş							218
Şeki	I	221:	5	mm	süperior	repozisyonda	oblik	yüklemede	greftli
	ko	mbina	syo	nda s	ol L plak	konfigürasyonu	nda Pr	nin stresler,	lingual
	gö	rünüş							219

TABLOLAR

Tablo 1: A	Analizde	kullanılan	materyallerin	Young	Modülüsü	ve	Poisson
oranla	rı						96
Tablo 2: El	eman ve	e nod sayıla	arı				97

GRAFİKLER

Grafik 1: 3 mm süperior repozisyon-Plaklarda bulgulanan Von Mises
stresler
Grafik 3: 3 mm süperior repozisyon Spongiyoz kemikte bulgulanan P max
stresler
Grafik 4: 3 mm süperior repozisyon Spongiyoz kemikte bulgulanan P min
stresler
Grafik 5: 3 mm süperior repozisyon Kortikal kemikte bulgulanan P max
stresler
Grafik 6: 3 mm süperior repozisyon Kortikal kemikte bulgulanan P min
stresler
Grafik 7: 5 mm süperior repozisyon-Plaklarda bulgulanan Von Mİses
stresler
Grafik 8: 5 mm süperior repozisyon-Vidalarda bulgulanan Von Mİses
stresler
Grafik 9: 5 mm süperior repozisyon-Spongiyoz kemikte bulgulanan pmax
stresler
Grafik 10: 5 mm süperior repozisyon-Spongiyoz kemikte bulgulanan Pmin
stresler
Grafik 11: 5 mm süperior repozisyon-Kortikal kemikte bulgulanan Pmax
stresler
Grafik 12: 5 mm süperior repozisyon-Kortikal kemikte bulgulanan Pmin
stresler

SİMGELER ve KISALTMALAR

μm	Mikrometre
nm	Nanometre
mm²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
F	Kuvvet
m	Kütle
а	İvme
М	Moment
Т	Tork
I	Eylemsizlik momenti
J	Polar eylemsizlik momenti
Ν	Newton
σ	Normal stresler(Çekme ve baskı stresler)
τ	Makaslama stresi
σ1	Maksimum asal stres
σ2	Ara asal stres
σ3	Minimum asal stres
συ	Von Mises stres, Eşdeğer stres
ε	Gerinim
ΔL	Deformasyon
L0	Orijinal uzunluk
_	Electik modülü

- V Poisson oranı
- με Mikro gerinim
- SEA Sonlu Elemanlar Analizi
- MASO Mandibular anterior segmental osteotomi
- **İMF** İntermaksiller fiksasyon
- SSRO Sagittal split ramus osteotomi
- **BSSRO** Bilateral sagittal split ramus osteotomi
- PLLA Poli-L-Laktik Asit
- PGA Poliglikolik asit
- **BT** Bilgisayarlı tomografi
- MR Manyetik Rezonans
- A Angstrom

1.GİRİŞ

Rutin klinik pratikte değişik vaka endikasyonları nedeni ile mandibular anterior segmentin değişik miktarlarda hareketlendirilmesi gerekmektedir. Bu hareketlendirmeler sonrasında da osteotomize segmentlerin istenilen konumda fiksasyonu final sonucun önceden Vaka planlanan şekliyle oluşturulmasında önem taşımaktadır. gereksinimlerine bağlı olarak fiksasyon öncesinde de değişik greft materyalleri ile bölge desteklenmektedir. Ancak erken dönemde fonksiyona geçirilen segmente uygulanan çiğneme hareketlerine bağlı oluşan vertikal, oblik ve horizontal kuvvet bileşenlerinin yapılan cerrahi üzerinde ne gibi biyomekanik değişimlere sebep olduğu tam olarak bilinmemektedir. Yapılan literatür taramaları da bu konuya ilişkin verilerin kısıtlı olduğunu göstermektedir.

Bugüne kadar gerçekleştirilmiş olan geleneksel deneysel yaklaşımlar ve klinik gözlemlerden elde edilen sonuçlar mandibula biyomekaniğinin anlaşılmasında yeterli bilgi sağlamamaktadır. Mühendislik bilimlerinde yaygın olarak kullanılan sayısal bir yöntem olan Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), kompleks geometriye sahip yapıların stres davranışını gerçeğe yakın olarak yansıtabilmesi nedeni ile çeşitli yüklere maruz kalan mandibulanın kompleks mekanik davranışının anlaşılmasında etkin bir yöntemdir.

Bu çalışma mandibular anterior segmental osteotomilerde ostetomize segmentin değişik miktarlardaki süperior repozisyonları sonrasında greftli ya da greftsiz olarak uygulanan farklı fiksasyon konfigürasyonlarının erken dönem etkilerinin biyomekanik açıdan incelenmesi amacıyla planlanmıştır. Kemik ve fiksasyonlar üzerinde oluşan stresler üç boyutlu SEA ile değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortognatik cerrahiye giriş ve tarihçe

Ortognatik cerrahi dentofasiyal deformitelerin ve maloklüzyonların ortodontik tedaviler, fasiyal iskelette gerçekleştirilen cerrahi operasyonlar ve bunlara eşlik eden yumuşak doku prosedürleriyle düzeltildiği bir tedavi metodu olarak tanımlanabilir. Ortognatik terimi Yunancada düz anlamına gelen *orthos* ve çene anlamına gelen *gnathos* terimlerinden köken almaktadır. Maksilla ve mandibulada mevcut olan deformitelerin günümüzde kullanılan çeşitli ortognatik cerrahi teknikleri ile ayrı ayrı ya da aynı anda opere edilerek düzeltilmesi mümkündür. Yapılan bu operasyonlar sonucunda fasiyal yapılardaki kemiksel ilişkiler ve yumuşak doku ilişkileri yeniden oluşturulmakta ve bunun sonucunda ise hastanın görünüşünde belirgin değişiklikler meydana gelmektedir¹.

Çene kemikleri ve ilişkili yapılara yönelik olarak gerçekleştirilen farklı tür ve tekniklerdeki ortognatik cerrahi işlemler, konjenital ve travmatik maloklüzyonlardan, obstrüktif uyku apnesi ve tümör rezeksiyonlarına kadar maksillofasiyal cerrahinin içine giren birçok alanda uygulanmaktadır¹.

Çocukluk ve adolesan dönemde bazı iskeletsel maloklüzyonlar doğal büyümeyi modifiye eden çeşitli türlerdeki fonksiyonel ortodontik tedavilerle düzeltilebilmektedir. Büyümenin durması sonrasında ise anomalilerin ortodontik olarak tedavisi mümkün olmamakta ve cerrahi tedavilere gereksinim duyulmaktadır. Erişkin dönemde bazı iskeletsel maloklüzyonlar belirli bir dereceye kadar kamuflaj tedavileri ile düzeltilebilmektedir. Fakat ortodontik tedavide kalıcılığın sağlanabilmesi için hayat boyu süren bir retansiyon tedavisinin devam ettirilmesi gereklidir. Ortognatik cerrahi ile bütün bu tür tedavi stratejilerine alternatif olarak daha iyi oklüzal, iskeletsel ve kozmetik sonuçlar elde edilebilmektedir¹.

Günümüzde kabul edilen ortognatik cerrahi endikasyonları şunlardır²:

- Maloklüzyonla ilişkili maksiller ve/veya mandibular fasiyal iskeletsel deformiteler
 - Anterio-posterior yetersizlikler
 - Vertikal yetersizlikler
 - Transvers yetersizlikler
 - Asimetriler
- Obstrüktif uyku apnesi, hava yolu problemleri ve yumuşak doku problemleri ile ilişkili fasiyal iskeletsel yetersizlikler
- Temporomandibular eklem patolojisi ile ilişkili fasiyal iskeletsel yetersizlikler
- Psikolojik bozukluklarla ilişkili fasiyal iskeletsel yetersizlikler
- Konuşma bozuklukları ile ilişkili fasiyal iskeletsel yetersizlikler

Modern ortognatik cerrahinin tarihi oldukça kısa bir geçmişe dayanmaktadır. Ortognatik cerrahinin, iskeletsel deformitelerin düzeltilmesinde rutin bir tedavi seçeneği haline gelmesi 1970'lerde gerçekleşmiştir. Bu tarihten itibaren daha iyi bir mastikatör fonksiyon, azalmış fasiyal ağrı, tatmin edici bir fasiyal estetiğin oluşturulması ve deformite tedavisinde konvansiyonel yöntemlere göre daha stabil sonuçların elde edilmesi gibi ortognatik cerrahi tedavilere ilişkin birçok avantaj rapor edilmiştir^{1, 3-8}. İlk zamanlarda mandibula ile sınırlı olan ortognatik cerrahi, çeşitli tekniklerin geliştirilmesiyle birlikte maksillada da uygulanmaya başlanmıştır. 1849'da Hullihen'le başlayan mandibular ve 1864'de Cheever ile başlayan maksiller osteotomiler, uygulandıkları günden bu yana çeşitli modifikasyonlar ve yeni tekniklerle geliştirilerek oral ve maksillofasiyal cerrahinin temel tedavi yöntemleri arasındaki yerlerini almışlardır^{1, 9}.

2.1.1. Mandibular osteotomilerin tarihçesi

Tarihte ortognatik cerrahi amaçlı ilk mandibular osteotomi 1849 yılında anterior açık kapanış ve mandibular prognatizmi düzeltmek Günümüzde Hullihen tarafından uygulanmıştır. amacıvla anterior subapikal segmental osteotomi olarak adlandırılan tekniğe oldukça benzer bir teknikle maloklüzyon düzeltilmeye çalışılmıştır¹⁰. 1952'de ise Trauner tarafından simfiz osteotomileri tanıtılmıştır. Plumpton'un 1967'de simfiz osteotomisi ile asimetrik prognatizmi olan bir hastayı tedavi etmesi sonrasında birçok yazar mandibular anterior segmental osteotomilere ilişkin birçok farklı teknik tanımlamıştır. Obwegeser ve O' Driscoll, Sowray ve Haskell, simfiz boyunca yapılan osteotomilerle kombine edilen alveoler osteotomilere ilişkin teknikleri uygulamışlardır. Haskell ve Sowray mandibular fazlalığı tedavi etmek amacıyla alveol boyunca yapılan ostektomiyi gerçekleştirmek için diş çekimini önermişlerdir. Bütün bu tekniklerde anterior segmenti mobilize edebilmek amacıyla anterior dişlerin altından geçen bir horizontal kesi yapılmıştır. Segmentin mobilizasyonu sonrasında fasiyal profili iyileştirmek ve anterior dentoalveoler segmente temel sağlamak için midsimfiz osteotomileri yapılmıştır¹¹.

İlk kez 1849 yılında Hullihen tarafından mandibular açık kapanış ve dentoalveoler protrüzyonu düzeltmek amacıyla uygulanan mandibular anterior segmental osteotomi (MASO) çeşitli cerrahlar tarafından modifiye edilmiştir. Hofer, dentoalveoler mandibular protrüzyonu düzeltmek ve böylece anterior dişleri ileri almak amacıyla anterior mandibular osteotomiyi kullanmıştır. Kole, Hofer tarafından modifiye edilen bu tekniğe ek olarak belirgin oranda segment hareketinin planlandığı vakalarda kemik grefti kullanmıştır. Hofer'in tekniği ile birlikte mandibular alveoler osteotomilerin kullanımı giderek yaygınlaşmıştır¹⁰.

Hullihen'den 50 yıl sonra Blair tarafından mandibular horizontal fazlalığı düzeltmek amacıyla horizontal ramus osteotomisi tanıtılmış ve yapılan küçük modifikasyonlarla birlikte 1970'lere kadar kullanılmıştır. Vertikal ramusun horizontal osteotomileri ise Blair tarafından ekstraoral yaklaşımla gerçekleştirilmiştir. Bu teknikte horizontal kemik kesisi lingulanın üzerinden yapılmış, mandibular horizontal fazlalık ve yetersizliklerinin düzeltilmesi için önerilmiştir¹⁰.

Subkondiler ramus osteotomisi ilk kez 1925 yılında Limberg tarafından ekstraoral yaklaşım yöntemiyle uygulanmıştır. Bu teknikte osteotomi hattı, ramusun posterior kenarına yakın konumda ve sigmoid çentikten angulusun hemen üzerine uzanan oblik hat hizasında yerleştirmiştir. Limberg'in tekniği Caldwell ve Letterman tarafından 1954'de modifiye edilerek vertikal ramus osteotomisi tanıtılmış ve mandibular prognatizmin tedavisini daha da kolay hale gelmiştir^{9,10}.

Ters L osteotomisi subkondiler ramus osteotomisinin bir diğer modifikasyonu olup, ilk kez 1927'de Wassmund tarafından uygulanmıştır. Bu uygulama da 1968 yılında Caldwell tarafından mandibulanın alt kenarına horizontal bir kesi eklenerek C osteotomisi olarak modifiye edilmiştir. Bu modifikasyon ile mandibular ilerletmelerde greftleme ihtiyacı ortadan kaldırılmıştır⁹.

Vertikal ramus osteotomilerinde en büyük gelişme Obwegeser ve Trauner tarafından 1955 yılında sagital osteotominin tanımlanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Vertikal ramusun medial ve lateral korteksi boyunca yapılan paralel kemik kesileri ile mandibular ramus sagittal düzlemde ikiye ayrılmış, proksimal ve distal segmentler arasında maksimum kemik kontağı sağlanmıştır. Bu sayede grefte olan ihtiyaç en az düzeye indirilmiştir. Bu yönteme ilişkin ilk temel modifikasyon Dal-Pont tarafından önerilmiştir. Dal-Pont vertikal kesinin lateral korteks boyunca devam ettirilmesini ve medial horizontal kesinin lingulanın üstünde sadece belirli bir noktaya kadar uzatılmasını önermiştir. Böylece posterior alanda gerçekleştirilecek split miktarı ve yumuşak doku travması azaltılmıştır. 1968'de Hunsuck medial kortikal kesiyi ramusun posterior kenarı yerine arkasına kadar kısaltılmasını önermiştir. lingulanın hemen Bu modifikasyon ile medial pterigoid kasın proksimal segmentteki insersiyosu korunarak distal segmetin hareketi kolaylaştırılmıştır^{9,10}.

Günümüzde mandibulaya ilişkin dört ana osteotomi tipi uygulanmaktadır¹². Bunlar:

- 1. Sagittal split ramus osteotomi (SSRO)
- 2. İntraoral vertikal ramus osteotomi
- 3. Anterior horizontal mandibular osteotomi (genioplasti)
- 4. Mandibular anterior segmental (supapikal) osteotomi

2.1.2. Mandibular anterior segmental osteotomi

Mandibula anterior bölgede gerçekleştirilen osteotomiler, sıklıkla diğer mandibular ve maksiller osteotomilerle birlikte kombine edilmekte ve dental arklar arasındaki transvers problemleri düzeltmek amacıyla kullanılmaktadır^{13,14,15}. Segmental mandibular osteotomiler, genellikle gövde ve ramusta gerçekleştirilen kompleks osteotomilere ek cerrahi işlemler olarak düşünülmüş ve bu nedenle kullanımlarına literatürde az değinilmiştir. Bununla birlikte ortodontideki gelişmeler sonucunda genel olarak segmental cerrahilere olan gereksinim azalmış gibi gözükse de bu teknikler hastanın yaşı, ortodontik tedavilerin uzun zaman alması, ve özellikle de çeneler arasındaki aşırı bir boyutsal uyuşmazlığın olmadığı, sadece hafif seviyelerde maloklüzyonla birlikte görülebilen dentoalveoler uyumsuzluklarda tercih edilen bir yöntem olarak kullanılabilmektedir^{11,16}.

MASO, dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde tek başına ya da diğer mandibular osteotomilerle birlikte uygulanabileceği gibi sıklıkla bimaksiller protrüzyonun düzeltilmesi amacıyla maksiller osteotomilerle birlikte uygulanmaktadır^{13-15, 17-19}.

Mandibular oklüzal planın seviyelenmesi mandibular ilerletmeler sonrasında gerekli olabilmektedir. Ortodontik tedavilerle yapılan seviyelendirmeler premolar ekstrüzyonu, keser intrüzyonu ya da bu hareketlerin kombinasyonu ile sonuçlanmaktadır. Arkların uygun olarak seviyelenmesinde tüm dişlerin bireysel olarak hareketlendirilmesi gereklidir. MASO, ortodontik tedavinin tek başına yeterli olmadığı durumlarda anterior dişleri bazal kemik üzerinde pozisyonlandırmak suretiyle uygun bir açısal konuma getirilmesinde yardımcı olabilmektedir^{18, 20} (Şekil 1).

MASO ile derin kapanışın eşlik ettiği mandibular yetersizliklerde keserlerin intrüzyonu gerçekleştirilebilmektedir. Böylece

gerekli seviyelendirme tedavileri ile birlikte anterior segmentin rotasyonel hareketleri sağlanarak anterior fasiyal yükseklik düzeltilebilmektedir²⁰.



Şekil 1: Mandibular anterior segmental osteotomi¹⁹. A, Segmentin anteriorda konumlandırılması. B, Segmetin inferiorda konumlandırılması, C, Segmentin süperiorda konumlandırılması. D, Segmentin posteriorda konumlandırılması.
MASO derin kapanışın ve dentoalveoler retrüzyonun eşlik ettiği sınıf II vakalarda mandibular keserlerin ileri konumlandırılmasında kullanılabilmektedir. Sadece anterior segmentin ilerletilmesi fonksiyonel posterior oklüzyona sahip bireylerde pratik bir yaklaşımdır. Mandibular segmentin ilerletilmesi ile interkanın genişliği arttırılabilmekte ve insizal dişlerde çapraşıklık mevcudiyetinde lingualde pozisyonlanmış dişlerin konumları değiştirilerek ark uzunluğunda artış sağlanabilmektedir²⁰.

Mandibular keserlerin süperiorda konumlandırılmasını gerektiren durumlarda MASO alternatif bir tedavi seçeneğidir. Bu durumda posterior hareketlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla premolar dişlerin çekilmesi gerekebilmektedir¹⁸.

Maloklüzyonun çekimli tedaviyi gerektirmediği durumlarda ortodontistin, komşu dişlere zarar verilmeden interdental kesilerin yapılabilmesi ve periodontal problemlerin önlenmesi amacıyla uygun görülen osteotomi sahasında dişlerin köklerinin birbirinden uzaklaştırılması büyük öneme sahiptir^{18, 21}.

2.1.2.1. Cerrahi teknik

Cerrahi tekniğin uygulanabilmesi için labial inzisyon ve doku diseksiyonu gereklidir. Anatomik olarak osteotomize segmentin canlılığı intak lingual mukoperiosteal yumuşak doku flebi ile sağlanmaktadır. Bu nedenle yumuşak doku flebinin bütünlüğünün korunması, yırtılma ve ayrılmanın önlemesi büyük öneme sahiptir¹⁰.

Hemostazı sağlamak amacıyla vazokonstrüktör içeren lokal anestezik solüsyon ile infiltratif anestezilerin yapılmasını takiben vestibul derinliğin 5 mm labialinde ve birinci premolar dişler arasında lokalize vestibuler insizyon yapılır. İnsizyon mental kas ve periosteum boyunca kemiğe kadar ilerletilir. Sonra oblik doğrultuda mental kas boyunca periosteuma doğru diseksiyon gerçekleştirilir. Diseksiyon inferior sınır boyunca mental nöromusküler demet görülünceye kadar ilerletilir. Diseksiyonun tamamlanmasını takiben periosteumda yumuşak doku pedikülünün arttırılması amacıyla mandibula inferior sınırını çevreleyen dokular intak bırakılır. Diş çekimi planlanıyorsa bu aşamada gerceklestirilebilir. Vertikal osteotomi sahasının eksplorasyonunda, elevasyon alveoler kretin üst kısmına doğru yırtılmayı önlemek için dikkatli bir şekilde ilerletilir¹⁸.

Osteotomi dönen enstrümanlarla ya da mikrotesterelerle gerçekleştirilir. İlk olarak horizontal kesi tamamlanır. Horizontal kesinin süperior kısmı devitalizasyonu önlemek amacıyla mandibular anterior dişlerin apekslerinin 5 mm altında konumlanmalıdır. Horizontal osteotominin açılı yapılması osteotomize segmentin repozisyonunu zorlaştıracağı için horizontal kesi kemiğe dik olmalıdır^{18, 22}.

Horizontal kemik kesisi tamamlandıktan sonra vertikal interdental kesiler yapılır. Kalan osteotomiler ince bir osteotom ya da spatüla keski kullanılarak tamamlanabilir. Segment osteotomi bölgesinde, osteotomize segmentin vitalitesini koruyacak olan lingual yumuşak dokulara zarar verilmeden nazik bir şekilde tutularak mobilize edilir. Osteotomize segmentin planlanan pozisyonuna getirilmesi için önceden yapılmış bir cerrahi splint segmentler üzerine yerleştirilir ve rijit fiksasyon gerçekleştirilir^{12, 18}.

Segmetin fiksasyonu sonrasında yaranın kapatılması kas ve mukozayı içeren iki kat halinde gerçekleştirilir. Mental kasın orijinal anatomik pozisyonuna yaklaştırılarak dikilmesi önemlidir. Bunun yapılmaması alt dudakta pitozisin eşlik ettiği sarkık bir görünüşle sonuçlanabilmektedir. Dudak ve çene ucuna yerleştirilen eksternal baskılı bandaj, 24-48 saat süreyle tutulur ve 5-7 gün bırakılır. Bandaj hematom formasyonu, ödem kontrolü ve dehisensin azaltılmasında yardımcı olup, sutur hattını destekleyici bir görev görür^{12, 18}.

2.2. Mandibular ortognatik cerrahide rijit internal fiksasyon

2.2.1. Tarihçe

Ortognatik cerrahi ve fiksasyon yöntemlerinin tarihsel gelişimi içerisinde ilk olarak tel osteosentezi ve intermaksiller fiksasyon (İMF) birlikte kullanılmıştır. Kemik segmentlerinin stabilizasyonunu sağlamak amacıyla çelik tellerden faydalanılmıştır. Tel, mandibulanın medial ve lateral korteksinden, üst veya alt kenarından geçirilerek ya da sirkümmandibular teknikle mandibulayı alt ve üst kenardan saracak şekilde konumlandırılarak sıkıştırılmıştır. Bu vakalarda stabilizasyonun sağlanabilmesi için İMF 6-8 hafta süreyle uygulanmıştır. Ancak tel ile tespitin yeterince rijit olmaması nedeniyle karşılaşılan relapslar cerrahları yeni teknikler araştırmaya yönlendirmiştir^{9, 23,24}.

Mandibular osteotomiler sonrası iyileşmeyi hızlandırmak, normal fonksiyonlara erken başlamak ve relapsları azaltmak amacı ile ilk kez Spiessel 1974'te kompresif vidaların (lag vidaları) kullanıldığı rijit fiksasyonu tanıtmıştır. Kompresif vidaların kullanımı ile kondiller segmentte tork ve pozisyon değişikliği gözlenmesi üzerine, 1978'de segmentler arasında planlanan boşluğu koruyan, pasif bir stabilizasyon sağlayan ve daha az kondil torkuna yol açan pozisyon vidalarının kullanımı gündeme gelmiştir²⁵. 1980'lerden itibaren mini plaklar ve monokortikal vidalardan oluşan rijit internal fiksasyon sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmıştır^{26,27}. Çelik, vitalyum, bakır gibi alaşımlardan oluşan bu plakların korozyona uğraması ve inert olmaması nedeniyle titanyum alaşımlı plaklar kullanılmaya başlanmıştır²⁸.

Oral ve maksillofasiyal cerrahide metalik rijit internal fiksasyon yaklaşık 30 yıldır kullanılan standart bir tekniktir. Bununla birlikte bu apareylerin ikinci bir operasyonla çıkartılmalarının gerekliliği rezorbe olabilen materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır. Poli-L- Laktik asit (PLLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi polimerik materyaller ile bu materyallerin kopolimerlerleri kullanılmaya başlanmıştır²⁹.

Konvansiyonel plak vida sistemlerinde gözlenen vida gevşemesi, kan desteğinin baskılanması ve stabiliteye ilişkin problemlerin elimine edilmesi amacıyla birçok biyomekanik ve teknik avantaja sahip olan kilitleme plak-vida sistemleri geliştirilmiştir³⁰.

2.2.2. Mandibulada rijit fiksasyon

Mandibular osteotomilerin rijit fiksasyonu maksiller osteotomilere kıyasla daha komplekstir¹⁸. Bu durum mandibulanın daha kompleks anatomi ve fonksiyona sahip olması, mandibulada farklı bir çok osteotomi tipinin uygulanması ve mastikatör kuvvetlerin etkisiyle yüksek bükülme yüklerine maruz kalması ile ilişkilendirilmiştir^{12,18}. Birçok farklı vida ve plaklama tekniği çeşitli türlerdeki mandibular osteotomilerin fiksasyonunda kullanılmaktadır.

Titanyum ve paslanmaz çelik vida ve plakların üretiminde kullanılan materyallerdir. Yüksek oranda kalitenin sağlanabilmesi amacıyla

tüm plaklar, vidalar ve enstrümanlar sertifikalı uluslar arası kontrol standartlarına tabidir. Ek olarak fiksasyon sistemlerinin kalitesi otomatikleşmiş üretim yöntemleri ile sağlanmaktadır. Bu süreçler ile üretilen sistemlerin kompozisyonu mikro yapı ve mekanik özellikleri metalurjik standartlar açısından güvence altına alınmaktadır³¹.

Osteosentez sistemleri titanyum (saf titanyum ve titanyum alaşımları) ve paslanmaz çelik olmak üzere iki ana materyalden üretilmektedir. Geneneksel olarak paslanmaz çelik implant materyallerinde yaygın biçimde kullanılmıştır. Bununla birlikte maksillofasiyal cerrahide 1980'lerden bu yana titanyum üstün biyouyumluluk ve korozyon direnci özelliklerine bağlı olarak paslanmaz çelik yerine kullanılan bir materyal haline gelmiştir³¹.

2.2.2.1. Vidalar

Vidalar plak fiksasyonunun önemli bir parçasıdır. Vidaların uygun tipte seçimi ve doğru pozisyonda yerleştirilmesi ile osteotomilerde iyi bir stabilizasyon sağlanabilmektedir. Osteotomilerde kullanılan vidaların tüm yüzeyinde vida dişleri mevcuttur. Vidalar vida dişleri ve kemik arasında oluşan sürtünme kuvveti ile kemiğe tutunurlar. Vida çapları 1 ve 2.7 mm arasındadır³².

Mini plak ve mikro plak osteosentezinde genellikle kendinden kılavuzlu vidalar kullanılmaktadır. Bu tip vidaların yerleştirilmesinde temel prensip vida koruna eşit büyüklükte minimum çapa sahip pilot yuvanın hazırlanmasıdır. Pilot yuvanın hazırlanması sırasında sinirler ve diş köklerinde oluşabilecek hasar, frezin kırılması ve termal nekroz gibi olası komplikasyonlar nedeniyle son yıllarda pilot yuva açılmasının gerekli olmadığı matkap uçlu vidaların kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır ³³.

Matkap uçlu vidalarda vida milinin son kısmı dişlerin bulunduğu konikal şekle dönüştürülmüştür. Bununla birlikte vidaya eklenen kesici oluk ile kemik partikülleri delinerek yüzeye doğru taşınmaktadır. Matkap uçlu vida yüzeyel kemik tabakasının perforasyonunu takiben devam eden tork ile burguya benzer olarak kemiğin içine doğru çevrilir³³.

Primer vidanın vida yuvasında yeterli tutuculuğu sağlayacak şekilde konumlandırılamadığı durumlarda, çoğu vida boyutları için acil vidalar olarak adlandırılan vidaların kullanımı önerilmektedir. Acil vidalar primer vidalardan daha geniş olup, hemen hemen tüm boylarda mevcuttur ve kemiğe daha iyi adapte olabilmektedir³².

Vida fiksasyonu monokortikal ve bikortikal olarak gerçekleştirilebilmektedir. Monokortikal fiksasyonda kortikal kemiğin sadece bir yüzeyi vida ile temastadır. Monokortikal fiksasyon ile dişlerin köklerine ya da inferior alveoler sinire zarar verilmeden rijit fiksasyon gerçekleştirilebilir. Bikortikal fiksasyonda ise her iki yüzeydeki kortikal kemik ve kansellöz kemik vida ile temastadır³².

2.2.2.2. Lag vidası

Lag vidası osteosentezi vidaların daha geniş bir yuvadan daha dar bir yuvaya geçişi ile oluşturulan baskı ile sağlanır. Daha büyük olan yuva ile lag vidası daha küçük olan yuva içinde pasif olarak konumlanır ve sıkıştırıldıkça segmentler arası boşlukta baskı oluşturur³⁴.

Lag vidalarının sadece distal uçlarında yer alan ve sıkıştırıldıklarında proksimal ve distal segmentler arasında baskı kuvvetlerinin oluşumuna yol açan dişleri vardır. Lateral korteksteki yuvanın vida başından küçük ve vida dişlerinin çapından büyük olarak hazırlanmasıyla vida sadece medial kortekse tutunur ve segmentler arasında baskı oluşumuna neden olur. Lateral ve medial korteksin kompresyonu artan oranda kemik iyileşmesiyle sonuçlanır. Lag vidası yerleştirilmesinin bir diğer avantajı vidanın medial kortekse tutunmasının daha net olarak hissedilebilmesidir. Bununla birlikte medial kortekste vidanın tutunabilmesi için yeterli kemik yoksa vida sıkışmaz¹⁸.

Lag vidası fiksasyonu mandibulada medio-lateral ya da antero-posterior deplasmana sebep olacağı için segmentler arasında boşluğun olduğu durumlarda kullanılmamalıdır. Lag vidası, medial ve distal segmentler arasında kemik kontaklarının bulunduğu mandibular ilerletmelerde kullanıldığında sıkıştırma etkisi lateral kondiler deplasman ile sonuçlanabilmektedir. Bunu önlemek için pozisyon vidaları kullanılabilir ya da segmentlerin arasına deplasmanı önlemek amacıyla kemik grefti yerleştirilebilir. Lag vidası ile proksimal ve distal segmentlerin kompresyonu sırasında alveoler sinirin zarar görmesi olasıdır. Bu nedenle kemik pensi, kemik eğesi ya da frezlerle kemik çıkıntıları düzeltilmelidir¹⁸.

2.2.2.3. Pozisyon vidaları

Pozisyon vidaları hem proksimal hem de distal segmente tutunur. Bu durumda vida yuvaları her iki kortekste de eşit çaplarda hazırlanır. Vida sıkıştırıldığında kompresyon oluşmaz ve kondil de dahil olmak üzere kemik segmetleri arasında deplasman oluşmaz. Segmentler arasında kompresyon oluşmaması nedeniyle teorik olarak inferior alveoler sinir hasarı için daha az risk mevcuttur¹⁸.

Pozisyon vidasının bir dezavantajı, vidaların yerleştirilmesi esnasında segmentlerin uygun konumda pozisyonlandırılmadığı durumlarda segmetlerin birbirlerinden uzağa itilmesidir. Vidanın, medial segmentteki yuvaya nerede ve hangi oranda tutunduğunun tam olarak belirlenememesi nedeniyle medial kortekse bağlandığının tespit edilmesi güç olabilmektedir¹⁸.

2.2.2.4. Plaklar:

Anatomik yapıların belirli bir bölgeye yerleştirilecek olan vida miktarını kısıtlaması nedeniyle, vidalar yeterli stabilite ve artmış fiksasyon gücünü sağlamak için sıklıkla plaklarla kombine edilmektedir. Maksillofasiyal rekonstrüksiyonda kullanılan plaklar genellikle 4 deliklidir. Ortopedik uygulamaların aksine genellikle kemiğin sadece bir tarafına uygulanırlar. Yumuşak doku kalınlığı vb. gibi anatomik sınırlamalar nedeniyle plaklar oldukça incedir. Bununla birlikte yeterli sertliği sağlayacak ve fleksiyon esnasında hareketi önleyecek kadar kalın dizayn edilmişlerdir¹².

Mandibular ortognatik cerrahide plaklar 1-1.5 mm kalınlığında mikro plaklar ve 2.0 mm kalınlığında mini plaklar olarak dizayn edilmişlerdir. Mini plaklar yük mukavemetinin olmadığı bölgelerde oldukça rijittir³¹. Mini plaklar ile fonksiyon esnasında kemik uyumu ve kemik iyileşmesine izin veren fonksiyonel stabil fiksasyon sağlanmaktadır³⁵.

Konvansiyonel mini-plak sistemlerinde vidaların yerleştirilmesi ile plak kemiğe doğru baskılanır. Oluşturulan bu baskı yeterli primer stabilitenin oluşturulmasında gereklidir. Plakların kemik anatomisine uygun olarak adapte edilmediği durumlarda vidalar üzerinde oluşan traksiyon ile stabilite kaybı oluşmaktadır. Stabilite kaybı konvansiyonel plak sistemlerinde daha sık gözlenmekte olup, yükleme kuvvetlerinin mikro hareketin etkisi ile vidalarda gevşeme ve

oluşabilmektedir. Kilitleme plak-vida sistemleri konvansiyonel sistemlerin bu dezavantajlarının elimine edilmesi amacıyla geliştirilmiştir³⁰.

İki mm'lik kilitleme mini plak sistemlerinde hem kemiğe hem de plağa tutunan ve mini internal fiksatör yapısını oluşturan çift dişli vidalar bulunmaktadır. Bu tasarım ile kırık ya da osteotomi hattında daha az distorsiyonla birlikte daha rijit bir fiksasyonun elde edildiği fiksasyon şekli oluşturulur. Plaklar kemiğe sıkıca bastırılmadığı için kemik dolaşımı korunur ve daha az vida gevşemesi oluşur. İnternal fiksatör yapısı nedeniyle plak adaptasyonu konvansiyonel sistemlere göre daha az öneme sahiptir. Vidaların sıkılması esnasında oklüzal ve kemiksel ilişkilerdeki değişim daha azdır. Kırık hattında ise stabilite daha fazladır^{30,}

Titanyum plaklara ilişkin olarak bildirilen toksisite ve hipersensitivite reaksiyonları, rejyonel lenf nodları ve çevre dokularda titanyum partiküllerinin varlığı, termal hassasiyet ve plağın çıkarılmasının gerekliliği gibi problemler rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin kullanımını gündeme getirmiştir. PGA ve PLLA içerikli bu plakların; pediatrik popülasyonda sorunsuz bir şekilde kullanımı, uzun dönemde belirgin bir inflamatuar reaksiyona sebep olmamaları, segment stabilizasyonu için yeterli stabiliteyi sağlamaları gibi avantajları nedeniyle son dönemde kullanımları popüler hale gelmiştir³⁶⁻³⁹.

2.2.3. Rijit fiksasyonun avantajları

Rijit fiksasyon iskeletsel fiksasyona göre birçok avantaja sahiptir. İntraoperatif olarak kemik segmentlerinin kontrolü etkin bir şekilde gerçekleştirilebilmekte ve yetersiz kemik kontağına sahip alanlarda bile stabilizasyon sağlanabilmektedir. Böylece relaps riski azalmaktadır. Rijit fiksasyon ile prosedürün tamamlanması sonrasında oklüzyon kontrol edilebilmektedir. İntraoperatif basamaklardaki geçiş kolaylaşmaktadır. Çenelerin minimal immobilizasyonu ya da immobilizasyona ihtiyaç duyulmaması ile hasta konforu arttırılmakta ve hastanın sosyal hayatına qeri dönmesi kolaylaştırılmaktadır. Hastanın konuşması, hijveni, beslenmesi ve psikososyal durumu iyileştirilmektedir. Postoperatif iyileşme, hemoraji ya da emezis oluşsa bile hava yolu tehlikede olmayacağı için daha güvenli olmaktadır. Bu durum obstrüktif uyku apnesi ve kontrolsüz nöbetler gibi medikal problemi olan hastalarda güvenli bir şeklide ortognatik cerrahi prosedürlerinin gerçekleştirilebilmesine olanak sağlar. Rijit fiksasyon çenelerin erken mobilizasyonuna ve dolayısıyla fonksiyonlarının erkenden kazanılmasına izin verir. Erken çene mobilizasyon ile immediat dönemde daha iyi bir kondiler pozisyon elde edilir. Ayrıca rijit fiksasyon ile kemik segmentlerinin osteotomi alanında kompresyonunun primer kemik iyileşmesine yol açabileceği rapor edilmistir^{18, 37, 39}.

2.2.4. Dezavantajları

Rijit fiksasyon uygulaması daha fazla alet ve ekipman gerektiren pahalı bir tekniktir. Prosedürün teknik olarak uygulanabilmesi daha zordur. Materyaller doğru bir şekilde manüple edilmelidir. Plaklar doğru bir şekilde bükülmelidir ve kemiğin üzerinde pasif bir konumda bulunmalıdır. Kemik segmentlerinin, vida ve plakların uygun olmayan şekilde konumlandırılmaları uzun dönem devam eden post-ortodontik tedaviler ya da yeni bir operasyonu gerektiren maloklüzyonlarla sonuçlanabilmektedir. Segmentin yanlış pozisyonlandırılması sonrasında temporomandibular ağrı, disfonksiyon, ve kondiler remodelingle sonuçlanan temporomandibular deplasman görülebilmektedir. Metal plaklar Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans (MR) görüntülerinde distorsiyona neden olabilmektedir. Plak ekspozu, vidaların gevşemesi, ve vidaların palpe edilebilme riski mevcuttur. Isı hassasiyeti ve lokal büyümenin engellenmesi de diğer dezavantajlarıdır^{18, 23, 26}.

2.2.5. Mandibular anterior segmental osteotomide fiksasyon

MASO'nun rijit internal fiksasyonunda mini plaklar, mikro plaklar ve mono kortikal vidalar kullanılabilmektedir¹². Düz, T, L, H ya da X plaklar 2 mm ya da 1.5 mm çapındaki monokortikal vidalar ile kullanılabilir. Lag vidalarının kullanımı diş apekslerinin yakınlığı nedeniyle uygun değildir⁴⁰.

Dentoalveoler segmentler anterior açık kapanışı düzeltmek amacıyla süperiorda repoze edilecekse otojen ya da allojenik kemik grefti intakt mandibula ve repoze edilen segment arasına yerleştirilir. Eğer dentoalveoler segmentte ilerletme hareketi yapılacak ise kemik grefti vertikal defektlere verleştirilir. Kemik grefti verleştirilmesinin planlandığı vakalarda rijit fiksasyon büyük öneme sahiptir. Çünkü kemik greftlerinin yerleştirilmesi öncesinde kemik segmentlerinin stabilizasyonunun fiksasyon Rijit sağlanması gereklidir. inernal kullanıldığında maksillomandibular fiksasyon çözülür, segmentlerin stabilitesi ve pozisyonu kontrol edilir¹⁹.

Supapikal osteotomilerde rijit fiksasyon uygulanması sırasında diş köklerine zarar verilmemesine dikkat edilmelidir. Plakların stabilizasyonunda kullanılan vidalar diş köklerine zarar verilmemesi için monokortikal olmalıdır. Fiksasyonda öncelikli olarak anterior bölgenin fiksasyonu yapılmalıdır, sonra lateral bölgelerin fiksasyonuna geçilmelidir. Genel bir kural olarak anteriora yerleştirilen iki plak ya da vida, ya da laterale yerleştirilen iki plak fiksasyon için yeterli olmaktadır¹⁸.

2.3. Biyomekanik

Biyomekanik, genel olarak mekanik kuralların biyolojik ortamlarda geçerliliğini inceleyen bilim dalıdır. Bu dalda biyolojik dokuların uygulanan kuvvetler karşısındaki davranışı incelenir. Bu amaçla mühendislikte kullanılan alet ve yöntemlerden faydalanılarak canlı dokular ve fonksiyonları arasındaki ilişkiler incelenir. Biyomekaniğin tam olarak anlaşılabilmesi için mekaniğe ilişkin bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir⁴¹.

Biyomekanik, biyomühendislik ve biyomedikal mühendisliğin bir dalı olarak kabul edilmektedir. Biyomühendislik, mühendislik ve temel bilimlerdeki metot ve prensiplerin uygulandığı interdisipliner bir saha olan biyomekanikte teknolojinin de kullanımı ile birlikte tıp için malzemelerin tasarlanması, test edilmesi ve üretim işlemleri ile fizyoloji ve biyolojiye ilişkin problemlerin anlaşılıp yorumlanması gerçekleştirilmektedir⁴².

Biyomekanik, klasik mekanik uygulamaların biyolojik ve fizyolojik sistemlere uygulanmasını içerir. Biyomekaniğin çeşitli dalları uygulamalı mekaniğin farklı dallarını kullanırlar. Mekanik, fiziğin cisimlerin hareketini inceleyen alt dalıdır. Mekanik kendi içinde birçok alt dala ayrılmakla birlikte biyomekanikle en çok ilişkili üç dal katı cisim, deforme cisim ve sıvı mekaniğidir⁴³.

Katı cisim mekaniğinde analiz edilen nesnenin rijit olduğu, şeklindeki deformasyonların ise çok küçük olması dolayısı ile göz ardı edilebileceği varsayılır. Bu varsayımlar ile matematiksel işlemler ve modelleme çalışmalarında doğruluk sağlanarak gerekli olan zaman miktarı azaltılır. Deforme cisim mekaniğinde materyal içinde kuvvetin nasıl dağıldığı ve cisimlerin bu kuvvetler karşısında gösterdikleri davranış biçimleri araştırılır. Hücresel ve organ düzeyinde incelemeler yapılarak kuvvetlerin büyümeye ya da harabiyete nasıl neden olduğu incelenebilir. Sıvı mekaniği sıvıdaki kuvvetlerle ilişkilidir. Kalp kapakçığı ve yüzme mekaniği çalışılırken sıvı mekaniği kullanılmaktadır⁴³.

Rijit katı mekaniği statik ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır. Statik, hareket etmeyen cisimlerin üzerindeki kuvvet dengelerini inceleyen bilim dalıdır. Dinamik ise hareket eden cisimler üzerindeki kuvvet dengelerini inceleyen bilim dalıdır. Dinamik, kinematik ve kinetik olmak üzere ikiye ayrılır. Kinematik hareketin zamansal ve uzaysal özelliklerini araştırır. Kinetik ise hareketi, harekete neden olan ve hareketten doğan kuvvetleri inceleyen bilim dalıdır⁴³.

2.3.1. Biyomekanikte temel kavramlar ve ilkeler

<u>Madde</u>: Boşlukta yer kaplayan, kütlesi ve hacmi olan her şey madde olarak adlandırılır⁴⁴.

<u>Cisim:</u> Kapalı yüzey ya da yüzeylerle çevrelenmiş maddelerdir⁴⁴.

<u>Katı cisim:</u> Çeşitli kuvvetlerin etkisi altındaki bir cisim bütün koşullarda geometrik şekil ve ölçülerini koruyabiliyor ve şekil değişimi oluşmuyorsa böyle cisimler katı cisim olarak adlandırılır⁴⁴.

Kütle: Bir cismin harekete karşı gösterdiği dirençtir⁴⁴.

<u>Eylemsizlik</u>: Maddenin hareket durumunu koruma eğilimidir⁴⁴.

<u>Skaler miktarlar:</u> Belirli ölçek birimleriyle tanımlanabilen büyüklüklerdir. Yön ve doğrultuya sahip olmayıp, miktarlarla ifade edilirler. Uzunluk, hacim, kütle, alan, iş, güç, ısı ve sıcaklık bu tür miktarlara örnek verilebilir. Skaler miktarlar basit aritmetik işlemlerle toplanabilir, çıkarılabilir veya çarpılıp bölünebilir⁴⁴.

<u>Vektörel miktarlar:</u> Belirli bir yön ve doğrultuya sahip olan miktarlardır. Vektörel miktarların uzaysal konumları ile yönlerinin belirlenmesi gereklidir. Kuvvet, hız, ivme, moment, yer değiştirme vektörel miktarlara örnek olarak verilebilir. Vektörler, yönlendirilmiş doğru parçaları ile ifade edilir. Doğrunun boyu vektörün büyüklüğünü, ok işareti yönünü, üzerinde bulunduğu doğru çizgi ise vektörün doğrultusunu gösterir. Vektörlerin toplama, çıkarma ve bölünmeleri basit aritmetik işlemlerle gerçekleştirilemez. Bu tip işlemler vektörel işlemler adı verilen geometrik hesaplamalar ile gerçekleştirilir⁴⁴.

<u>Kuvvet:</u> Bir cismin denge durumunu değiştiren veya değiştirmeye zorlayan etkidir. Kuvvet vektörel bir miktardır. Kuvvet F=m.a şeklinde ifade edilir. Birimi Newton (N) ya da $\frac{kg.m}{s^2}$ olarak ifade edilir⁴⁴.

Mekanikte kuvvetler iç ve dış kuvvetler olmak üzere iki ana başlık altında incelenir⁴⁴:

a) İç kuvvetler: Cismi meydana getiren maddesel noktaları bir arada tutan kuvvetlerdir.

b) Dış kuvvetler: Cisme dışarıdan etki eden kuvvetlerdir.

Kuvvet vektörel bir niceliktir ve vektörle gösterilir. Kuvvetin tam olarak anlaşılabilmesi için bazı elemanlarının belirlenmesi gereklidir. Bunlar:

Kuvvetin büyüklüğü: Kuvvetin etki miktarının büyüklüğüdür.

Kuvvetin doğrultusu: Kuvvet vektörünün üzerinde bulunduğu doğrultudur.

Kuvvetin yönü: Kuvvetin belirli bir doğrultu üzerinde ucundaki okun işaret ettiği taraftır.

<u>Tatbik noktası:</u> Kuvvetin etki ettiği cisim üzerinde merkezleştiği düşünülen noktadır.

<u>Moment (M):</u> Bir kuvvetin bir eksen etrafında oluşturduğu dönme veya döndürmeye zorlanma etkisidir. Bir kuvvetin momenti, kuvvet ile kuvvetin bulunduğu düzleme dik eksenin düzleme temas ettiği noktadan kuvvet doğrultusuna inilen dikin uzunluğu çarpımına eşittir⁴⁴.

<u>Eylemsizlik momenti (I):</u> Bir cismin, rotasyon hareketini değiştirmeye yönelik momente karşı koyma yeteneğidir⁴⁵.

<u>Polar eylemsizlik momenti (J)</u>: Bir cismin yüzeyinin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direncin yüzeyi içine alan eksenlere göre tanımlanmış halidir⁴⁶.

<u>Tork(T):</u> Kuvvet momenti ya da dönme momenti olarak adlandırılır. Bir cismin belirli bir eksen etrafında dönmesine sebep olan etkidir. Bu etki dönme eksenine olan uzaklıkla ve dönmeyi sağlayan kuvvetle doğru orantılıdır. Torkun büyüklüğü uygulanan kuvvet, kuvvet kolunun uzunluğu ve kuvvet koluyla kuvvet arasındaki açıya bağlıdır. Birimi Newton /metredir (N/m)⁴⁷.

<u>Mekanik denge:</u> Katı bir cisim üzerine etki eden bileşke kuvvet vektörünün ve bileşke moment vektörünün sıfır olmasıdır. Bu açıklamaya göre cisme etkiyen kuvvetlerin ve momentlerin net olarak sıfır olması Newton'un ikinci hareket yasası temel alındığında cismin doğrusal ve açısal ivmesinin sıfır olması olarak ifade edilebilir⁴⁸.

$\Sigma F=0$ ve $\Sigma M=0$

<u>Şekil değiştirme:</u> Dengede olan bir cisim dış kuvvetlere maruz kaldığında iç yapısında lokal şekil değişimleri meydana gelir. Cismin uygulanan bu kuvvetler sonucundaki lokal şekil değişimine şekil değiştirme (deformasyon) adı verilir⁴². Şekil değiştirme, cismi oluşturan maddesel noktaların yer değiştirme vektörlerinin bir fonksiyonu olup koordinatlara bağlıdır⁴⁹.

<u>Elastisite:</u> Cismin uygulanan yüklerin kaldırılması sonrasında orijinal şekil ve boyutunu koruyabilme özelliğidir⁴².

<u>Elastik şekli değiştirme:</u> Şekil değiştirme sonrasında dış etkiler kalkınca hemen ve tamamen geri dönen şekil değiştirmelere elastik şekil değiştirme ve bu özelliklere sahip cisimlere elastik cisim adı verilir. Elastik şekil değiştirmeler zamandan bağımsızdır⁵⁰.

<u>Plastik şekil değiştirme:</u> Dış etkiler kalkınca hemen geri dönmeyen şekil değiştirmelere elastik olmayan (inelastik) şekil değiştirmeler adı verilir. Elastik olmayan şekil değiştirmeler içerisinde zamana bağlı olmayan kalıcı şekil değiştirmelere plastik şekil değiştirme adı verilir. Bir cisimde şekil değiştirmelerin hepsi plastikse böyle cisimlere plastik cisim adı verilir. Şekil değiştirmenin bir kısmının geri döndüğü ve bir kısmının aynen kaldığı cisimlere elastoplastik cisim adı verilir⁵⁰.

<u>Sertlik:</u> Yapıda belirli bir deformasyonun oluşması için gerekli kuvvet miktarını tanımlar⁵¹.

<u>Viskoelastisite:</u> Deformasyona uğrayan bir cismin hem viskoz hem de elastik özelliklere sahip olma durumudur⁵⁰.

<u>Sünme:</u> Çeşitli yüklere maruz kalan bir cisimde yükün sabit kalmasına karşın şekil değiştirmeler zaman içerisinde artabilir. Bu olay sünme olarak adlandırılır. Sünme zamana bağlı bir inelastik şekil değiştirmedir. Şekil değiştirme sabit olduğunda bu kez yük zamanla azalır. Bu olaya gevşeme adı verilir⁵⁰.

<u>Akma:</u> Cismin önce plastik deformasyona uğraması ve sonrasında kopmasıdır⁵².

<u>Kırılma:</u> Cismin plastik deformasyon göstermeksizin (gevrek kırılma) kopmasıdır⁵².

<u>Homojen cisim:</u> Mekanik özelliklerin noktadan noktaya değişmediği cisimlerdir⁵⁰.

<u>İzotrop cisim:</u> Mekanik özelliklerin doğrultuya göre değişmediği cisimlerdir⁵⁰.

<u>Anizotrop cisim:</u> Doğrultuya bağlı herhangi bir özelliği bulunmayan cisimlerdir⁵⁰.

<u>Lineer elastik cisim:</u> Stres - gerinim grafiğinin doğrusal bir çizgi oluşturduğu, stresin gerinim ile doğrusal orantılı olduğu elastik cisimdir⁴².

<u>Viskoelastik cisim:</u> Hem viskoz hem de elastik özelliklere sahip olan cisimdir⁵⁰.

<u>Sünek (düktil) cisim:</u> Yüklemenin belirli bir sınırında çok büyük şekil değiştirmelerin meydana geldiği cisimdir⁵³.

<u>Gevrek (frajil) cisim</u>: Akmanın olmadığı ve belirli bir streste kırılmanın meydana geldiği cisimdir⁵³.

<u>Poisson oranı:</u> Belirli bir yönde şekil değiştirme gösteren her cisimde, diğer bir yönde de aynı tür şekil değiştirme gözlenir. Gerdirilen lastik şeridin kesit alanındaki daralma buna örnek olarak verilebilir. Poisson oranı malzemeye özgü ayırıcı bir özellik olup, yan yönde gözlenen birim deformasyonun dik yönde gözlenen birim deformasyonuna oranı olarak tanımlanabilir. Poisson oranı aşağıda belirtilen parametreler kullanılarak hesaplanabilir⁴⁹.

Poisson Oranı (V) = Endeki birim uzama/Boydaki birim uzama

<u>Elastiklik modülü (Young modülü):</u> Kuvvete maruz kalan bir cisimde oluşan gerilme ve gerinim arasındaki orantının sabiti olarak tanımlanabilir. Elastiklik modülü stres/gerinim olarak ifade edilir. Birimi kg/mm²'dir⁵⁴.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

<u>Elastik sınır:</u> Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir⁵⁵.

<u>Stres:</u> Herhangi bir cisme etki eden dış kuvvetler, cismin iç yapısında, internal kuvvetlerin oluşumuna yol açarlar. Gerilme bir cismin birim alanına düşen kuvvet yoğunluğu olarak tanımlanabilir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak cisim içerisinde normal ve makaslama stresleri olmak üzere iki tip stres oluşur. Normal stres (σ) birim alana düşen aksiyel kuvvet olarak tanımlanırken, makaslama stresleri (τ) birim alana düşen makaslama kuvveti olarak tanımlanır. Normal stresler uygulanan kuvvetin tipine bağlı olarak baskı ya da çekme stresleri olarak tanımlanabilir. Stres, Kuvvet / Alan olarak ifade edilir⁵⁴.

Stres (
$$\sigma$$
) = $\frac{kuvvet}{alan} = \frac{P}{A}$

Stresin birimi Paskal'dır (Pa = N/m²). Çoğunlukla, birim olarak Megapaskal kullanılır (1 MPa = 10.6 Pa).

<u>Cekme Stresi:</u> Aynı düzlemde ve zıt yönlerde iki kuvvetin uygulanması sonucunda oluşan ve cismin modeküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan strestir⁴⁹. <u>Baskı Stresi:</u> Aynı düzlemde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin uygulanması sonucunda oluşan ve cismin moleküllerini birbirlerine yaklaşmaya zorlayan strestir⁴⁹.

<u>Makaslama Stresi:</u> Bir cisme farklı düzlemlerde ve zıt yönlerde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan ve molekülleri cismin yüzeyine paralel ve ters yönde kaymaya zorlayan strestir⁴⁹.

<u>Gerinim:</u> Gerinim, boyutsal değişiminin orijinal boyuta oranı olarak tanımlanır. Gerinimin değeri "%" olarak ifade edilir⁴⁹.

$$\varepsilon = \frac{dL}{L}$$

<u>Asal stres:</u> Makaslama stresinin sıfır olduğu düzlemlerdeki en büyük ve en küçük normal streslerdir. Asal stres maksimum, ara ve minimum asal stres olmak üzere üç tiptir. " σ_1 " en büyük pozitif değeri, " σ_3 " en küçük değeri , " σ_2 " ise ara değeri gösterir⁴⁹.

<u>Von Mises Stresi:</u> Biçim değiştirme enerjisi olarak da adlandırılan Von Mises stresi; sünek malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belirli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir sınır değerini aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Birimi Paskal'dır. Von Mises stresi, üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır⁴⁹.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

28

Newton kanunlari⁴⁷:

<u>Birinci kanun:</u> Bir parçacık üzerinde etki eden bileşke kuvvet sıfır ise parçacık durgun halde kalır (başlangıçta durgun ise) ya da bir doğru üzerinde sabit bir hızla hareket eder. (başlangıçta hareketli ise)

İkinci kanun: Bir parçacık üzerine etki eden bileşke kuvvet sıfır değilse, parçacık bileşke kuvvetle doğru orantılı olarak bileşke kuvvetle aynı yönde ivmelenir.

F=*m.*a

<u>Üçüncü kanun:</u> Temas halinde olan cisimler arasındaki etki ve tepki kuvvetleri aynı büyüklükte, aynı etki çizgisi üzerinde ve zıt yönlerdedir.

<u>Saint-Venan kanunu:</u> Elastik bir cismin belirli bir bölgesine etki eden dış kuvvetlerin eşdeğerleri alındığında bu bölgeden belirli bir uzaklıkta bulunan noktalarda gerilmeler ile yer ve şekil değiştirmeler yaklaşık olarak değişmezler. Bu Saint-Venan kanunu olarak adlandırılır⁵⁰.

<u>Hooke kanunu:</u> Stres ile gerinim arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden kanundur. Buna göre stresle şekil değiştirme arasında doğrusal bir bağıntı olduğu kabul edilir. Şekil değiştirme kanunu doğrusal olan cisimlere Hooke cismi ya da doğrusal elastik cisim adı verilir. Cismin elastik sınırı aşılmadığı sürece birçok cisim bu kanuna uyar⁵⁰.

2.3.2. Kemik Biyomekaniği

2.3.2.1. Kemik yapısı ve kompozisyonu

Kemik dokusu primer olarak kolajen (%90) ve amorf ara maddeden (%10) oluşan fibröz organik osteoid matriks içerisine gömülmüş hücrelerden oluşmuş bir dokudur. Osteoid kemik hacminin yaklaşık %50'sini, ağırlığının ise %25'ini oluşturur. Kemiğin karakteristik rijiditesi ve gücü organik matrikste bulunan mineral tuzlarının varlığından kaynaklanır. Mineral fazı kemik hacminin %50'sini, ağırlığının ise %75'ini oluşturur. Kemik mineralinin temel bileşenleri kalsiyum fosfat, kalsiyum karbonat, sodyum, magnezyum ve floriddir. Mineral bileşenler temel olarak hidroksiapatit kristalleri ve amorf kalsiyum fosfattan oluşur. Kemik apatit kristalleri yaklaşık 50-100 Angstrom (Å) uzunluğunda olup kollajen ağ içerisinde belli bir sırada dizilmişlerdir. Kemik kollajeni dermis, tendon ve fasyada da bulunan tip I kollajendir. Kemik kollajeni, moleküller arasında stabil çapraz bağların olması sebebiyle bağ dokudaki kollajeni ekstrakte etmek icin sıklıkla kullanılan çözücüler içinde yüksek oranda çözünmezdir^{56,57}.



Şekil 2: Kemik yapısı⁵⁸

Kemik hücreleri osteoblastları, osteoklastları, osteositleri ve örtü hücrelerini içerir. Osteoblastlar ve osteoklastlar aktif kemik metabolizması içerisinde yer alan hücrelerdir. Osteositler ve örtü hücreleri matriks içinde gömülü olup kanalikül adı verilen sistem ile birbirlerine bağlıdır. Osteositler ekstraselüler matriks sekresyonu içinde kalmış osteoblastlardır. Kemik oluşumu sırasında osteoblastlar kalsifiye olmamış osteoidi sentezler. Takiben hidroksiapatit kristalleri sırayla osteoid matriks içinde gömülü olan kollajen fibriller üzerine çökelir. Birkaç gün içerisinde osteoid kalsifikasyonunun %70'i tamamlanır. Maksimal kalsifikasyonun tamamlanması ise birkaç ay sürer⁵⁶.

Mikroskopik seviyede kemiğin temel yapısı osteon ya da havers sistemlerinden oluşur. Her osteonun merkezinde kan damarları ve sinir liflerini içeren havers kanalları bulunur. Osteon merkezi kanalı çevreleyen konsantrik mineralize matriks tabakaları olan lamellerden oluşur. Lamellerin sınırları boyunca laküna adı verilen ve içinde osteositlerin bulunduğu küçük kaviteler uzanır. Kanaliküli adı verilen birçok küçük kanal lakünalardan çıkarak diğer lakünaları birbirine bağlar ve havers kanalına ulaşır. Hücre uzantıları osteositlerden kanalikülilerin içine uzanır, böylece havers kanal içindeki kan damarlarından gerekli besin maddesi alışverişi gerçekleştirilir⁴² (Şekil 2).

Her periferinde olarak osteonun primer glikozaminoglikanlardan olusmus sement benzeri ara maddenin oluşturduğu bir sement çizgisi uzanır. Osteonların kanalikülileri bu çizgiyi geçmez. Kanalikülilere benzer şekilde kollajen fibrilleri de kemik matriksi içinde bir lamelden diğerine bağlantılıdır ve sement çizgisini geçmez. Bu kollajen fibril ağı kemiğin mekanik streslere olan dayanımını arttırır. Tipik bir osteonun çapı yaklaşık 200 mikrometredir. Uzun kemiklerde osteonlar genellikle boylamsal yönde uzanır. Osteonlar sıklıkla dallara ayrılır ve aralarında anastomoz yapar. Osteonlar arasındaki boşluklar interstiyel lameller tarafından doldurur. İnterstiyel lameller osteon sistemleriyle devamlılık gösterir. Bu lameller arasındaki arayüzler osteositlerin bulunduğu ve kanalikülilerin uzandığı bir laküna dizisi içerir⁴².

Makroskopik seviyede tüm kemikler, kortikal kemik ve trabeküler kemik olmak üzere iki tip kemik dokusundan oluşur. Kortikal kemik uzun kemiklerin diyafizleri ile metafizlerini çevreleyen ince kabuk katmanını oluşturur. Metafiz ve epifizlerin içindeki trabeküler kemik metafizyel kabuğun iç kısmı ile devamlılıkta olup üç boyutlu olarak birbirlerine bağlı olan trabeküler rod ve plak ağından oluşur. Trabeküller, iç kısmı birbirleri ile bağlantılı porlara bölerek değişen düzeylerde pörözite ve yoğunluk oluşturur. Rod ağı düşük yoğunlukta açık hücreleri oluştururken, plak ağı daha yüksek yoğunlukta olan kapalı hücreleri oluşturur. Kemik dokusunun kortikal ya da trabeküler olarak sınıflandırılması relatif densiteyle ilişkilidir⁵⁶.

2.3.2.2. Kemiğin biyomekanik özellikleri

Biyomekanik olarak kemik bir fazını mineralin, diğer fazını esas madde ve kollajenin oluşturduğu iki fazlı kompozit materyal olarak tanımlanmaktadır. Güçlü ve kırılgan materyalin daha zayıf ve esnek olan materyalin içinde bulunduğu bu tip materyallerde kombine bileşimler daha güçlü maddeler oluşturur. Fonksiyonel olarak kemiğin en önemli mekanik özellikleri dayanım ve sertliğidir ⁴².

Yükleme yapının boyutlarında deformasyona ya da değişime sebep olur. Yapıya belli bir yönde kuvvet uygulandığında yapıda oluşan deformasyon, yük- deformasyon eğrisinde gösterilebilir. Dayanım, sertlik ve diğer mekanik özelliklerle ilgili bilgiler bu eğrinin incelenmesiyle öğrenilebilir⁴².

Yük deformasyon eğrisinde eğrinin ilk kısmı olan elastik bölge yapının elastisitesi ile ilişkili olup, yük kaldırıldıktan sonra orijinal şekline dönme kapasitesini ifade eder. Yük uygulandiğında deformasyon gözlenir, fakat daimi değildir. Yük kaldırıldığında yapı orijinal şekline geri döner. Yükleme devam ettikçe yapının dış liflerinde yorulma başlar. Bu yorulma noktası yapının elastik sınırını belirler. Yük bu sınırı aştığında plastik davranış meydana gelir. Bu noktadan sonra yapı orijinal pozisyonuna geri dönmez ve rezidüel deformasyon kalıcı hale gelir. Yükleme dereceli olarak arttırıldığında ise yapı kırılır. Bu nokta eğride kırılma noktası olarak olarak belirtilir⁴² (Şekil 3).



Şekil 3: Yük-Deformasyon eğrisi⁴²

Kollajen fibrilleri vücutta çekme mukavemetine karşı koyan temel materyaldir. Kemiğin organik bileşeninin %90'ını oluşturan kollajen, kompleks bir biyomekanik davranışa sahiptir. Viskoelastik bir doğaya sahip olan kollajenin yapısında gözlenen stres ve deformasyonlar zamana bağımlıdır ve uygulanan yükleme hızı ile değişim göstermektedir. Diğer kollajen yapılar ile karşılaştırıldığında kemiğin rijiditesini oluşturan ve baskı dayanımını sağlayan ana etken kemiğin inorganik kristalleridir. Bununla birlikte kemiğin sahip olduğu mineral/kollajen oranı kemiğin mekanik özelliklerine etki etmektedir^{46,59}.

Burstein ve arkadaşlarının⁶⁰ sığır kortikal kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada çekme testi ile kemiğin elastik-plastik davranışı değerlendirilmiştir. Dereceli yüzey dekalsifikasyonunun gerçekleştirilmesi sonrasında çekme kuvvetleri altında kemiğin akma ve kopma dayanımının azaldığı gözlenmiştir. Mineral içeriğinin tamamen elimine edilmesi ile kemiğe ait stres-gerinim eğrisinde kollajen dokuya benzer veriler elde edilmiştir. Bu çalışmada akma sonrasında kollajen içeriğinin kemik deformasyonundan sorumlu olduğu, mineral fazın sertliğe ve çekme dayanımına büyük oranda katkıda bulunduğu sonucuna varılmıştır.

Kollajen fibrillerinin osteonları oluşturan lameller içindeki oryantasyonları kemiğin mekanik özelliklerine önemli oranda etki etmektedir. Havers osteonlarında bulunan kollajen fibrillerinin daha küçük spiral açıları daha büyük osteonal baskı dayanımı ve sertlik ile sonuçlanmaktadır. Daha büyük spiral fibril açısı ise çekme dayanımını arttırmaktadır^{59,61-63}. Optimal çekme dayanımı için fibril oryantasyonu kemiğin uzun aksı boyunca, baskı dayanımı için ise uygulanan kuvvete perpendiküler olarak konumlanmalıdır.⁵⁹

Kortikal kemik dokunun materyal özellikleri, erişkin femur kortikal kemiğinin çeşitli yönlerdeki ve moddaki yüklemeler altında gösterdikleri mekanik davranışın gözlenmesi ile edinilmiştir. Bu gözlemler sonucunda kemik dokusunun materyal dayanımının hem yükleme yönününe hem de yükleme tipine bağlı olduğu belirtilmiştir. Kortikal kemiğin baskı dayanımı boylamsal ve transvers yönlerde çekme dayanımından daha fazladır. Transvers örnekler boylamsal örneklere göre çekme ve baskı kuvvetlerine daha az dayanıklıdır. Makaslama dayanımı ise baskı direncinin üçte biridir. Boylamsal yöndeki elastiklik modülü transvers yöndekinden %50 daha fazladır⁵⁶.

Mekanik özellikler kortikal ve trabeküler kemikte farklılıklar göstermektedir. Kortikal kemiğin stres-gerinim davranışı yükleme yönü ile birlikte kemik mikro yapısının oryantasyonuna bağlıdır⁵⁶. Kortikal kemik boylamsal yönde (osteon yönü) transvers yöne göre daha güçlü ve serttir. Osteon aksına perpendiküler yönde yüklenen örnekler, non-elastik deformasyonla karakterize yorulma sonrasında kırılmaya eğilimlidir. Bu nedenle uzun kemikler uzun aksları boyunca iletilen kuvvetlere daha dayanıklıdır. Kemik, elastik ve dayanım özelliklerinin uygulanan yükün yönüne bağlı olduğu anizotropik bir materyal olarak tanımlanırken, stresgerinim karakteristiklerinin ve direnç özelliklerinin uygulanan gerinim oranına bağlı olması ile de viskoelastik bir materyal olarak tanımlanmaktadır. Bu özelliklerine bağlı olarak yorulma ve sünme göstermektedir⁶⁴. Anizotropik ve viskoelastik özelliklerle birlikte kortikal kemik kompleks bir materyal olarak nitelendirilmektedir⁵⁶.

Kortikal kemiğin materyal özelliklerine etki eden faktörlerden birisi de kemik dokusunun yüklenme hızıdır. Yüklemenin hızlı şekilde yapıldığı kortikal kemik örneklerinde daha yavaş yüklenen örneklere göre artmış elastiklik modülü ve kırılma direnci tespit edilmiştir^{56, 64}.

Trabeküler kemiğin materyal özellikleri yüksek oranda heterojen bir yapıya sahip olması nedeniyle farklılıklar göstermektedir. Kortikal kemiğe benzer olarak anizotropik bir materyal olan trabeküler kemik yorulma ve sünme göstermektedir. Baskı kuvvetleri altındaki stresgerinim davranışı pöröz materyallere benzerlik gösteren trabeküler kemik akma öncesinde sıklıkla sıklıkla lineer elastik olarak modellenir⁶⁴⁻⁶⁵. Trabeküler kemikte baskı kuvvetleri altında yaklaşık %1 gerinim gözlendiğinde akma meydana gelir. Bu şartlar altında yüksek oranda deformasyona maruz kalabilen trabeküler kemik yük taşıma kapasitesini muhafaza eder. Bu nedenle trabeküler kemik mekanik kopma öncesinde önemli oranda enerji absorbe eder. Elastiklik ve dayanım özellikleri yaş, anatomik bölge, yükleme yönü ve yükleme moduna bağlı olarak yüksek oranda heterojenite göstermektedir. Baskı kuvvetleri altında trabeküler kemik dayanımının anizotropisi yaşla ve azalan yoğunlukla birlikte artış gösterir⁶⁵.

2.3.2.3. Kemiğin çeşitli yükleme modelleri altındaki biyomekanik davranışı

Kuvvet ve momentler çeşitli yönlerde yapıya uygulanabilir. Bu uygulamalar sonucunda çekme, baskı, bükülme, makaslama, burulma ve kombine yüklemeler oluşur. İn vivo ortamda kemik tüm bu yükleme tiplerine maruz kalır ve yükleme yapı içerisinde deformasyon oluşumu ile sonuçlanır⁴² (Şekil 4).



Şekil 4: Çeşitli yükleme tipleri⁴²

2.3.2.3.1. Çekme

Çekme yüklemesi sırasında, eşit büyüklükte ve zıt yönlerdeki yükler yapının yüzeyinden dışa doğru uygulanır. Yapının içinde çekme stresleri ve gerinimler oluşur. Çekme stresleri, yapının yüzeyinden dışa doğru yönelen kuvvetler olarak tanımlanabilir. Maksimum çekme stresleri uygulanan yüke perpendiküler konumdaki düzlemde oluşur. Çekme yüklemesi altında yapı uzar ve daralır⁴² (Şekil 5).



Şekil 5: Çekme yüklemesi⁴²

2.3.2.3.2. Baskı

Baskı yüklemesi sırasında, eşit büyüklükte ve zıt yönlerdeki yükler yüzeye doğru uygulanır. Bunun sonucunda yapının içinde baskı stresi ve gerinimi ortaya çıkar. Baskı stresleri yapının yüzeyine doğru yönelen birçok küçük kuvvet olarak düşünülebilir. Maksimum baskı stresi yüke perpendiküler konumdaki düzlemde gözlenir. Baskı kuvvetleri altında yapı kısalır ve genişler⁴² (Şekil 6).



Şekil 6: Baskı yüklemesi⁴²

2.3.2.3.3. Makaslama

Makaslama yüklemesi sırasında yüzey paralel kuvvetlere maruz kalır. Makaslama stresi uygulanan kuvvete paralel bir planda hareket eden birçok küçük kuvvet olarak düşünülebilir. Makaslama yükü altında yapı açısal tarzda internal deformasyona maruz kalır. Yapı çekme ya da baskı yüklerine maruz kaldığında makaslama stresi oluşur ⁴²(Şekil 7).



Şekil 7: Makaslama yüklemesi⁴²

İnsan kortikal kemiği baskı, çekme ve makaslama yüklerine maruz kaldığında farklı değerlerde kopma stresleri gözlenir. Kortikal kemik çekmeye oranla baskıda (yaklaşık 190 MPa) ve makaslamaya oranla çekmede (yaklaşık 70 MPa) büyük streslere dayanabilmektedir. Boylamsal ya da aksiyel yüklemede elastiklik modülü yaklaşık 17 GPa, transvers yüklemede ise 11 GPa'dır. Baskı testi için insan trabeküler kemik değerleri yaklaşık 50 MPa'dır. Bu değerler çekme yüklemesinde 8 MPa'a düşer. Trabeküler kemiğin elastiklik modülü düşüktür ve trabeküler kemiğin yoğunluk ve yükleme yönüne bağlıdır⁴².

2.3.2.3.4. Bükülme

Kemik bükülme kuvvetlerine maruz kaldığında dış taraftaki osteonlarda gerilme, iç kısımlardaki osteonlarda ise sıkışma meydana gelir. Kemiğin merkezi ekseni kurvatür formunu alır. Kemiğin bu aksiyel deformasyonu sonucunda çekme ve baskı stresleri oluşur⁴⁶. Çekme stresleri ve gerinimleri nötral aksın bir tarafında etki ederken, baskı stresleri ise aksın diğer tarafında etki eder. Nötral aks boyunca hiçbir stres ve gerinim oluşmaz. Stresin boyutu kemiğin nötral aksa olan uzaklığı ile doğru orantılıdır. Stresler nötral akstan uzaklaştıkça boyutları da büyür. Kemik yapısı asimetrik olduğu için stresler eşit olarak dağılamazlar⁴² (Şekil 8-10).



Şekil 8: Üç noktada bükülme⁴²



Şekil 9:Dört noktada bükülme⁴²



Şekil 10:Bükülmeye maruz kalan kemiğin kesitsel alanı, nötral aksın üst kesiminde çekme ve alt kesiminde baskı streslerinin dağılımı⁴²

2.3.2.3.5. Burulma

Burulmada, yapıya kuvvet uygulandığında bir aks çevresinde dönme ve yapı içerisinde bir tork oluşur. Yapı burulma ile yüklendiğinde makaslama stresleri tüm yapı içerisinde dağılır. Bükülmede olduğu gibi bu streslerin büyüklüğü nötral aksa olan uzaklıkla doğru orantılıdır. Stresler nötral akstan uzaklaştıkça boyutları büyür^{42, 46} (Şekil 11).



Şekil 11:Burulmaya maruz kalan silindirin kesitsel alanı ve nötral aks etrafında makaslama streslerinin dağılımı⁴²

Burulumsal yükleme altında maksimum makaslama stresleri yapının nötral aksına paralel ve perpendiküler düzlemlerde seyreder. Ek olarak maksimum çekme ve baskı kuvvetleri yapının nötral aksına diagonal düzlemde seyreder⁴².

2.3.2.4. Kemik geometrisinin biyomekanik davranış üzerindeki etkisi

Kemik geometrisi mekanik davranış üzerinde büyük oranda etkilidir. Çekme ve baskıda kemiğin sertliği ve kırılması için gereken yük kemiğin kesitsel alanı ile orantılıdır. Alan ne kadar büyükse kemik de o oranda daha güçlü ve serttir. Bükülmede hem kesitsel alan hem de kemik dokunun nötral aks etrafındaki dağılımı kemiğin mekanik davranışına etki eder. Bükülmede bu iki faktörü göz önünde bulunduran olgu eylemsizlik momenti alanıdır. Daha büyük bir eylemsizlik momenti daha güçlü ve daha sert bir kemik yapısını ifade eder. Bir diğer faktör kemiğin uzunluğu olup bükülmede kemiğin güç ve sertliğine etki eder. Kemiğin uzunluğu arttıkça uygulanan kuvvetin oluşturduğu bükülme momentinin büyüklüğü de artar. Uzunluklarından dolayı iskeletin uzun kemikleri yüksek bükülme momentlerine ve dolayısıyla yüksek çekme ve baskı streslerine maruz kalır. Kemiklerin tübüler şekli kemiklere tüm yönlerde bükülmeye direnç kazandırır. Bu kemiklerin nötral aks etrafında belirli bir mesafede dağılan kemik dokusu olması sebebiyle geniş eylemsizlik momenti alanları vardır⁴².

Burulmada kemiğin gücü ve sertliğini etkileyen faktörler kemiğin kesitsel alanı ve nötral aks çevresinde dağılmış olan kemik dokusudur. Burulumsal yüklemede bu iki parametreyi göz önünde bulunduran nicelik eylemsizlik polar momentidir. Eylemsizlik polar momenti ne kadar büyük olursa kemik de o kadar güçlü ve sert olur⁴². Bellirli cerrahi prosedürler sonrasında, özellikle burulma kuvvetleri altında, kemiğin zayıflamasına neden olan defektler oluşturulur. Bu defektler uzunluğu kemik çapından küçük ve büyük defektler olmak üzere iki tiptir. Birinci grup defektler stres arttırıcı defektler olarak adlandırılırken ikinci grup defektler ise açık kesit defektler olarak adlandırılır. Küçük miktarlarda kemik kaldırıldığında ya da kemiğe vida yerleştirildiğinde stres arttırıcı defektler meydana gelir. Yükleme sırasında oluşan streslerin kemik boyunca dağılmasının engellenmesiyle kemik gücü azalır. Bu stresler defekt çevresinde yoğunlaşır. Stres arttırıcı defektin zayıflatıcı etkisi burulumsal yüklemede belirgindir ve kemik gücünde bu azalma %60'lara ulaşabilmektedir⁴².

Kemikte, vida deliklerinin etkisi en çok burulma kuvvetleri altında belirgindir. Çekme yükleri kemikte osteonal yapılar boyunca taşınmaktadır. Vida deliklerine yakın alanlar doğrudan uygulanan çekme yükleri ya da bükülme kaynaklı çekme yüklerinden az oranda etkilenir. Burulumsal kuvvetler altında ise delikler çevresinde yoğunlaşan makaslama stresleri osteonlar arasında oluşan çatlakların açılmasına sebep olur. Bu durumda kortikal kemiğin çevresel dayanımı düşüktür⁴⁶.

Burstein ve arkadaşlarının⁶⁶ yaptıkları çalışmada tavşan kemiklerinde burulma kuvvetleri altında vidalar ve boş vida delikleri ile oluşturulan stres arttırıcı defektlerin etkileri gösterilmiştir. Vida deliğinin açılması ve tavşan femuruna vidanın yerleştirilmesi enerji depolama kapasitesinde %74'lük bir azalma ile sonuçlanmıştır. Sekiz hafta sonra kemiğin remodele olması sonucunda delik ve vida nedeniyle oluşan stres yükseltici etkinin kaybolduğu gözlenmiştir. Bu süreç içerisinde vidaları stabilize etmek için kemik yapımının gerçekleştiği, boş vida deliklerinin kemikle dolduğu bildirilmiştir. Test öncesinde vidaların çıkarıldığı femurda,
vida çıkarılması sırasında kemikte oluşan mikro hasar nedeniyle kemiğin enerji depolama kapasitesinin %50 azaldığı belirtilmiştir.

McBroom ve arkadaşlarının⁶⁷ yaptıkları çalışmada kanin femurları üzerinde frezler ile çeşitli boyutlarda delikler oluşturulmuştur. Dört nokta bükülme testi ile değerlendirilen bu modellerde, boyutları kesitsel çapın % 20'sine eşit olan defektlerde dayanımın % 38 azaldığı bulgulanmıştır.

Edgerton ve arkadaşlarının⁶⁸ yaptıkları çalışmada koyun femurları üzerinde çeşitli boyutlarda dairesel defektler oluşturulmuştur. Kemik çapının %10'undan küçük olduğu defektlerde burulma kuvvetleri altında dayanımın belirgin olarak etkilenmediği belirtilmiştir. Bununla birlikte defekt boyutlarının kemik çapının %10'undan büyük olduğu modellerde burulumsal dayanımda belirgin bir azalma gözlenmiş, boyutları kemik çapının % 50'sine eşit olduğu defektlerde ise burulumsal dayanımın % 62 oranında azaldığı bulgulanmıştır.

Açık kesit defekti kemiğin çapından daha büyük bir kemik parçasının cerrahi işlemle uzaklaştırılması sonucu oluşan defekttir. Kemiğin dış yüzey kesitinin devamlılığı bozulduğu için başta burulumsal kuvvetler olmak üzere yüklere dayanma kapasitesi değişir. Burulmaya maruz kalan normal kemikte makaslama stresi kemik boyunca dağıtılır ve torka karşı koymak için hareket eder. Açık kesit defekti olan bir kemikte ise sadece periferdeki makaslama stresi torka karşı koyar. Makaslama stresi defekt ile karşılaştığında yönünün değiştirilmesi için zorlanır. Kemiğin iç kısmı boyunca stres, uygulanan torka paralel olarak devam eder ve yüke karşı koyan kemik miktarı büyük oranda azalır⁴². Oval şekilli bir defekte sahip uzun kemikte burulumsal dayanım keskin köşeleri olan defekte göre daha fazladır. Bunun nedeni keskin köşelere bağlı olarak stres artışının meydana gelmesidir⁵⁹. Clark ve arkadaşlarının⁶⁹ yaptıkları çalışmada kadavra femurları üzerinde çeşitli derinliklerde ve uzunluklarda olan, keskin köşeli, yuvarlatılmış köşeli ve oval şekilli defektler oluşturulmuştur. Burulumsal yüklemenin uygulandığı bu modellerde oval şekilli defektlerin en yüksek dayanıma sahip olduğu, defekt derinliğinin artışı ile birlikte dayanımın önemli oranda azaldığı bulgulanmıştır. Bununla birlikte defekt uzunluğındaki artışın dayanıma belirgin bir etkisi olmadığı belirtilmiştir.

Ertem ve arkadaşlarının⁷⁰ yaptıkları SEA çalışmasında mandibula modelleri üzerinde dik açılı ve eğrisel osteotomi hatları oluşturulmuştur. Angulus bölgesinde uygulanan 150 N'luk insizal ve 250 N'luk molar kuvvetler altında osteotomi tiplerindeki stres dağılımı ve kırık riski incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda eğrisel tipteki osteotominin daha az stres dağılımı ile sonuçlandığı ve postoperatif atrofik mandibulada kırık riskini azalttığı bulgulanmıştır.

2.3.3. Mandibula biyomekaniğine giriş ve mandibular komplekste stres dağılımı

Mandibula fikse üst kafatasına karşı koyan kavisli bir bar olarak hareket eder. Mandibula femur gibi diğer stres taşıyıcı kemiklere benzer bir dizayna sahip olup, orijinal genetik yapısı oral kuvvetlere direnç gösterebilmesi için fonksiyonlar tarafından modifiye edilmiştir. Bu adaptasyonların bir çoğu internal olup, medullar trabeküllerin alveolar kemik ve kortikal plaklar arasında stres dağıtıcı arklar ve dayanaklar oluşturması buna örnek olarak verilebilir⁷¹. İnsan mandibulası kaldıraç sistemleri, kuvvet çiftleri ve sabit kirişlere göre tanımlanmıştır. Mandibula için güncel biyomekanik model, mandibulanın sınıf 3 kaldıraç olarak tanımlanmasıdır. Bu sistemde kondil dayanak noktasıdır. Elevasyon kaslarının kombine kuvveti uygulanan kuvveti, ısırma kuvveti ise direnç kuvvetini oluşturur. Bu kaldıraç sisteminde dengenin sağlanması için direnç kuvvetinin uygulanan kuvvetten daha küçük olması gereklidir. Bu sistemin mekanik avantajı 1'den küçüktür ve verimsizdir. Isırma kuvveti öne doğru kaydıkça moment kolunun uzunluğu artar. Bu nedenle dengeyi sağlamak ve iş yapmak için artmış kas kuvvetine ihtiyaç vardır⁷¹⁻⁷².





Temporomandibular eklem, kaslar ve sınırlayıcı ligamentler ile birlikte hareket eden ve iki eklemden oluşan bir yapıdır. Mandibula interküspal pozisyonda kapandığında çeneler altı kuvvet vektörüne maruz kalmış sabit bir kirişe benzer olarak hareket eder (Şekil 12). Çeneler yiyecek kitlesinin direncine karşı bir tarafta kapandığı zaman ise model beş noktada yüklemenin olduğu bir kirişe döner. Bu model interküspal pozisyonda bilateral yüklenmeden daha az stabildir. Yükleme noktası bir tarafa doğru kaydığında çalışan tarafta kas kuvveti artarken dengeleyen tarafta azalır. Bununla birlikte dengeleyen taraftaki kondiler direnç kuvveti çalışan kondile kıyasla, yükteki kaymanın oluşturduğu uzamış moment kolu nedeniyle aynı yada daha büyük bir değer alır⁷¹.

Uniform bilateral kapanışta mandibular elevatör kasların bileşke vektörünün yönü süperiora, anteriora ve mediale doğrudur. Mandibulanın sagittal görüntüsü masseter ve medial pterigoid kasın diverjansı nedeniyle vertikal olarak uygulanan kuvvetleri işaret etmektedir. Masseter ve pterigoid kaslar temporal kastan daha kuvvetli olduğu için güç darbesinde en büyük rolü üstlenir. Bu iki elevatör kasın bileşke vektörü genellikle mediale doğrudur. Fakat kuvvet yönü mandibular pozisyonun değişmesiyle birlikte değişir. Bu kaslar bileşke vektörü frontal planda merkezi pozisyona getirecek şekilde hareket eder. Masseter ve medial pterigoid kas non-fonksiyonel ya da spazm halinde olduğunda mandibulanın senkronize hareketi çok zorlaşır⁷¹.

2.3.3.1.Mandibular stres trajektörleri

Mandibulaya etki eden tüm kuvvetler mandibula içinde internal stres cevapların oluşumuna yol açmaktadır. Unilateral ve bilateral olarak yüklenen mandibulanın üç boyutlu fotoelastik stres analiz sonuçları çeşitli simetrik izokromatik fringe(sınır) yapılarını ortaya çıkarmıştır. Bilateral yükleme modelinde stres yoğunluğunu gösteren dört trajektör gözlenmektedir. Bunlar:

- 1. Mandibular açıdan başlayıp yükselen ramusun posterior sınırına ve kondile uzanım gösteren hat
- 2. Oblik olarak molarların altından mandibula gövdesi ve ramus boyunca kondile uzanan hat
- Molar alveoler krestten yükselen, ramusun anterior sınırına ve koronoid proçese doğru uzanan hat
- Sigmoid çentiğin kenarı boyunca koronoid proçes ve kondil arasındaki hat

Mandibulada dişler içinde oluşan yüksek stres konsantrasyonları periodontal ligamenti geçip alveole giderken modifiye edilirler. Azalan bu kuvvet hatları alveoler krestte interradiküler sahalarda ve yüklenen dişin apikalinde gözlenirler⁷¹.

Mandibula lateral konumda yüklendiğinde ise stres trajektörleri bilateral sentrik yükleme tablosu ile benzerdir. Bununla birlikte rotasyon yapan ve kayan kondildeki stres konsantrasyon sahalarının ve yoğunluğunun değişimi belirgindir. Rotasyon yapan tarafta kondil ve kondil boynuna doğru artmış stres sahaları gözlenir. Stresteki artış tüm mandibulanın bilateral yükleme modelindeki yükün yarısına maruz kaldığı durumlarda da görülür. Koronoid proçes ve mandibular açıdaki kas ataçmanları artmış miktarlarda ve lokalize stres yapıları içerir. Kayan kondil doğrudan yüklenmediği için stres seviyelerinde düşüş gözlenir. Kondil başının medial fosaya karşı destekleyici hareketi ramusun posterior sınırı boyunca stres alanlarının oluşumuna sebep olur. Üç minör stres trajektör alanı ise kas ataçmanlarında, interproksimal sahalarda ve mandibula gövdesi boyunca gözlenir. Ramusun lingula seviyesindeki

süperior horizontal kesitlerinde ise unilateral yüklemede rotasyon yapan tarafta daha yüksek stresler gözlenirken kayan kondilde minimal stresler gözlenir. Bilateral yükleme modelinde oluşan kuvvetler orta düzeyde yoğunluğa sahiptir. Oblik ramus trajektörü kalınlaşmış kortikal plak ile bağlantı gösteren trabeküler destek sahasında lokalizedir⁷¹.

Fotoelastik modelde birçok izokromatik stres trajektörü kondil ve boynu ile ilişkilidir. Birçok hemimandibular örnekte kondil boynunda yüksek yoğunlukta stresler oluşmakta ve kondilin içine doğru gidildikçe azalmaktadır. Unilateral yüklemede en büyük stresler rotasyon yapan tarafta gözlenirken en düşük stres kayan tarafta gözlenmektedir. Bilateral yüklemede stresler orta düzeydedir⁷¹.

Fonksiyon gören dişlerin varlığının kök yüzeyi ve kalınlaşmış kortikal plaklar arasındaki belirgin trabeküler ağ ile uyumluluk gösterdiği bilinmektedir. Apikal yöndeki yükler kortikal plaklara doğru apikal ve lateral yönde dağılım gösterir. Ana alveolar stres konsantrasyonları interradiküler ve interproksimal olarak konumlanır ve kemik yapısının daha güçlü olduğu alanlara doğru yönlendirilir⁷¹.

Periodontal ligament tampon boşluk ya da stres absorbsiyon görevi görerek dişler içinde oluşan yüksek stres yoğunluğunu modifiye eder ve dağıtır. Bu da trabeküler örgüden kortekse uzanan bir stres dağılımı ile sonuçlanır. Fonksiyonel stres mandibulada trabeküler ve kortikal kemik desteği ile ilişkilidir. Stresin bir kısmının ligamentler ve kaslarca emilmesine rağmen kondil mandibula içinde major stres trajektörlerinin en son varış yeridir⁷¹.

2.3.3.2. Mandibula biyomekaniği

Çiğneme ve ısırma sırasında, mandibula çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvetler ile bu kuvvetler sonrasında temporomandibular eklem ve dişlerde oluşan reaksiyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır. Mandibulaya etki eden bu kuvvetlerin sonucu olarak mandibulada stres ve gerinimler oluşmaktadır. Bu kuvvetlerin aralığı ve dağılımı eksternal yüklemenin tipine, mandibulanın kemik miktarını ve dağılımını da içeren materyal özelliklerine ve geometrisine bağlıdır. Kemik remodelinginin yükleme koşullarından etkilenmesi, diş eksikliği, ortodontik tedaviler, dental implant ve çeşitli rekonstrüktif cerrahilerin mandibuladaki yük dağılımına ve mandibula yapısına etki etmesi sebebiyle mandibula

2.3.3.2.1. Mandibulanın materyal özellikleri

Mandibula yapısal mekaniğin bakış açısı ile değerlendirildiğinde makroskopik düzeyde oldukça kompleks kompozit bir materyal olarak kabul edilmektedir. Bu materyal yaklaşık olarak dış kısımda 2-3 mm kalınlığında yoğun lameller yapı içeren kortikal kemik ve iç kısımda trabeküler kemikten oluşmaktadır⁷⁴.

Mandibular kortikal kemiğin materyal özelliklerine ilişkin bilgiler ultrasonik dalga teknikleri yardımı ile mandibula kadavralarından alınan örneklerden elde edilmiştir. Bu çalışmaların sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde mandibular kortikal kemiğin gövde alt sınırı boyunca alveole göre daha sert olduğu gözlenmiştir. Mandibular gövdenin kaninler bölgesindeki inferior sınırda en sert olduğu ve bu bölgenin burulmaya karşı en yüksek dayanıma sahip olduğu belirtilmiştir⁷³. Mandibular gövde kısmında maksimum sertliğin yönü oklüzal düzleme paraleldir. Ramus bölgesindeki maksimum sertlik ise oklüzal düzleme diktir. Lingula korteks, simfiz ve premolar bölgede bukkal kortekse göre daha serttir⁷⁵⁻⁷⁷.

Mandibular kortikal kemiğin özellikleri radyal, teğetsel ve boylamsal olmak üzere üç ortogonal yönde belirlenmiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre mandibular kortikal kemik anizotropik olup, boylamsal yönde radyal ve teğetsel yöne göre daha serttir. Radyal ve teğetsel yönlerdeki ortalama elastiklik modülü değeri boylamsal yöndeki değerinin %40-70'idir. Radyal ve teğetsel yönlerdeki elastiklik modülü değerleri ise hemen hemen aynıdır. Mandibulanın kortikal kemiği boylamsal yönde yüksek elastiklik modülüne, transvers yönde ise daha düşük elastiklik modülüne sahiptir. Mandibulanın dayanımı transvers yöne kıyasla boylamsal yönde daha fazladır. Arendts ve Sigolotto mandibular kortikal kemikte boylamsal, teğetsel ve radyal yönlerde sırasıyla 200, 110 ve 100 MPa değerinde baskı stres değerleri elde etmişlerdir. Birim deformasyon miktarları ise sırasıyla %1.55, %2.05 ve %2.25 olarak rapor edilmiştir. Mandibulanın boylamsal yönde daha güçlü ve dayanıklı olmasının nedeni kollajen lifleri ve apatit kristallerinin oryantasyonuna osteonlar. bağlanabilmektedir73, 78. Boylamsal yönde dayanımın daha fazla olması mandibulanın en çok sagittal bükülme momentlerine karşı dirençli olduğunun bir göstergesidir.

Boylamsal elastiklik modülü molar bölgeden simfize doğru artış gösterir. Boylamsal elastiklik modülünün simfizde daha fazla olması ile simfizde molar bölgedeki mandibular gövdeye kıyasla daha büyük burulumsal kuvvetler kompanse edilebilmektedir^{73,79,80}.

Mandibular trabeküler kemik anizotropik özelliklere sahip densitesi olup, trabeküler kemik anterior mandibulada daha yoğundur^{75,81,82}. Anterior mandibulada gözlenen yoğun trabeküler kemik densitesi, bu bölgenin diğer bölgelere kıyasla daha yüksek bulgulanan elastiklik modülü ve baskı dayanımı ile ilişkilendirilmektedir. Kortikal plakların tüm bölgelerdeki varlığı ise trabeküler kemiğin elastiklik modülünü arttırmakta ve anterior mandibulada en yüksek değerlere ulaşmaktadır. Kortikal kemiğin varlığında trabeküler kemiğin elastiklik modülü 24.9-240 MPa değerleri arasında iken, kortikal kemik yokluğunda 0.22-10.44 MPa değerleri arasında bulunmuştur⁸². Bu verilere dayanılarak kortikal kemiğin oklüzal yüklerin dağıtılmasında önemli rol oynadığı söylenebilir.

2.3.3.2.2. Mandibular deformasyonlar

İnsan mandibulası normal aktiviteler esnasında baskı, makaslama ve bükülme kuvvetlerinin kombinasyonlarına maruz kalmaktadır. Oral kavitenin, dişlerin ve komşulukta bulunan diğer yapıların doğası sebebiyle mandibulanın mekanik yüklenmesi komplekstir. Bu yükleme yapıları travmalar ve cerrahiler sonrasında mandibula fonksiyonları ve tamir sürecine etki edebilmektedir⁷⁴.

Mandibular deformasyon, klinikte gerçekleştirilen birçok işlemde büyük öneme sahiptir. Rijit üst yapılar ile elastik osseointegre kemik-implant arayüzeyinin etkileşim içerisinde bulunduğu dental implant sistemlerinde çene deformasyonuna bağlı olarak yüksek stres gradyanları oluşabilmektedir. Bu süreç implant kaybı ile sonuçlanabilmektedir. İmplant destekli üst yapılar çene deformasyonuna bağlı olarak kendiliğinden bükülüp kırılabilmektedir. Protetik işlemlerde ağız açık iken alınan ölçülerde diğer çene pozisyonlarına pasif olarak uyum göstermeyebilmektedir. Çene deformasyonunun mandibular kırık ve fasiyal deformite tedavileri ile ortognatik cerrahiler sonrasında gözlenen relaps eğilimine ne oranda etki ettiği bilinmemektedir. Bu nedenle çene deformasyonunun anlaşılması önemlidir⁸³.

Mandibula deformasyonuna ilişkin insanlar üzerinde yapılan klinik çalışmada fonksiyon esnasında alt posterior dental ark genişliğinde oluşan değişimler demonstre edilmiştir⁸⁴⁻⁸⁷. Dinamik çene hareketleri esnasında mediolateral ark boyutlarının değerlendirildiği bu çalışmalarda alt dental arkın genişlediği ve daraldığı gösterilmiştir. Bu çalışmalarda horizontal çene deformasyonunun 10-780 µm arasında değiştiği bildirilmiştir. Bu çalışmalarda oklüzyonla ilişkili olmayan çeşitli mandibular pozisyonlarda kas koaktivasyonu üzerinde durulmuş, periodontal ve alveoler kemik deformasyonunun mandibular distorsiyon üzerindeki etkileri nedeniyle dental oklüzyon etkisi ihmal edilmiştir.

Az oranda çalışmada statik ısırma esnasındaki ark deformasyonunun ölçümü üzerinde durulmuştur^{84, 88}. Bu çalışmalarda çalışan tarafta premolar ve molar dişlerin sıkılması ile posterior diş lokalizasyonlarında dental ark genişliğinin arttığı ve dengeleyen tarafta diş hareketine neden olduğu gözlenmiştir. Tüm bu etkilerin kas aktivitesine bağlı olarak oluşan çene deformasyonuna bağlı olduğu düşünülmüştür.

Hayvan deneylerinde fonksiyon esnasında memeli mandibula korpusunun transvers, parasagittal ve rotasyonel tarzda deforme olabildiği gösterilmiştir.^{84, 89, 90} Tüm bu deformasyonlar unilateral, bilateral, tek başına ya da diğer deformasyon tipleriyle birlikte görülebilmektedir. Makak maymunlarında ise çene deformasyonunun kompleks bir yapıya sahip olduğu ve temel olarak vertikal ve rotasyonel bileşenleri içerdiği gözlenmiştir^{84, 91}. Bu çalışmalarda mandibular gerinimler gerinim ölçer ile belirlenmiştir. Gerinim ölçerlerin in vivo olarak insanlar üzerinde uygulanamaması nedeniyle çalışmalarda sıklıkla primatlar kullanılmıştır. Tüm bu çalışmalardan stres yapılarına ilişkin sonuçlar insanlarda mastikatör çıkarılabilmekle birlikte, sistem morfolojisi primatlardan farklılıklar göstermekte ve farklı şekillerde yüklenebilmektedir⁹². Mongini ve arkadaşlarının⁹³ yaptıkları in vitro çalışmada gerinim ölçer tekniği ile insan mandibulasındaki asal gerinimler değerlendirilmiş ve elde edilen sonuçların primatlardan elde edilen sonuçlarla benzer olduğu rapor edilmiştir. Makak mandibulasının elastik özelliklerinin insan mandibulası ile benzer olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir^{75-76, 94}. Bununla birlikte hayvan deneylerinden elde edilen verilerin insanlara hangi dereceye kadar uyarlanacağı belirsizdir⁹².

Sonlu elemanlar analizi (SEA) ile stres dağılımına ilişkin doğru bilgiler elde edilebilmektedir. Dolaylı matematiksel bir yaklaşım olan bu yöntemde karmaşık geometrilere sahip yapılar modellenebilmekte ve kompleks mekanik davranışlar anlaşılabilmektedir⁹⁵. Kemik örneklerinin biyomekanik davranışının belirlenmesi amacıyla SEA'nın kullanıldığı çeşitli çalışmalarda bu yöntem ile elde edilen verilerin doğruluğu gösterilmiştir^{96,97}.

İnsan mandibulasındaki deformasyonlar, stresler ve gerinimler Korioth ve arkadaşları⁹² tarafından oluşturulan sonlu eleman modelinde değerlendirilmiştir. Mandibulanın maksimal deformasyonu, 526 N'luk unilateral molar ısırma kuvvetlerinin simule edildiği modelde 0.6 mm olarak tespit edilmiştir. Bu ısırma esnasında mandibula çalışan tarafa ve çalışan tarafın yukarısına doğru helikal olarak deforme olmuştur. Modele göre yüksek miktarda çekme stresleri (15-25 MPa) gözlenen alanlar koronoid proçes ve ramusun anteriorundan başlayan, bukkal ve lingual yönde uzanım gösteren ve simfizin lingual kesimi ile birleşen sahalar olarak ifade edilmiştir. Çalışan tarafta alt bukkal sınır ve kortikal kemiğin lingual yarısı gerilim altında iken, dengeleyen tarafta alveoler kemiğin üst kortikal yarısı çekme streslerine maruz kalmıştır. Baskı streslerinin ısırma noktası civarında, her iki koronoid çentik, çalışan taraftaki mandibular açı, dengeleyen tarafta ramusun posteriorundan başlayan ve korpusun alt sınırı boyunca devam eden ve simfizin alt sınırına kadar olan bölgelerde ve alveoler kemiğin bukkal üst kesimlerinde en yüksek değerlere ulaştığı tahmin edilmiştir (15-25 MPa). Genel olarak makaslama stresi çalışan tarafta dengeleyen taraftaki korpusa göre daha fazla bulunmuştur.

2.3.3.2.3. Mastikasyon ve ısırma sırasında korpusta gözlenen deformasyonlar

Mastikasyonda güç darbesi ile statik insizal ve molar ısırma esnasında mandibula sagital planda bükülür. Bu bükülme kas kuvvetlerinin vertikal komponentleri, kondildeki reaksiyon kuvvetleri ve çiğneme ya da ısırma kuvvetlerinin bir sonucudur. Sagital bükülme momentlerinin ve makaslama kuvvetlerinin büyüklüğü uygulama noktaları ile kas ve ısırma kuvvetlerinin moment koluna bağlıdır. Çalışan tarafta makaslama kuvvetleri, ısırma kuvvetleri ve kas kuvvetleri arasında en yüksek değeri almaktadır. Dengeleyen tarafta ise kas kuvvetleri ve eklem kuvveti arasında en yüksek değeri almaktadır. Dengeleyen tarafta sagital bükülmenin sonuçları mandibula alt sınırının baskıya üst sınırının ise gerilime maruz kalmasıdır. Çalışan tarafta ise ters bükülme momenti gözlenir. Her iki tarafta en yüksek değerdeki momentler ramus ve korpusun birleştiği alanlarda gözlenmektedir. Isırma noktası anteriora doğru konumlandırıldığında bazı pozisyonlarda bükülme momentlerinin yönü ve büyüklüğü değişmektedir. İnsizal yükleme sırasında olduğu gibi mandibulanın simetrik yüklendiği durumlarda her iki mandibular korpustaki sagital bükülme eşittir. Unilateral ısırma ya da çiğnemede çalışan ve dengeleyen taraftaki deformasyonlar farklılık göstermektedir^{73,92} (Şekil 13).

Primatlar üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda, mastikasyonda güç darbesi esnasında oluşan distorsiyon mandibular korpusun uzun aksı boyunca oluşan rotasyon ya da mandibular korpus rotasyonu ile lateral transvers bükülmenin bir kombinasyonu olarak tanımlanmıştır^{73,89,91,98}. Bu burulma mandibula alt sınırının eversiyonu ve alveoler sınırın inversiyonu ile sonuçlanarak dental arkın daralmasına yol Mandibular korpusun benzer bir burulması insanlarda da acar. gözlenmektedir. Statik ısırma aktivitesinde ya da interküspal pozisyonda dental arkın daraldığı gösterilmiştir^{73,85}. Bu daralma mandibular korpusun boylamsal aksı boyunca içe doğru rotasyonu ile açıklanabilmektedir^{73,84}. Bu durum bu aksa lateral olarak işlev gören elevatör kasların ve medial olarak işlev gören çiğneme ya da ısırma kuvvetlerinin oluşturduğu torkun sonucudur. Çalışan tarafta bu burulumsal kuvvetler nedeniyle ısırma noktası ve kas kuvvetleri arasında makaslama kuvvetleri oluşur. Korpusun bilateral burulması simfiz bölgesinde bükülme ile sonuçlanır. Bu bükülme simfizin süperior marjininde baskı ve inferior marjinde ise çekme ile sonuçlanır^{73,98} (Şekil 13).



Şekil 13: Unilateral molar yüklemede mandibula deformasyonu⁷³.(F_b ısırma kuvvetlerini, F_{mb} ve F_{jb} dengeleyen taraftaki kas ve eklem kuvvetlerini, F_{mv} ve F_{jw} çalışan taraftaki kas ve eklem kuvvetlerini temsil etmektedir.)

Lateral transvers bükülme çalışan ve dengeleyen taraflardaki elevatör kasların lateral kuvvet komponenti ve çiğneme kuvvetinin lateral komponenti ile oluşturulur. Transvers bükülme, güç darbesinde geç bir evrede meydana gelir ve bu güç darbesinin terminal fazı boyunca dengeleyen taraftaki derin masseter kasının belirgin ve geç aktivitesinin sonucu olabilmektedir. Lateral bükülme momenti posteriordan anteriora doğru artar, ve simfiz yakınında en yüksek değerine ulaşır. Lateral bükülme mandibulanın bukkal kortikal yüzeyinde baskı kuvvetleri ve lingual yüzeyinde gerilme kuvvetleri oluşturur^{73,99,100}.

2.3.3.2.4. Mastikasyon ve ısırma sırasında simfizde gözlenen deformasyonlar

Mastikasyonda güç darbesi esnasında simfiz, korpusta gözlenen lateral transvers bükülmeye bağlı olarak transvers bir aks etrafında dorsoventral yönde makaslama etkisine maruz kalır. Korpustaki lateral transvers bükülme ile simfizin labial yüzeyi baskı streslerine maruz kalırken, lingual yüzeyi çekme streslerine maruz kalır. Korpusun medial transvers bükülmesi ile simfizin labial yüzeyi çekme streslerine maruz kalırken, lingual yüzeyi baskı streslerine maruz kalır. İnsizal ısırma esnasında korpusların bilateral burulması simfizde bükülme ile sonuçlanır. Bu bükülme ile simfizin üst kenarında baskı oluşurken, alt kenarında çekme oluşur. Mastikasyonun tüm aşamalarında mandibula kendi kurvatür düzlemi içinde bükülür ve eğri bir kiriş olarak hareket eder⁹⁸. Özetle simfiz her iki hemimandibulanın dışa rotasyonu ile oluşan korporal rotasyon, mandibula genişliğinde değişimlere neden olan medial konverjans ve her iki hemimandibulanın vertikal planda hareketine bağlı olarak oluşan dorsoventral makaslama adı verilen üç tip defromasyona maruz kalır98 (Şekil 14).



Şekil 14: Mandibular simfizde deformasyon tipleri⁷⁵

2.3.3.2.5. Mandibulanın şekli ve kesitsel geometrisinin mandibula biyomekaniğine etkileri

Mandibulanın kesitsel geometrisi biyomekanik davranışının anlaşılmasında önemlidir. Mandibulanın stres ve gerinimlere direnç gösterebilmesi büyük ölçüde mandibulanın kesitsel alanı boyunca kortikal kemiğin dağılımına bağlıdır^{73,101,102}.

Kesitsel alandaki kompakt kemiğin rölatif miktarı kortikal indeksle açıklanabilir. Kortikal indeks kortikal kemik alanının total subperiosteal alana bölünmesiyle elde edilen değerdir. Kortikal indeks değeri mandibula için yaklaşık 0.4'tür^{73,103,104}.

Kemik çapraz kesitsel alanı çapraz kesitin makaslama ve aksiyel kuvvetlere karşı koyabilme yeteneğinin bir ölçütüdür. Eylemsizlik momenti kesitsel alanın sagital ve transvers planlarda bükülmeye karşı olan direncinin ölçüsü olup, sagital planda bükülmeye karşı olan direnci maksimum eylemsizlik momenti ile doğru orantılıdır. Eylemsizlik polar momenti ise çapraz kesitin burulmaya karşı koyabilme yeteneğini ifade eder. İnsan mandibulasında kortikal indeks ve polar momentler korpus boyunca posteriordan anteriora doğru gidildikçe az bir değişim gösterir. Yani anterio-posterior yönde aksiyel yükler ile makaslama ve burulumsal yüklere dayanım benzerdir^{73, 102,104}.

Mandibulanın kesitsel alanları değişen derecelerde ovaldir. Vertikal boyutları transvers boyutlarından daha geniştir. Sagital planda bükülmeye karşı olan dayanım transvers planda bükülmeye karşı olan dayanımdan yaklaşık üç kat büyüktür. Bu nedenle mandibulanın bu kesitsel şekli ısırma ve mastikasyon sırasında sagital bükülmeye karşı etkili bir dizayndır. Ek olarak, simfizin ve korpusun alt kenarı üst kenara göre daha kalındır. Sonuç olarak alt kenarda çekme stresleri üst kenardaki baskı streslerinden daha azdır. Bu kemik için avantajlı bir durumdur. Çünkü kemiğin çekmeye karşı dayanımı baskıya karşı olan direncinden daha zayıftır. En büyük bükülme momentleri ramusta ve korpusa komşu kesimlerde oluşur. Ramusun geniş vertikal boyutlarının bu momentlere karşı koymada etkin bir geometri oluşturduğu düşünülebilir⁷³.

Korpusun kesitsel alanının transvers boyutları vertikal boyutlarından daha küçüktür. Transvers plandaki lateral bükülme en iyi şekilde minimum eylemsizlik momentinin arttırılması ile etkisizleştirilebilir. Bu da korpusun medial ve lateral sınırlarında kortikal kemiğin depozisyonu ile gerçekleşir. Böylece mandibulanın transvers genişliği artar. Korpusun burulumsal yüklere dayanma yeteneği maksimum ve minimum eylemsizlik momenti arasındaki orana bağlıdır. Maksimum makaslama kuvvetine maruz kalan bölgeler korpusun medial ve lateral bölgeleridir. Uzun eksen boyunca burulmaya direnç için en etkili dizayn yuvarlak kesitsel alandır. Mandibulanın daha yuvarlak bir kesitsel alanı transvers bükülme kuvvetleri ve burulumsal yüklere karşı direnç sağlar. Daha büyük kesitsel alanda daha büyük bir rijidite ve sertlik elde edilir. Bununla birlikte eliptik bir kesitsel alan geometrisi mandibula için daha avantajlı bir geometridir, çünkü sagital bükülme yükleri transvers bükülme yüklerinden ve burulumsal yüklerden daha büyüktür^{73,89,91}.

2.3.4. Fiksasyon biyomekaniği

Genel olarak iskeletteki kemiklerin yüklenmesi kompleks olup, fiksasyon sisteminin birçok düzlemde etki eden kuvvet ve momentlere karşı koyabilmesi gereklidir. Bununla birlikte kemikler üzerine etkiyen temel kuvvetler kemiğin uzun aksı boyunca etki eden baskı, çekme, burulma ve iki perpendiküler planda etki eden bükülmedir. Birçok fizyolojik yükleme durumu bu kuvvetlerin ve momentlerin vektörel toplamıdır⁵⁹.

2.3.4.1. Fiksasyonda kullanılan materyaller ve biyomekanik özellikleri

2.3.4.1.1. Frez dizaynı

Frezle delme işlemi rijit fiksasyonda sıklıkla gerçekleştirilmektedir. Frez kör bir merkez ile merkezden uzaklaşan iki kesici kenardan oluşur. Kesici kenarlar, materyali kesilen yüzeyden koparan bir kama olarak görev yapar. Makaslama kesmesi kemikte osteon yönüne tranvers, karşıt ya da paralel olarak gerçekleştirilebilir. Kesme kuvveti, kesi yönü osteon oryantasyonuna göre transvers konumda olduğu zaman belirgin olarak artış gösterir Delme, osteon aksına perpendiküler konumda, yani osteonlara paralel ya da çapraz olarak gerçekleştirilir⁵⁹.

Delme işlemi kemik deformasyonu ile sonuçlanır. Frezin kemik yüzeyini çökertmesiyle birlikte elastik deformasyon gözlenir. Kesme işlemi devam ettikçe kemik talaşları oluşur ve plastik deformasyon gerçekleşir. Frezin keskin kenarı ve kemik arasındaki sürtünme nedeniyle enerji girişi kısmen ısıya çevrilir. Enerjinin 2/3'lük kısmı kesilen materyal tarafından emilir ve atomik bağlar ayrılır. Kalan kısım ise ısı olarak kaybedilir. Küçük bir kısım da mekanik vibrasyon ve ses enerjisine çevrilir. Isı oluşumu delme işleminde önemli olup, 55 derece ve üzerindeki sıcaklıklara 1 dakika maruz kalma osteosit nekrozu ile sonuçlanmaktadır. Alkalen fosfataz deaktivasyonu, kollajen hidroksiapatit bağlarının değradasyonu ve materyal özellikleri de sıcağın geri dönüşümsüz değişikliklere yol açan diğer olumsuz özellikleridir^{59,105}.

Frez için az kuvvet kullanılması kesici yüzeylerde sıcaklığı arttırmaktadır. Frez üzerindeki daha küçük aksiyal kuvvet daha fazla sürtünmeye neden olur. Kesici kenarlarda kesme yerine sürtünme oluştuğu için etkinlik azalır^{59,105}. Frezin rotasyonel hızı ise pik sıcaklığı etkilemez, bununla birlikte daha yavaş frez dönmesi işlem için gereken zamanı arttırdığı için kemik sıcaklığı yükselebilmektedir. Frezlerin körelmiş kesici kenarları sıcaklığı yükseltmektedir. Frezleme öncesinde daha küçük bir vida yuvasının açılması ve irigasyon belirgin olarak sıcaklığı düşürmektedir. Uygun kuvvetle hızlıca deliklerin oluşturulması, daha hızlı rotasyon, keskin uçların kullanılması, irigasyon ve pilot yuvanın hazırlanması kemik içindeki ısı yükselmesini engelleyecektir⁵⁹.



Şekil 15: Frezde kesici kenar ve boşluk açıları⁵⁹

Etkin delme işlemi için frez şekli önemli bir faktördür. Frezin üç önemli geometrik özelliği kesici kenar açısı, boşluk açısı ve heliks açısıdır. Kesici kenar açısı kesici yüzeyin kemik ile yaptığı açıdır. Boşluk açısı ise kesici yüzeyin kemik içine ne kadar girdiğini belirler. Boşluk açısı olmaksızın frezin tüm kesici yüzeyi kemikle temas eder ve ısının yükselmesine sebep olur. Boşluk açısının çok fazla olması ise kemik talaşlarında artışla sonuçlanır. Heliks açısı delme hızı ve materyalin delikten uzaklaştırılma hızına etki eder. Yumuşak materyaller için kullanılan frezlerin metal gibi sert materyallere kıyasla daha küçük kesici uçları ve daha geniş heliks açıları vardır. Kemik metalden yumuşak ve kırılgan bir materyaldir. Bu nedenle kemik talaşlarının oluşumunu azaltan, hızlı delik açmaya izin veren ve böylece ısınmayı azaltan frez geometrisi seçilir⁵⁹ (Şekil 15-16).



Şekil 16: Frezde heliks açısı⁵⁹

2.3.4.1.2. Kemik vidaları

Birçok kemik vidası yarım küre şeklinde alt yüzeyden oluşur. Bu tasarımları vidaların belirli bir miktarda eğimlenmesini sağlar ve böylece plak içinde deliğin kenarları ile uygun temasına izin verir. Vidalar tamamen dişli olabildiği gibi, vida başı ve diş arasında düz bir mil olabilmektedir. Bazı vidalar normalden daha küçük mile sahiptir. Bu durumda vida için gerekli olan pilot yuvanın fazla delinmesi gerekmez. Bununla birlikte bu özellik vidanın dayanımını azaltır⁵⁹.

Vida dişi merkez yapı çevresinde bükülmüş eğimli bir düzlem ya da kama olarak düşünülebilir. Kama açısı vidanın materyal içindeki ilerleme miktarını belirler. Vida temel olarak uygulanan torku iki yüzey arasında baskı oluşturmak suretiyle uzun aksı boyunca internal çekmeye dönüştüren bir araçtır. Vidalarda destek diş profili kullanılır. Bu profil uygulanan kuvvetin kemik ve vida arasında kuvvet yönüne perpendiküler olan ara yüzeyde iletimine olanak sağlar. Diş ve mil arasındaki geçiş, çaptaki ani değişimler ya da kesin köşelerin olduğu durumlarda yüksek seviyelerde stres birikimine neden olabilmektedir. Değişik fonksiyonlara sahip olan vidaların farklı uçları vardır. Kör uçlar dokuya doğru penetre olabilecek dişli vidalarda bulunur. Spiral uç kendinden kılavuzlu kansellöz vidalarda bulunur ve vidanın uygulanmasıyla birlikte trabeküller kırılarak kanal oluşturulur⁵⁹ (Şekil 17).



Şekil 17: A, Vida dizaynı. B, Vida üzerine etki eden kuvvetler⁵⁹ F_n: Vidanın yerleştirildiği düzlemi yukarı çeken kuvvet, F_z: Vidanın yerleştirildiği bloğu yüzey boyunca iten kuvvet, F_t: Vida ve blok arasındaki sürtünme kuvvetini karşılayan, vida içinde baskı ve çekme stresleri oluşturan kuvvet

Vidanın tutucu gücü intrinsik ve ekstrinsik faktörlerce belirlenmektedir. Vidanın tutucu gücünü etkileyen major intrinsik faktörler dış diş çapı, diş konfigürasyonu ve diş uzunluğudur. Ekstrinsik faktörler ise kemik kalitesi, tipi, vida yerleştirme oryantasyonu ve torkudur⁴².

Vidanın tutucu gücü dış diş çapı ile dişlerin kemiğin içindeki uzunluğunun bir fonksiyonudur. Yerleştirme torku kemik segmentlerini bir arada tutan kuvveti belirler ve oluşturduğu sürtünme kuvveti ile segmentlerinin hareketini önler. Yerleştirme torkunun kontrolü kemik segmentlerinin ayrılmasının ve vida başının burulumsal kaybınının önlenmesinde önemlidir⁴². Vidanın aksiyel tutuculuğu ile tork arasında doğrusal bir ilişki mevcuttur. Torkun doğrusal artışı ile birlikte kemikte elastik deformasyon gerçekleşir. Kemikte ilk plastik deformasyon gerçekleştiğinde ise optimal torka ulaşılmış olur. Bu tork miktarı maksimum torkun yaklaşık % 84'üdür. Maksimum tork momenti vidanın yerleştirilmesi esnasında vida kırılması öncesinde ulaşılan maksimum kuvvettir. Optimal tork miktarı aşıldığında kemikte mikro fraktürler ve destrüksiyon meydana gelir. Bu durumda tutucu güç azalır¹⁰⁶.

Vidanın yerleştirilmesi esnasında uygulanan tork vida içinde gerilim oluşturur⁵⁹. Hughes ve Jordan¹⁰⁷ ilk kez oluşturulan bir delikte lubrikasyon olmaksızın torkun %35'inin yiv açmaya, %10'unun sürtünmeye, %50'sinin de ara yüzde harcandığını, %5'inin ise vida içinde çekmeye çevrildiğini göstermişlerdir.

Kemik tipi ve kalitesi vida tutuculuğuna önemli oranda etki etmektedir. Kortikal kemik kansellöz kemiğe oranla yaklaşık olarak on kat daha güçlüdür. Korteks kalınlığı ve osteopeni derecesi (kemik densitesi) fiksasyon gücü için önemlidir ve yeterli bir fiksasyon için gerekli olan vida sayısını belirler. Vidaların bikortikal olarak kullanımı ise fiksasyon gücünü arttırır^{12,108}.

Cerrahi eksplorasyondaki anatomik sınırlamalar nedeniyle vidalar her zaman kemik aksına dik olarak yerleştirilemezler, ya da kemik segmetlerinin son kısımları vida aksına dik olarak konumlanmazlar. Bu

durumlarda vidanın tutucu gücü zayıflar ve vida pozisyonunun stabilizasyonunu bozan makaslama kuvvetleri oluşur¹².

Pilot deliğin boyutu vida dayanımı ve tutucu güç için önemli bir faktördür. Pilot delik küçük olursa vida kırılması meydana gelebilmektedir. Pilot delik büyük ise vidanın mekanik gücü azalır. Bununla birlikte pilot deliğin çok küçük olması, vida yuvasının hazırlanmaması ya da vidanın yuvada yanlış konumlandırılması nedeniyle vidada makaslama etkisi oluşur. Vidanın yerleştirildiği korteks kalınlığı arttıkça vidayı yerleştirmek için gerekli olan tork miktarı da artış göstermektedir⁵⁹.

Pilot yuvanın boyutlarının arttırılması ve vida yuvalarının hazırlanması çekme kuvvetlerine çevrilen torku vida içinde %65'e kadar arttırmaktadır. Çekme dayanımının çap artışı ile birlikte hızlıca düşeceği kritik bir pilot delik çapı olduğunu belirtilmiştir. Bu nedenle uygun pilot yuva boyutu, vidayı yerleştirmek için gerekli torku minimalize edecek kadar geniş olmalıdır. Fakat çekme dayanımı için de kritik çapın altında olmalıdır.^{59, 107}.

Teorik olarak vida çekme dayanımı vidanın kemik içindeki derinliğine, yerleştirildiği kemiğin makaslama dayanımına ve vida dişleri içerisindeki kemiğin hacmini belirleyen geometrik faktörlere bağlıdır⁵⁹. Çekme kuvveti aşağıdaki gibi formüle edilmiştir (Şekil 18):

 $F=(L/P) \times (C \times S) \times G$

F= vida dişi başına düşen çekme kuvveti

L=vidanın kemik içine girdiği mesafe

P= milimetre başına diş sayısı

C= vidanın dış çapı

S=vidanın yerleştirildiği kemiğin kayma dayanımı

G= Geometrik faktör



Şekil 18: Vidanın çekme dayanımına etki eden parametreler⁵⁹

Kemiğe yerleştirilmiş vidaların çekme dayanımı in vivo olarak zamanla artış gösterir. Vidanın yerleştirilmesi esnasında yuvanın genişlemesi nedeniyle vida yuvada kemikle tam bir temasta değildir^{59,109}. İyileşme peryodu boyunca dişler yeni kemikle dolar ve çekme dayanımı artar^{59,110}. Vidaların çekme dayanımını kontrol eden bir diğer faktör korteksin mineral içeriğidir. Özetle çekme dayanımını arttırmak için :

- Vidanın dış çapı arttırılmalıdır.
- Kök çapı arttırılmalıdır.
- Korteks kalınlığı arttırılmalıdır.
- Vidanın yerleştirilmesi için yoğun korteks sahası seçilmelidir.

2.3.4.1.3. Plaklar

Plak yapısal bir defekti bir arada tutan internal bir splint olarak düşünülebilir. Bununla birlikte, plak tek başına yük karşılayıcı bir araç değildir. Ana görevi segmentlerin devamlılığını sağlamak ve segmentlerinin uç kısımlarında baskı oluşturarak yük iletimini gerçekleştirmektir⁵⁹.

Baskı kuvvetlerinin oluşturduğu bükülme plakta yorgunluk kırığı ve vidaların yerinden çıkması ile sonuçlanabilmektedir⁵⁹. Bu nedenle segmentlerin son kısımlarının kompresyonu kuvvet iletiminde büyük öneme sahiptir. Kırık hattı boyunca baskı uygulandığında bükülmede plak daha yüksek oranda rijidite gösterir. Baskı etkisi, kemiğin uzun aksı boyunca oluşan burulmaya segmentler arasında sürtünme teması ve interdijitasyonlar oluşturarak karşı koyar⁵⁹.

Plak ve kemik arasındaki sürtünme teması, plak ve kemik arasındaki sürtünme katsayısı ile birlikte plağa karşı koyan vida tarafından yönlendirilir. Plak, baskı ya da bükülme gibi fizyolojik yüklere maruz kaldığında bu yüklere plağın kemik karşısındaki sürtünmesi ve yükün vidalara doğrudan transferi ile karşı koyulur. Bu nedenle vidaların yorulma kırığının önlenmesinde fiksasyonda baskı etkisinin oluşturularak vidaların bükülme yüklerine maruz kalmalarının engellenmesi büyük öneme sahiptir⁵⁹ (Şekil 19-20).



Şekil 19: Plak, vida ve kemik arasındaki kuvvet iletimi⁵⁹





Çekme ve/veya baskı kuvvetleri altında aksiyel olarak yüklenen konvansiyonel plaklar bu kuvvetlerin etkisiyle kemiğe doğru bastırılır. Uygulanan bu kuvvet plaklar yoluyla kemik-plak ara yüzeyinde makaslama stresine çevrilir. Aksiyal kuvvetlere plak ve kemik arasında oluşan sürtünme kuvveti ile karşı koyulur. Sürtünme kuvveti plak ve kemik arasındaki ve plağa normal konumda etki eden kuvvetin sürtünme direnci katsayısının bir sonucu olup, stabilitede esas olarak kabul edilir. Plağa normal olan kuvvet plağın kemiğe sabitlenmesi esnasında vidalar üzerine uygulanan tork tarafından oluşturulan aksiyel kuvvete eşittir. Vidaların aksiyel kuvveti tork ile orantılıdır. En yüksek torka sahip vida plağa normal konumdaki en büyük kuvvete katılır ve en yüksek yükü karşılar^{111,106} (Şekil 21).



Şekil 21:Konvansiyonel plakta baskı ile oluşturulan sürtünme kuvveti ile stabilitenin sağlanması¹⁰⁶

Kilitleme plak sistemlerinde stabilitenin sağlanmasında plağın kemiğe bastırılması gerekli değildir. Plağın dişli delikleri vida başı ile temastadır. Vida plağa ve kemiğin dış korteksine tutunur ve bu yolla rijit bir çerçeve oluşturulur. Konvansiyonel mini plak osteosentezinde stabilite için plak ve kemik arasında oluşturulması esas olan sürtünme kuvveti bu sistemde gerekli değildir. Bu sistem eksternal fiksasyon ile benzer olup, aradaki tek fark plakların kemiğe yakın olarak konumlandırılmasıdır. Kilitleme sistemlerinin her üç düzlemde rijit olması nedeniyle kemik değişen kuvvet yönleri altında daha homojen bir şekilde yüklenir^{106, 111} (Şekil 22).

Kilitleme plaklarının bir diğer önemli özelliği, plaklara etki eden streslerin vida-kemik ara yüzeyinde baskı streslerine çevrilmesidir. Kemiğin makaslama streslerine kıyasla baskı streslerine daha dayanıklı olması nedeniyle fiksasyon stabilitesi arttırılır¹¹¹.

Kilitleme vida-plak sistemlerinde vidanın plakla kilitlenmesini kolaylaştırmak için vidanın kemik plağının ortasına yerleştirilmesini sağlayan bir frez rehberi gereklidir. Plağa perpendiküler konumda yerleştirilmeyen vidalar plağa uygun şekilde bağlanamaz ve kilitlenme gerçekleşmez³⁵.



Şekil 22: Kilitleme plak sistemlerinde oluşturulan rijit çerçeve ile stabilitenin sağlanması¹⁰⁶

Plak ve kemik arasındaki sürtünmenin plak mekaniğinde bazı önleyici etkileri vardır. Eğer kemik/plak sürtünme kuvveti büyükse vidalarda daha az yükleme oluşur. Vidaların ve yorulma ömrü uzar. Diğer taraftan daha küçük bir sürtünme kuvveti plağın daha kolayca kayabilmesine izin vererek segmentler arasında daha fazla baskıya izin verir. Vidalar pratik olarak mümkün olduğunca sıkı olmalıdır. Böylece yorulmanın önüne geçilmiş olur ve kemik segmentleri arasındaki baskı arttırılır. Baskı kuvvetin zamanla in vivo olarak azalacağı ise göz önünde bulundurulmalıdır⁵⁹.

Plaklar travma ya da tümör cerrahisi gibi çeşitli nedenlerle oluşan boşlukların rekonstrüksiyonu için sıklıkla kemik greftleri ile birlikte kullanılmaktadır. Greft boyutlarının mevcut defektle uyumlu olmadığı durumlarda tüm yükler defekt boyunca plak tarafından taşınır. Plak-vida fiksasyonundaki bükülme momenti defekt boyutu ile birlikte doğrusal olarak artış gösterir. Bu nedenle plağın yüksek oranda yüklendiği kesimlerde yeterli stabilizasyonun sağlanması gereklidir⁴².

2.3.4.1.3.1. Plakların uygulanması

Düz bir plak düz bir kemiğe yerleştirildiğinde segmentler arasında uniform bir baskı oluşmaz. Bu durumda plak sadece alt kısmında baskı oluşturur ve segmentler arasındaki boşluğunun açılarak büyümesine sebep olur. Bu problemi ortadan kaldırmak amacıyla plakların yerleştirilmeden önce bükülmesi önerilmektedir. Plağın bükülmesi ile baskı stresleri tüm kortekse dağıtılacaktır. Konveks kıvrımlı yüzeye plak uygulanırken ilk olarak en içteki (kırık hattına en yakın) vidaların yerleştirilmesi segmentler arasında açılmaya neden olur. İlk olarak dıştaki vidalar yerleştirilirse fikse edilen kemiğin uzunluğu sınırlanır. İçteki vidaların sıkıştırılarak plağın bükülmesi dıştaki vidalar arası mesafenin kısalmasını ve böylece segmentlerin sıkıştırılmasını sağlar⁵⁹.

2.3.4.1.3.2.Plak fiksasyonunun rijiditesi

Laurence ve arkadaşlarının¹¹² yaptığı çalışmada plakların yerleştirildiği kırık hattında bükülme testini uygulanmış, vidaların fiksasyon rijiditesi ve maruz kaldıkları aksiyel çekme değerlendirilmiştir. Kırık hattına yakın olan vidaların diğer vidalara kıyasla daha fazla aksiyal yüke maruz kaldığı ve plağın sonuna doğru gidildikçe aksiyal yüklerin azaldığı bulgulanmıştır. Kırık hattına en yakın olan vidalardaki aksiyel kuvvetler plağın boyunun uzatılması ya da vidalar arası mesafeden etkilenmemiştir. Bununla birlikte en içteki vidalar arasındaki mesafe arttıkça yapının rijiditesi azalmıştır. Bunun nedeni bükülme altında en içteki vidalar arasındaki mesafenin artmasıyla birlikte oluşan desteksiz plak sahasının uzunluğundaki artıştır. Boş vida deliği rijiditeyi azaltır, ve stres yükseltici bir etki yaratır. Fiksasyonun rijiditesi kesitsel eylemsizlik momentinin ve plak uzunluğunun arttırılması ile arttırılabilmektedir. Bükülme ile ilişkili plağın oryantasyonu da yapının rijiditesinin belirlenmesinde önemlidir⁵⁹.

2.3.4.1.3.3. Stres perdeleme etkisi

İdeal plak vida sistemi fonksiyonel yüklere dayanabilmek için yeterince güçlü ve rijit olmalı, bunun yanı sıra kemik iyileşmesine izin vermelidir¹¹³.

Ortopedik literatür aşırı plak uygulaması ve buna bağlı olarak gelişen stres perdeleme etkisi sebebiyle oluşan yükleme kaybından bahsetmektedir. Normal kemikten daha sert olan ve kırık stabilizasyonunda kullanılan herhangi bir fiksasyon materyali stresi kırık hattından uzağa transfer ederek stres perdeleme etkisi oluşturmaktadır¹¹⁴. Çok rijit bir plakta çekme ve baskı hatları kemik yerine daha çok plaktan geçmektedir¹¹⁵.

Stres perdeleme etkisi fiksasyonda rijit plakların kullanılması ile oluşturulur. Çok rijit bir plakta, yüksek elastiklik modülüne bağlı olarak yükün tamamına yakını kırık kemik yerine rijit plak tarafından taşınır. Bu durum stres perdeleme etkisi olarak adlandırılır^{74,115}.

Fizyolojik streslerin osteojenik hücreleri piezoelektrik etki ya da mekanokimyasal etkiler ile stimüle edebileceği bilinmektedir¹¹⁵. Wollf kanununun modern versiyonu olarak adlandırılan Frost hipotezinde de benzer olarak mekanik kuvvetlerce oluşturulan 1500-3000 $\mu\epsilon$ aralığındaki kemik gerinimlerinin kemik depozisyonu ile sonuçlanırken, 100-300 $\mu\epsilon$ aralığındaki kemik gerinimlerinin ise kemik rezorpsiyonu ile sonuçlandığı ifade edilmiştir¹¹⁶. Bu nedenle kemikte yüksek modüllü plağın kullanımı kemik yoğunluğunda azalmaya sebep olacak ve uzun dönemde kemikte osteoporoza neden olacaktır. Bu problem düşük sertlikteki plakların kullanımı ile elimine edilebilmektedir¹¹⁷.

Kennady ve arkadaşları¹¹⁸ mandibulada rijit internal fiksasyona bağlı olarak gelişen kemik kaybı ve stres perdeleme etkisini rapor etmişlerdir. Histomorfometrik tekniklerin kullanıldığı bu çalışmada 4 makak maymunu üzerinde bilateral mandibular defektler oluşturulmuştur. Bu defektler iliak krestten elde edilen otojen kemikle rekonstrükte edilmiş ve rijit internal fiksasyon plakları ile fiksasyon gerçekleştirilmiştir. Greftleme operasyonundan 3 ay sonra bir taraftaki plak uzaklaştırılırken, diğer taraftaki plak yerinde bırakılmıştır. Plakların uzaklaştırılmasından 1, 4, 6 ve 8 ay sonra maymunlar sakrifiye edilmiş ve greftlenmiş alanların histomorfometrik analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonrasında rijit internal fiksasyon plağının muhafaza edildiği tarafta kemik grefti hacminin azaldığı tespit edilmiş ve bu azalmanın rijit internal fiksasyon plağına bağlı olarak oluşan stres perdeleme etkisinin bir sonucu olduğu belirtilmiştir. Kennady ve arkadaşlarının¹¹⁹ yaptıkları bir diğer çalışmada da stres perdeleme etkisi değerlendirilmiştir. Dört makak maymunu üzerinde oluşturulan bilatetral mandibular defektlerin iliak krestten elde edilen otojen kemikle rekonstrüksiyonu sonrasında rijit plak fiksasyonları uygulanmıştır. Operasyondan 3 ay sonra bir taraftaki plak uzaklaştırılırken diğer taraftaki plak ise muhafaza edilmiştir. Plakların uzaklaştırılmasından 1, 4, 6 ve 8 ay sonra maymunlar sakrifiye edilmiştir. Greflenmiş alanlardaki stres perdeleme etkisi foton absorbsiyometri ve BT yöntemleri ile değerlendirilmiştir. Dansitometri değerleri ve Hounsfield sayılarının plağın uzaklaştırıldığı greftlenmiş alanlar üzerinde daha büyük olduğu tespit edilmiş ve plağın muhafaza edildiği greft alanlarında stres perdeleme etkisinin oluştuğu sonucuna varılmıştır.

Ji ve arkadaşları¹¹³ tarafından yapılan çalışmada da titanyum mini plakların stres perdeleme etkisi oluşturabileceği gösterilmiştir.

2.3.4.1.4.Lag vidası

Lag vida tekniği vidanın doğrudan kırık yüzeyine yerleştirildiği bir tekniktir. Vida üst bölümdeki yuvasında kayar ve alt komponenti yakalar. Üst komponent vida başına dayandığında alt komponente doğru itilir. Böylece fragmanlar arasındaki baskı sağlanmış olur. Baskı fraktür kırık hattı boyunca uniform olmayıp vida çevresinde en yoğundur. Lag vidası ile elde edilen baskı kuvveti kompresyon plağı ile elde edilenin beş katıdır.

Vidanın eğimi ikinci önemli faktördür. Vidanın optimum oryantasyonu kırık çizgisine perpendikülerdir. Vida açısındaki küçük bir deviasyon kırık komponentlerini tanjenital yönde deplase eder. Bunun nedeni bazı vida kuvvetlerinin kırık çizgisine paralel seyretmeleri ve kuvvetin büyüklüğünün kemik sürtünmesinden büyük olmasıdır.

Kompresif etki elde edebilmek için vida yivleri bir fragmana girerken diğer fragman içinde serbestçe kayabilmelidir. Tamamen yivli bir vida kullanırken lag vidasının yivleri her iki fragmanın kortikal katmanlarına geçebilir. Düz mile sahip vidanın kullanılması kompresyon etkisinin kaybolmasına sebep olur⁵⁹.

2.4.Stres analiz yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin stres analizinde kullanılan yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

2.4.1.Şekil değiştirme ölçücüleri (gerinim ölçer tekniği)

Şekil değiştirme ölçücüleri, boyutları yaklaşık 1 cm olan bir tel veya ince maden levhadır. Bu levhalar belirli lokalizasyonlarda cisme yapıştırılır. Teller ise belirli bir doğrultuyu takip eden ızgara şeklinde olup iki özel kağıt arasına yerleştirilmiştir. Cismin şekil değiştirmesiyle birlikte telin boyu ve elektiriğe olan direnci de değişir. Tele elektrik akımı verilmesiyle bu değişim miktarı ölçülür ve bu ölçüm sonunda şekil değiştirme hesaplanır. Şekil değiştirme ölçücüleri ile sadece bir doğrultuda birim uzamalar ölçülebilir. Açı değişimleri ise ölçülmez. Bu nedenle bir noktadan farklı üç doğrultuda birim uzamaların ölçülmesiyle elde edilen sonuçlar kullanılarak ölçülen noktadaki şekil değiştirmeye ait diğer bilgiler elde edilir. Üç doğrultuda şekil değiştirmeyi aynı anda belirlemek için üç şekil değiştirme ölçücüsü özel bir şekilde kombine edilerek kullanılır. Bu sisteme şekil değiştirme rozeti adı verilir⁵⁰.

2.4.2.Gevrek vernikler ve boyalar

Bu yöntemde şekil değiştirmeleri ölçülecek cismin üzerine çok ince bir tabaka halinde özel boya veya vernik sürülür. Boya kuruduktan sonra cismin yüklenmesi ile büyük asal şekil değiştirme doğrultusuna dik olarak konumlanan çatlaklar oluşur. Çatlakların doğrultusu, uzunluğu ve sıklığı incelenerek asal şekil değiştirme hakkında bilgi edinilir. Ölçümleme yapıldığı takdirde şekil değiştirmenin şiddetlerini belirlemek mümkündür. Cisim yüklendikten sonra boyandığında ve daha sonra yük kaldırıldığında asal şekil değiştirmelerin dağılımı hakkında bilgi edinilebilir. Bu yöntem diğer yöntemler kadar hassas olmamakla birlikte ucuz olması ve şekil değiştirme hakkında genel fikir vermesi nedeniyle önemlidir⁵⁰.

2.4.3.Holografik interferometre ile analiz yöntemi

Gerilim veya diğer etkilerle meydana gelen yüzey değişimlerinin belirlenmesi holografinin bir alt dalı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre en çok kullanılan yöntemdir.

Bir hologram plağı ile birden fazla çekim gerçekleştirilebilmektedir. Hologram plağına önce başlangıç konumundaki cismin kaydı gerçekleştirilir. Cismin ısı ya da mekanik deformasyona maruz kalması sonrasında oluşan yeni şeklin çekimi aynı hologram plakasına yapılır. Yapılan iki çekim ile cisim durumlarının girişim deseni oluşturulur. Kaydedilen iki cisim dalgası görüntülerin yeniden oluşturulması esnasında birbirleriyle girişim yaparak saçak alanlarını meydana getirir. Saçakların şekil, yön ve mesafelerinin yorumlanması ile cisimde oluşan değişiklikler belirlenir¹²⁰.

2.4.4. Fotoelastik analiz

Bu yöntem matematik modellerin kullanışsız olduğu vakalarda tercih edilir. Stres dağılımının belirlenmesinde kullanılan analitik yöntemlerin aksine fotoelastisite yapısal devamsızlıkların olduğu materyallerde dahi stres dağılımını oldukça net bir biçimde belirler. Fotoelastik analiz, materyal içerisindeki kritik stres noktalarının belirlenmesinde önemli bir araçtır ve sıklıkla irregüler geometrilerde stres konsantrasyon faktörlerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Yöntem, belirli transparan materyallerin sergilediği çift kırılma özelliğine dayanır. Çift kırılma, çift kırılmalı materyalden geçen ışık demetinin oluşturduğu iki refraktif indeks ile karakterize bir özelliktir. Genel yöntem fotoelastik materyalden model elde edilmesine dayanır. Model üzerine etki eden kuvvetin büyüklüğü ve yönü ile modelin şekli gerçek yapı ile büyük oranda benzer olmalıdır. Polarize ışın demeti fotoelastik materyalden geçtiği zaman iki asal stres yönünde çözünür ve her komponent farklı refraktif indekse sahiptir. Refraktif indeksler arasındaki fark iki komponent dalgası arasında relatif faz retardasyonuna neden olur. Daha sonra bu iki dalga polariskopa taşınır. Optik interferanslar oluşur ve fringe paterni elde edilir. Fringe paterninin çalışılması ile materyalin çeşitli noktalarındaki stres durumu hakkında bilgi edinilebilir⁷¹.

2.4.5.Sonlu elemanlar analizi

SEA yapıların analizinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Klasik analitiksel yöntemler ile çözülmesi mümkün olmayan, kompleks geometri ve yükleme koşullarına sahip çeşitli mühendislik problemleri SEA ile kolayca analiz edilebilir¹²¹.
SEA, dijital bir bilgisayarda geliştirilen ve çözülen eş zamanlı birçok cebirsel denklemi içerir. Hesaplamalar kişisel bilgisayarlar ile ana bilgisayarlarda gerçekleştirilir. Elde edilen sonuçlar kesin değildir. Bununla birlikte hesaplamalarda oluşan hatalar daha fazla miktarda denklemin oluşturulması ile azaltarak mühendislik bilimleri için yeterli doğrula sahip sonuçlara ulaşılır¹²¹.

SEA, 1960'lı yılların başlangıcında uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü amacıyla geliştirilmiştir. Kullanım alanı giderek yaygınlaşan bu yöntem, günümüzde makine, inşaat, biomedikal ve biyomekanik, ısı transferi, sıvı akışı, elektrik ve endüstri mühendisliği, havacılık ve uzay sanayi gibi bir çok alana ilişkin problemlerin analiz edilmesinde kullanılmaktadır^{122,123}.

Tasarlanmış yapılar iskeletsel yapıların yapısal ve fonksiyonel analizindeki temel fark iskeletsel yapıların olarak yüklenmesindeki yüksek orandaki belirsizliğin yanı sıra dokuların intrinsik özellikleridir. SEA iskeletsel yapıların analizinde kullanılan etkin bir sayısal yöntem olup, diğer analitik ve deneysel yöntemlerle gösterilmesi zor olan kompleks geometrik yapıların ve materyal özelliklerindeki dağılımların parametrik gösteriminini sağlar¹²⁴.

SEA, dişhekimliğindeki kompleks problemlerin çözümünde son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknik implant dişhekimliğinde ilk kez 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından pöröz dental implantların stres dağılımının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır¹²⁵. Bir diğer çalışmada Baiamonte ve arkadaşları¹²⁶ maymun mandibulasına yerleştirilen osseointegre olmuş implantların fonksiyonel yüklemesi sonrasındaki stres dağılımını ölçtükleri in vitro çalışmalarının sonuçlarını SEA ile elde ettikleri sonuçlarla karşılaştırmışlardır. Sonuçların yüksek oranda uyumlu çıkması üzerine SEA' in dental sistemlerdeki problemlerin çözümlenmesinde de uygulanabileceği sonucuna varılmıştır.

SEA yöntemi ile elde edilen hesaplamalar cisimlere etki eden deformasyonlar ve uzaysal stres bileşenlerinin yaklaşık tahminidir¹²⁷. SEA ile kompleks geometrileri sonlu ve yüksek sayıda daha basit geometrik elemanlara bölünerek yaklaşık çözüm elde edilir¹²⁸.

Gerçeğe uygun geometrik bir model oluşturmak için yapının geometrik verilerinin bilgisayara yüklenmesi gereklidir. BT tarama vokselleri ve hacim çözünürlük birimleri doğrudan sonlu eleman modelini oluşturan elemanlara çevrilebilir. Geometri sonlu ve fazla sayıda üçgen, kare, tetrahedra gibi basit bir geometrik şekle sahip ve düğümlerle birbirine bağlı olan elemanlara bölünür. Diskretizasyon olarak adlandırılan bu işlemde matriks işlemleriyle birlikte polinominal fonksiyonlar kullanılarak elemanların materyal ve geometrik özellikleri formülize edilir ve her elemanın devamlı elastik davranışı oluşturulur. Tüm bu elemanların bir araya gelmesi ile ağ yapısı oluşturulmuş olur. Birçok sonlu eleman yazılımında yüksek yoğunlukta ağ oluşturabilen otomesh özelliği mevcuttur. Tüm modelde istenilen bölgelerde refinement işlemleri ile ağ oluşturma işlemleri tekrarlanabilmektedir^{128,129}.

SEA yönteminde modelleme ve çözüm sürecini olası hale getirmek için belirli basitleştirmelerin yapılması gereklidir. Rijit cisim translasyonu ve/veya rotasyonunun önlenmesi için mandibulanın bazı düğümlerde fikse edilmesi gereklidir. Bu parametreler sınır koşullarını tanımlamaktadır⁷⁴. Sınır koşulları yükleme esnasında modelin hareketinin engellenmesinde önemlidir. Böylece model rijit bir cisim olarak sonlu eleman hesaplamalarında kullanılabilir. Sınır koşulları gerekli koşullar ve yükleme koşulları olmak üzere iki tiptir. Gerekli koşullarda deplasmana ilişkin kısıtlayıcı koşullar tanımlanırken yükleme koşullarında modele uygulanan kuvvetler belirtilir¹²⁸.

Kuvvetlerin uygulanmasında düğüm ve eleman yüklemesi olmak üzere iki temel yaklaşım vardır. Bununla birlikte eleman yükleri düğümlere eşdeğer düğümsel yükler kullanılarak uygulanır. Kuvvet uygulaması Saint Venant yasası ile ilişkilidir. Net kuvvet ya da moment düğümdeki serbestlik derecesi sağlandığı taktirde tek bir düğüme uygulanabilir. Kuvvet çifti bir düzleme etki eden ve net kuvvetin 0 olduğu iki ya da daha fazla kuvvetin kullanılması ile oluşturulabilir. Kuvvetlerin net momenti düzleme dik olan vektördür ve herhangi bir noktadan alınan kuvvetlerin momentlerinin toplamıdır¹²⁹.

Eleman yükleri yer çekimi, termal etkiler, üniform ya da hidrostatik basınca bağlı oluşan yüzey yükleri gibi statik yükler ile sabit ivme ve rotasyon sonucu oluşan dinamik yükleri içerir. Eleman yükleri yazılım vasıtasıyla eşdeğer düğümsel yüklere çevrilir ve düğümlere uygulanan konsantre yükler olarak değerlendirilir¹²⁹.

Oluşturulması tamamlanmış modelin düğümsel deplasmanlarının belirlenmesi için çözümü gerçekleştirilir. SEA hesaplamaları ile sınırlı sayıda düğüm kullanılarak yaklaşık bir çözüm elde edilir. Düğümler bir elemanın temel özelliklerini oluşturur. Düğümler elemanların birbirine bağlandığı, elastik özelliklerin ve sınır koşullarının belirlendiği sahalardır. Düğümler değişen oranlarda serbestlik derecelerine sahiptir. Serbestlik dereceleri bir düğümde mevcut olabilen bağımsız translasyonel ve rotasyonel hareketlerdir. Bir düğüm en fazla üÇ translasyonel ve üç rotasyonel serbestlik derecesine sahip olabilir. Her eleman ilgili yapı içerisinde lokal olarak matriks formunda tanımlandıktan sonra, ortak düğümleri vasıtasıyla genel sistem matriksi içine eklenir.

Birçok biyomekanik modelde kuvvetler bilinir ve bu kuvvetler sonucunda oluşan stres ve gerinimlerin hesaplanması hedeflenir. Eksternal kuvvetler ve mekanik özellikler düğümsel deplasmanların hesaplanmasında kullanılır. Düğümsel deplasmanlar bilindiğinde deplasman alanı polinominal fonksiyonlar kullanılarak düğümsel değerlerden hesaplanır. Deplasman alanı farkı gerinim dağılımını verir. Stres dağılımı ise matematiksel olarak hesaplanır. Modelden elde edilen sonuçların kesin çözüme olan yakınlığı, farklı refinement işlemleri sonucunda elde edilen ağlar arasında convergence testi ile yapılan karşılaştırma ile belirlenir. Model sonuçlarının gerçek biyolojik koşullara olan yakınlığı ise gerinim ölçer deneyleri ile kolaylıkla değerlendirilebilir^{128,129}.

Kraniyofasyal sonlu eleman modelleri üzerine etkiyen kuvvetler fizyolojik ısırma işlevlerini simule etmek amacıyla sıklıkla basitleştirilir. Basitleştirmeler genellikle mastikatör kasların hareket üÇ yönlerinin çeşitli olması ve boyutlu kuvvetlerin tümüyle uygulanamaması sonucu yapılır. Temporomandibular eklem, dental yapılar ve mastikatör kasların üç boyutlu anatomik yapılarının kompleks olması nedeniyle kuvvet sistemi mandibulada eş düzlemli olmayan ve kesişmez bir kuvvet sistemi olarak tanımlanır. Kuvvet vektörleri aynı düzlemde bulunmaz ve belirgin bir lokalizasyonda kesişmez. Teorik olarak bu kuvvet sistemi belli bir lokalizasyonda eşdeğer kuvvet sistemine indirgenebilir⁹⁵.

Üç boyutlu modelin doğruluğu matematik modelin düğüm ve eleman sayısı ile orantılıdır¹³⁰.

Bölgede eleman sayısı arttığında ağ yoğunluğu artış gösterir. Yüksek strese maruz kalan alanlarda ağ yoğunluğu arttırılarak daha gerçekçi sonuçların elde edilmesi sağlanır. Ağ oluşturmada sonuçların geliştirilmesi amacıyla refinement işlemleri uygulanır. Mesh oluşturma işlemlerinde düzenli olarak refinement işlemleri uygulandıkça elde edilen sonuçlar kesin sonuçlara yakınsar¹²⁹. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek ve yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir¹³¹.

İki boyutlu modellerin kalitatif sonuçların karşılaştırılmasında yeterli olduğu, üç boyutlu modeller gibi doğru sonuç verdiği ve hesaplama zamanını kısalttığı bilinmektedir¹²⁵. Bununla birlikte iki boyutlu modellerde z ekseninde oluşan stres ve gerinimler ihmal edilmektedir. Üç boyutlu modellerde ise stres her üç eksende değerlendirilebilmektedir¹³². Bu nedenle üç boyutlu sonlu eleman modelleri iki boyutlu modellere kıyasla stres dağılımının daha gerçekçi bir yaklaşımını sunmaktadır¹³³.

SEA gerçek bir nesnenin matematiksel modeli olup, nesnenin doğal davranışının tüm detaylarıyla taklit edilmesi zordur. Bu nedenle sayısal testler deneysel ya da klinik çalışmaların yerini tutamaz. Diğer taraftan matematiksel bir model tekrarlanabilirlik ve kontrol edilebilirlik açısından in vivo testlerden üstündür^{130,134}.

2.4.5.1.Eleman geometrileri¹²⁹

Özgün uygulamalar için SAE'de birçok element şekilleri kullanılmaktadır. Günümüzde mevcut olan sonlu eleman yazılım programlarında temel olarak kullanılan elemanlar şunlardır:

 Çizgisel elemanlar: İki düğümden oluşan elemanlardır. Kesitsel alan bu eleman boyunca sabit kabul edilir. Bu elemanlar ikiden fazla düğüme sahip olabilir ve kıvrılabilir. Çubuk ve kiriş elemanları bu tip elemanlara örnek olarak verilebilir (Şekil 23).

- Katı elemanlar: Bu elemanlar düz bir yüzeye benzer geometriye sahip olup, iki boyutlu ve üç boyutlu olmak üzere ikiye ayrılır.
 - 2 boyutlu elemanlar: Sabit bir kalınlığa sahip düz elemanlardır. Üç ya da dört köşeli olup, üç ya da dört düğümleri vardır. Kuvvetler bu elemanlarda sadece yüzeyde uygulanabilir. Yön değiştirmeler de sadece elemanın yüzeyinde meydana gelir. Aksisimetrik ve kabuk elemanlar bu tip elemanlara örnek olarak verilebilir (Şekil 24).
 - 4 3 boyutlu elemanlar: Üç boyutlu geometriye sahip elemanlardır. Bu elemanlar 4 ya da 6 yüzeye sahiptir. Düz kenarları ve köşe düğümleri vardır. Tetrahedral ve heksahedral elemanlar bu tip elemanlara örnek olarak verilebilir (Şekil 25).



Şekil 23: Çizgisel eleman¹³⁵



Şekil 24: Aksisimetrik elemanlar¹³⁵



Şekil 25: Üç boyutlu katı elemanlar¹³⁵

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kullanılan mandibula modeli, Yakın Doğu Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı arşivlerinden elde edilen ve 18-20 yaşlarındaki bir kadavra mandibulasına ait olan mandibula tomografisinden elde edilmiştir. New-Tom 3G (Quantitive Radiology, Verona, Italy) Cone –Beam CT (CBCT) görüntüleme sistemi ile ortalama 0.5 mm kesit kalınlığındaki seri tomografi kesitleri, DICOM 3.0 tıbbi görüntüleme formatı kullanılarak üç boyutlu medikal görüntü işletim programı Maxillim'e (Medicim Company, Mechelen, Belgium) nakledilerek reformatlanmıştır. Elde edilen üç boyutlu görüntüler .stl formatında saklanmıştır. Bu format ile MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) programı kullanılarak pre-processing ve model oluşturma işlemleri tamamlanmıştır.

Oluşturulan model üzerinde gerçekleştirilen refinement işlemleri sonrasında elde edilen verilerin gerçeğe en yakın olabilmesi amacıyla, dişler artifaktlar temizlenerek işlenmiş ve dişler çevresi periodontal membran 0.2 mm boyutunda ve her bir dişin kökleri çevresince modele dahil edilerek mandibulanın solid meshing işlemleri tamamlanmıştır.

Çalışmada kullanılan fiksasyon elemanları olan titanyum plak ve vidaların modellenmesi işlemi Catia V5R18 (Dassault Systems-France) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Titanyum plakların bilgisayar modelleri W.Lorenz'in (Walter Lorenz Surgical, Jacksonville,32218,FL, USA) fiziksel özellikleri temel alınarak oluşturulmuştur. Modellerde 4 delikli I, sağ ve sol L maksillofasiyal plaklar kullanılmıştır. Plakların fiksasyonunda kullanılan vidalar 2 mm çapındaki titanyum vidalardan seçilmiştir. Osteotomi boşluklarının rekonstrüksiyonunda kullanılan allojenik kaynaklı olan demineralize dondurulmuş kurutulmuş blok kemik greftinin bilgisayar modelleri Dembone 'un (Pacific Coast Tissue, Los Angeles, CA) fiziksel özellikleri temel alınarak oluşturulmuştur.

Elde edilen sonlu eleman modelinde birinci premolar dişlerin çekimi simule edilmiş ve kanin dişlerin distalinde yapılacak olan vertikal osteotomiler için dişsiz boşluk alanlar oluşturulmuştur. Mandibular anterior segmental osteotomi hattı ve osteotomize segmentin 3 ve 5 mm'lik miktarlardaki süperior repozisyonları model üzerinde simule edilmiştir. Osteotomi hattı, mental foramenlerin anterior kısmında ve kanin dişlerin distalinde yer alan iki adet vertikal kesi hattının kanin ve keser dişlerin apikal kısımlarının 5 mm altından geçen horizontal bir kesi hattı ile birleştirilmesiyle oluşturulmuştur.

Segmentlerin stabilizasyonunda üç farklı konfigürasyondan yararlanılmıştır. Birinci konfigürasyonda iki adet dört delikli I plak kullanılmıştır. İkinci konfigürasyonda ise iki adet dört delikli sağ L plak kullanılmıştır. Üçüncü konfigürasyonda ise iki adet dört delikli sol L plak kullanılmıştır (Şekil 26-28-30-32-34-36).

Plakların fiksasyonunda kullanılan 2 mm çapındaki monokortikal vidalar, monokortikal penetrasyona izin vermesi amacıyla 7 mm uzunluğunda silindir olarak simule edilmiştir. Her mini plak ve monokortikal vidanın, monte edildiği plak deliği ve kemik ile eksiksiz bir kontağa sahip olduğu ve plakların kemik segmentinden doğrudan kuvvet almadığı varsayılmıştır (Şekil 27-29-31-33-35-37).

Segmentlerin 3 ve 5 mm süperiora konumlandırıldığı durumlarda oluşan osteotomi boşluğu allojenik kaynaklı blok kemik grefti

olan demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik ile rekonstrükte edilmiştir.



Şekil 26: 3 mm süperior repozisyon I plak konfigürasyonu



Şekil 27: 3 mm süperior repozisyon greftli I plak konfigürasyonu



Şekil 28: 3 mm süperior repozisyon sağ L plak konfigürasyonu



Şekil 29: 3 mm süperior repozisyon greftli sağ L plak konfigürasyonu



Şekil 30: 3 mm süperior repozisyon sol L plak konfigürasyonu



Şekil 31: 3 mm süperior repozisyon greftli sol L plak konfigürasyonu



Şekil 32: 5 mm süperior repozisyon I plak konfigürasyonu



Şekil 33: 5 mm süperior repozisyon greftli I plak konfigürasyonu



Şekil 34: 5 mm süperior repozisyon sağ L plak konfigürasyonu



Şekil 35: 5 mm süperior repozisyon greftli sağ L plak konfigürasyonu



Şekil 36: 5 mm süperior repozisyon sol L plak konfigürasyonu



Şekil 37: 5 mm süperior repozisyon greftli sol L plak konfigürasyonu

Üç ve beş mm'lik miktarlarda gerçekleştirilecek olan her bir süperior repozisyon simulasyonu için greftli ve greftsiz olmak üzere iki adet model oluşturulmuştur. Greftli ve greftsiz modellerin her biri için de iki adet I, iki adet sağ L plak sol L plağın kullanıldığı üç farklı fiksasyon yöntemini içeren iki adet model oluşturulmuştur. Çalışmamızda geçekleştirilen tüm simülasyonlar için toplam 12 adet model oluşturulmuştur.

Mandibula ve osteotomize segmentin kortikal ve kansellöz kemik yapıları ile kullanılan fiksatif materyallerin ve kemik greftinin mekanik özellikleri izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Analizde kullanılan materyallerin Young modülüsü ve Poisson oranları Tablo 1'de gösterilmiştir.

	Young Modülü (MPa) Poisson Ora	
Kortikal	14800	0.3
Spongioz	1850	0.3
Plak	105000	0.33
Periodontal Membran	68.9	0.45
Diş	20700	0.3
Allogreft	76	0.33

Tablo 1: Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsü ve Poisson oranları

Bu çalışmada kullanılan modellerin olabildiğince gerçeği yansıtabilmesi ve komputasyonel hesaplama zamanının optimal düzeyde olması göz önünde bulundurularak yüksek sayıda eleman kullanımı ile modelleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Kullanılan elemanlar tetrahedron eleman tipindedir. Modellerdeki eleman ve nod sayılarının gerçekliğe yakınsamalarını test etmek amacıyla convergence analizi kullanılmıştır. Şekil 38'de convergence analiz sonuçları gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve nod sayıları Tablo 2'de gösterilmiştir.

Tablo 2: Eleman ve nod sayıları

	3mm		5mm	
	Eleman sayısı	Nod sayısı	Eleman sayısı	Nod Sayısı
l plak	230704	45894	222277	44518
l+dolgu	232515	46007	225579	44920
Sağ L plak	207479	42191	207391	42152
Sağ L+dolgu	209286	42290	210693	42554
Sol L plak	231017	45916	223775	44755
Sol L+dolgu	232824	46030	227077	45157



Şekil 38: Convergence analiz sonuçları

Bu çalışmada kullanılan modellerde kondiller uzaysal olarak normal konumlarında lokalizeyken, X Y Z eksenlerinde rotasyon ve deplasmanı engelleyecek şekilde fikse edilmişlerdir.

Osteotomize segment üzerinde üç yönde (lateral, vertikal ve oblik) ve çiğneme kuvvetlerini yansıtan anterior okluzal kuvvetler simule edilmiştir. 70 N büyüklüğündeki vertikal kuvvet anterior dişler bölgesinde oklüzal düzleme dik olarak uygulanmıştır. 14 N büyüklüğündeki horizontal kuvvet tek taraftaki üç dişin insizal yüzeylerine ve dişin uzun aksı ile 90° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. 35 N büyüklüğündeki oblik kuvvet ise anterior dişlerin insizal yüzeylerine ve bu dişlerin uzun aksı ile 60° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Modeller üzerindeki tüm yükleme kuvvetleri statiktir(Şekil 39-41).

Modellerde oluşan streslerin hesaplanmasında MSC MARC 2003 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver yazılımı kullanılmıştır. Kemik doku ve fiksasyonlar üzerinde oluşan stres dağılımları hesaplanarak şematize edilmiştir.

Farklı miktarlardaki süperior repozisyonun gerçekleştirildiği mandibular anterior segmental ostetomi simulasyonlarında kemik, plak ve vidalardaki stres alanları hesaplanmıştır. Kemiksel yapılardaki stres dağılımının değerlendirilmesinde maksimum ve minimum principal stresler (P_{max} ve P_{min}), plak ve vidalardaki stres dağılımının değerlendirilmesinde Von Mises stresleri göz önünde bulundurulmuştur. Bütün stres değerleri MPa (N/mm²) birimi ile ifade edilmiştir. Plaklar, vidalar ve komşu kemik yapıları üzerindeki stres dağılımının kantitatif olarak değerlendirilmesinde 12 adet stres değerini içeren renk skalası kullanılmıştır.



Şekil 39: Vertikal yükleme koşulu



Şekil 40: Horizontal yükleme koşulu



Şekil 41: Oblik yükleme koşulu

4.BULGULAR:

4.1.Üç mm süperior repozisyon-vertikal yükleme

4.1.1.Von Mises Stresler

Üç mm süperior repozisyon verilen ve iki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların vertikal yükleme altında değerlendirildiği modellerde en yüksek stres değerinin 53.7 MPa ile horizontal osteotomi hattına yerleştirilen sol L plaklar üzerinde oluştuğu, bunu 42.3 MPa ile I plak ve 18.5 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği bulgulanmıştır. Fiksasyon vidalarına etki eden kuvvetler değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri en yüksek stres değeri 41.1 MPa ile I plak için kullanılan vidalarda bulgulanmıştır. Bunu sırasıyla 38.6 MPa ile sol L plak ve 13.3 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda kullanılan vidalar takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değerinin 27.3 MPa ile sol L plak üzerinde oluştuğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 21.1 MPa ile I plak ve 18.1 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği izlenmiştir. Fiksasyon vidalarındaki stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri 12.9 MPa ile sol ve sağ L plak vidalarında bulgulanmıştır. Bunu 11.3 MPa ile I plakta kullanılan vidalar takip etmiştir.

Plak ve vidalardaki Von Mises stres değerleri genel olarak değerlendirildiğinde I ve sol L plak fiksasyon konfigürasyonlarının dolgusuz kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgulu kombinasyonların yaklaşık olarak iki katı olduğu gözlenmektedir. Sağ L plak ve vidalarda dolgulu ve dolgusuz kombinasyonlarda bulgulanan stres değerleri ise benzerdir. Plaklardaki stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde dolgulu ve dolgusuz tüm fiksasyon konfigürasyonlarında streslerin özellikle horizontal osteotomi boşluğu üzerine denk gelen ve kemiğe bakan plak bölümlerinde oluştuğu ve 3.vida-plak bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir.

Stres yayılımlarını içeren I plak, sağ ve sol L plak fiksasyonlarının dolgusuz kombinasyonlarında stresin özellikle horizontal osteotomi hattına en yakın inferior kesimdeki plak ve vida bölgesinde yoğun olduğu ve bu bölgede toplandığı bulgulanmıştır (Şekil 42-44). Tüm dolgulu modellerde yüksek yoğunluktaki stres alanlarında azalma gözlenmiştir(Şekil 45-47). Dolgusuz modellerle karşılaştırıldığında, dolgulu modellerde süperiora yayılır tarzda stres alanları gözlenmiştir. Dolgulu kombinasyonlarda fiksasyonların süperior kesimlerindeki stres yoğunluğu kemik greftinin kuvvetleri süperior yönde iletmesi ve kuvvet dağıtıcı etkisine bağlı olabileceği düşünülmüştür.



Şekil 42: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 43: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 44: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 45: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 46: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 47: 3 mm süperior repozisyonda greftli kombinasyonlarda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.1.2.Pmax stresler (gerilim stresleri)

Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikteki Pmax stresleri sırasıyla 13.6 MPa ile sol L plak, 11.3 MPa ile I plak ve 5.5 MPa ile sağ L plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise en yüksek Pmax değeri 3.6 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmış olup, bunu 1.9 MPa ile sol L plak ve 1.8 MPa ile I plak konfigürasyonu takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise kortikal kemikte en yüksek P max stresleri sırasıyla 8.6 MPa ile sol L plak, 5.1 MPa ile I plak ve 5 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise en yüksek Pmax değeri 3.6 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanırken, bunu 3.3 MPa ile sol L plak ve 3.2 MPa ile I plak konfigürasyonu takip etmiştir. Dolgulu ve dolgusuz tüm modellerde kortikal tabakada spongiyoz tabakaya kıyasla kuvvet dağılımları açısından streslerin daha yoğun olduğu bulgulanmıştır. Dolgusuz kombinasyonlarda stres dağılımı benzerdir. Stres lokalizasyonlarının vestibulde genel olarak bulgulandığı bölge horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ve çevresidir. Lingualde ise simfizde stres dağılımı gözlenmektedir (Şekil 48-53). Tüm dolgulu kombinasyonlarda da stres dağılımı benzer olup vestibulde horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası olup, laterale ve inferiora yayılır niteliktedir (Şekil 54-59). Lingulade ise tüm simfizde stres yayılımı izlenmiştir. Ek olarak vertikal osteotomi hatlarının orta kesiminde osteotomize segmente ve lateralde korpuslara uzanan stres yayılımları gözlenmiştir.

Dolgulu konfigürasyonlarda ölçülen Pmax streslerinin dolgusuz kombinasyonlara göre genel olarak daha düşük olarak bulgulanmıştır. I plağın dolgulu kombinasyonu ile sağ L plağın dolgulu ve dolgusuz konfigürasyonlarında bulgulanan Pmax değerlerinin birbirlerine oldukça yakın olması dikkat çekicidir. Bu konfigürasyonlarda bulgulanan Pmax değerlerinin tüm dolgulu ve dolgusuz konfigürasyonlar arasında en düşük stres değerine sahip olduğu göz önünde bulundurulursa, osteotomize segment ve mandibula kaidesi arasında greft ile bütünlüğü sağlanan daha rijit ve stabil bir fiksasyonun sağlanmış olduğu düşünülebilir.



Şekil 48: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 49: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 50: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 51: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 52: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 53: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 54: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 55: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda pmax stresleri



Şekil 56: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 57: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 58: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 59: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş

4.1.3.Pmin stresler

Kortikal kemik üzerinde oluşan Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz modellerde sol L plak konfigürasyonunda 20.3 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 13.4 MPa ile I plak ve 13 MPa ile sağ L plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise 5.9 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda en yüksek stres değeri izlenirken, bunu 2.6 MPa ile I plak ve 2.2 MPa ile sol L plak kombinasyonu takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise kortikal kemikte en yüksek stres yayılımı 17 Mpa ile I plak konfigürasyonunda gözlemiştir. Bunu 11. 1 MPa ile sağ L plak ve 10.1 Mpa ile sol L plak konfigürasyonnu takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise en yüksek Pmin değeri 8.4 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda gözlenmiştir. Bunu 6 MPa ile I plak ve 1.9 MPa ile sol L plak konfigürasyonu takip etmiştir.

Tüm modellerde kortikal tabakada spongiyoz tabakaya kıyasla kuvvet dağılımları açısından streslerin daha yoğun olduğu bulgulanmıştır. Dolgulu ve dolgusuz tüm konfigürasyonlar değerlendirildiğinde Pmin streslerin horizontal osteotomi hattı ile osteotomize segmentin inferior sınırı ve çevresinde yoğunlaştığı izlenmektedir. Tüm dolgusuz konfigürasyonlarda vestibulde fiksasyon vidaları çevresindeki stres yayılımı benzer olup, horizontal osteotomi hattı ile inferior komşuluktaki vidalar çevresinde belirgin stres yayılımı bulgulanmıştır (Şekil 60-62). Lingualde ise osteotomize segmentin orta kesimlerinde ve verikal osteotomi hatlarından laterale uzanan stres yayılımları gözlenmiştir (Şekil 63-65). Tüm dolgulu kombinasyonlarda da stres yayılımları tüm konfigürasyonlarda dolgusuz kombinasyonlara benzer olarak izlenmiştir (Şekil 66-71). Bu bulgulara ek olarak dolgulu kombinasyonlarda vestibulde dolgusuz kombinasyonlara göre daha düşük yoğunlukta stres yayılımları osteotomize segmentin alt ve orta kesmlerinde gözlenmiştir.

Vertikal yükleme altındaki tüm 3 mm süperior repozisyon konfigürasyonları genel olarak değerlendirildiğinde tüm Pmin değerlerinin Pmax değerlerinden büyük olduğu, mevcut konfigürasyonlardaki bu yükleme modelinde baskı streslerinin ağırlıklı olduğu gözlenmektedir.



Şekil 60: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 61: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 62: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 63: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm



Şekil 64: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm


Şekil 65: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüm



Şekil 66: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 67: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 68: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 69: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 70: 3 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 71: 3 süperior repozisyonda vertikal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş

4.2. Üç mm süperior repozisyon- horizontal yükleme

4.2.1. Von Mises Stresler

Üç mm süperior repozisyon verilen ve iki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların horizontal yükleme altında değerlendirildiği modellerde en yüksek stres değerinin 70.1 MPa ile sol L plak modelinde oluştuğu, bunu 66.5 MPa ile sağ L plak ve 60.2 MPa ile I plak modelinin takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stres değerleri incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 27.7 MPa ile sağ L plak konfigürasyonundaki vidalarda bulgulanmıştır. Bunu sırasıyla 26.2 MPa ile sol L plak ve 25.1 MPa ile I plak konfigürasyonundaki vidalar takip etmiştir. Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değeri 13.6 MPa ile sağ L plak modelinde oluştuğu, bunu 12.3 MPa ile sol L plak ve 11.8 MPa ile I plak modelinin takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stresler değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 7.3 MPa ile sol L plak modelinde tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 6.2 MPa ile I plak ve 5.7 MPa ile sağ L plak modeli takip etmiştir.

Dolgusuz modellerdeki stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde streslerin tüm fiksasyon tiplerinde benzer olarak dağıldığı ve plakların horizontal osteotomi boşluğuna denk gelen bölmlerinde 2. ve 3. vida civarında yoğunlaştığı bulgulanmıştır (Şekil 72-74). Bununla birlikte sağ I plakta streslerin horizontal osteotomi hattının süperioruna denk gelen kesimindeki plak ve vida bölümlerinde de yoğunlaşması dikkat çekicidir. Tüm dolgulu modellerde ise streslerin birbirlerine çok yakın ve benzer yayılımda olduğu ve horizontal osteotomi boşluğu civarında, 3. vidada yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 75-77). Dolgulu modellerde, dolgusuz modellere kıyasla fiksasyonlar üzerinde daha düşük şiddette stres yayılımları gözlenmiştir.

Tüm modeller genel olarak değerlendirildiğinde dolgulu kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgusuz kombinasyonlara kıyasla belirgin olarak daha düşük olması dikkat çekicidir. Dolgulu kombinasyonlardaki belirgin stres azalmasının, osteotomize segment ve mandibular kaide arasına yerleştirilen blok dolgu greftin stresin bir kısmını absorbe etmesi ve osteotomi boşluğunu doldurmak suretiyle kuvvetlere karşı koyarak fiksasyonlar ile yükleri paylaşması olduğu düşünülebilir.



Şekil 72: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 73: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 74: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 75: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 76: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 77: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.2.2. Pmax stresler

Dolgulu ve dolgusuz tüm modellerde kortikal tabakada spongiyoz tabakaya kıyasla kuvvet dağılımları açısından streslerin daha yoğun olduğu bulgulanmıştır. Stres lokalizasyonlarının genel olarak bulgulandığı bölge horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ve çevresidir. Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikteki Pmax stresleri sırasıyla 7.9 MPa ile sağ L plak, 7.7 MPa ile I plak ve 4.7 MPa ile sol L plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikteki Pmax stresleri sırasıyla 1 MPa ile sağ ve sol L plak konfigürasyonunda, 0.9 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu kombinasyonlarda ise kortikal kemikteki Pmax değerleri sırasıyla 5.3 MPa ile I plak ve sağ L plak ve 4.2 MPa ile sol L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikteki Pmax stresleri sırasıyla 2.5 MPa ile sağ L plak, 2 MPa ile I plak ve 1.3 MPa ile sol L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu ve dolgusuz tüm kombinasyonlarda stres lokalizasyonları benzer olup, genel olarak bulgulandığı bölge vestibulde sağ horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ve çevresidir (Şekil 78-80, Şekil 84-86). Bununla birlikte lingualde tüm modellerde streslerin yoğunlaştığı bölge horizontal ve vertikal osteotomilerin sağ kesişme noktasıdır (Şekil 81-83, Şekil 87-89). Dolgulu kombinasyonlarda lingualde sağ vertikal osteotomi hattının orta kesiminde laterale uzanan stres yayılımları dikkat çekicidir.

Dolgusuz modellerde sağ L plak ve I plak konfigürasyonlarında bulgulanan Pmax değerlerinin çok yakın değerlerde olduğu izlenmiştir. Bununla birlikte dolgulu kombinasyonlarda I plak ve L plak konfigürasyonlarında aynı Pmax değerlerinin bulgulanması dikkat çekicidir.



Şekil 78: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 79: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 80: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 81: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 82: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 83: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 84: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 85: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 86: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri



Şekil 87: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 88: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş



Şekil 89: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresleri, lingual görünüş

4.2.3.Pmin stresler

Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz modellerde kortikal kemikte sağ L plak konfigürasyonunda 7.2 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 6.8 MPa ile sol L plak ve 6.6 MPa ile I plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikte pmin stres değerleri sırasıyla, 1.5 MPa olarak sağ L plak konfigürasyonunda, 1.2 MPa ile I ve sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değeri kortikal kemikte 17.3 MPa ile I plakta izlenmiştir. Bunu 8.1 MPa ile sağ L plak ve 3.9 MPa ile sol L plak modeli takip etmiştir. Spongiyoz kemikteki stres değerleri sırasıyla 8.1 MPa ile sağ L plakta, 6.1 MPa ile I plakta ve 0.8 MPa ile sol L plakta bulgulanmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemik spongiyoz kemiğe göre daha yoğun strese maruz kalmaktadır. Tüm dolgusuz modellerde stres yayılımları benzerdir. Dolgusuz modellerde lingualde sol tarafta osteotomi hatlarının kesişme noktasında hafif stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 93-95). Vestibulde ise sol tarafta ostetomi hatlarının kesişme noktasında, simfiz sağ inferior kenarda ve sol tarafta plakların horizontal osteotomi hattına komşu kısımlarında hafif stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 90-92).

Tüm dolgulu modellerde lingualde osteotomize segment üzeriden, solda vertikal osteotomi hattında laterale uzanan ve sağ tarafta inferior kenarda hafif stres yayılımları gözlenmiştir (Şekil 99-101). Vestibulde sol taraftaki fiksasyonların horizontal osteotomi hattı altında kalan kesimlerinde hafif stres yayılımı izlenmiştir (Şekil 96-98). En yüksek Pmin değerinin 17.3 MPa ile dolgulu I plak konfigürasyonunda bulgulanması dikkat çekici olarak yorumlanmıştır.



Şekil 90: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 91: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 92: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 93: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 94: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 95: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 96: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 97: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 98: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 99: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 100: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 101: 3 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede dolgulu kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş

4.3. Üç mm süperior repozisyon-oblik yükleme:

4.3.1. Von Mises stresler

Üç mm süperior repozisyon verilen ve iki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların oblik yükleme altında değerlendirildiği modellerde en yüksek stres değerinin 117.7 MPa ile horizontal osteotomi hattına yerleştirilen sol L plaklar üzerinde oluştuğu, bunu 112.7 MPa ile I plak ve 111.3 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stresler değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 73.2 MPa ile sol L plak konfigürasyonunda kullanılan vidalarda bulgulanmıştır. Bunu 70 MPa ile sağ L plak konfigürasyonundaki vidalar ve 62.1 MPa ile I plak konfigürasyonundaki vidalar takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değerinin 16.5 MPa ile sol L plak üzerinde oluştuğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 12.4 MPa ile I plak ve 11.4 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği izlenmiştir. Vidalardaki stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri 8.1 MPa ile sol L plak ve sağ L plak konfigürasyonundaki vidalarda tespit edilmiştir. Bunu 7.8 MPa ile I plak konfigürasyonundaki vidalar takip etmiştir.

Stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde tüm dolgusuz modellerde fiksasyonların horizontal osteotomi hattına denk gelen bölümlerinde yoğun stres oluştuğu izlenmektedir. Fiksasyonların horizontal osteotomi ile en yakın inferior komşuluktaki 3. vidalarda stres birikimi yoğundur (Şekil 102-104). Tüm dolgulu modeller değerlendirildiğinde fiksasyonların horizontal osteotomi hattına denk gelen bölümlerinde stres yayılımının dolgusuz modellere kıyasla daha az yoğun olduğu, 1. ve 2. vida arasındaki plak kesimlerinde stres yayılımının olduğu bulgulanmıştır (Şekil 105-107).

Plak ve vidalardaki Von Mises stres değerleri genel olarak değerlendirildiğinde dolgulu kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgusuz kombinasyonlara kıyasla belirgin olarak daha düşük olduğu bulgulanmıştır. Vertikal ve horizontal yüklemede bulgulanan Von Mises stres değerlerinin oblik yüklemede elde edilen stres değerlerinden oldukça düşük olması dikkat çekicidir. Oblik yüklemede streslerin anlamlı ölçüde yüksek bulunmasının nedeni oblik kuvvet vektörünün horizontal ve vertikal bileşeninin neden olduğu yoğun bükülme etkisi ile açıklanabilir.



Şekil 102: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 103: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 104: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 105: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 106: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 107: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede dolgulu kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.3.2.Pmax stresler

Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikte Pmax stresleri sırasıyla 16.5 MPa ile sol L plak, 12.9 MPa ile sağ plak ve 12.2 MPa ile I plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise P max stresler sırasıyla 1.7 MPa ile sağ L plak, 1.5 MPa ile sol L plak ve 1.3 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu kombinasyonlarda ise kortikal kemikte Pmax değerleri sırasıyla 3.9 MPa ile sağ L plak, 3.2 MPa ile sol L plak ve 3 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte Pmax stresleri sırasıyla 2.7 MPa ile sağ L plak ve 2.4 MPa ile I plak ve sol L plak takip etmiştir. Tüm modellerde kortikal kemiğin spongiyoz kemiğe göre daha fazla strese maruz kaldığı gözlenmektedir. Stres lokalizasyonlarının genel olarak bulgulandığı bölge dolgusuz kombinasyonlarda vestibulde horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ve çevresidir (Şekil 108-110). Bu kesişme noktasından inferior oblik yönde yayılım izlenmektedir. Lingualde ise osteotomi hatlarının kesişim noktaları ve simfizde hafif stres yayılımları gözlenmiştir (Şekil 111-113). Tüm dolgulu modellerde lingual görünüşte ostetomi hatlarının kesişme noktası ve inferior oblik-yön, vertikal osteotomi hattı orta üçlü ve lateral komşuluktaki alanlar ile simfizde stres yayılımı gözlenmektedir (Şekil 117-119).

Vestibul görünüşte dolgusuz kombinasyonlarda osteotomi kesişme noktalarından inferior oblik yönde yayılım gösteren stres alanları tüm dolgulu kombinasyonlarda kesişme noktasından laterale yayılır niteliktedir (Şekil 114-116). Dolgunun bu etkisinin inferior oblik yönde simfize doğru yönelen kuvvetlerin laterale doğru dağılımı sağlanarak horizontal osteotomi hattının inferiorunda kalan fiksasyon kısımlarının aşırı yüklenmeyi önleyici nitelikte olduğu düşünülebilir.



Şekil 108: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 109: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 110: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 111: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 112: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 113: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 114: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda l plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 115: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 116: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 117: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda l plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 118: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 119: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş

4.3.3.Pmin stresler

Kemik üzerinde oluşan Pmin stresleri değerlendirildiğinde kortikal kemikte dolgusuz modellerde sol L plak konfigürasyonunda 23.3 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 18.8 MPa ile sağ L plak ve 12.2 MPa ile I plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikte Pmin stres değerleri sağ L plak konfigürasyonunda 1 MPa, I ve sol L plak konfigürasyonunda ise 0.9 MPa olarak bulgulanmıştır.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değeri kortikal kemikte 6.4 MPa ile sağ L plakta izlenmiştir. Bunu 5.8 MPa ile sol L plak ve 5.6 MPa ile I plak modeli takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise Pmin stresleri sırasıyla sağ L plakta 2 MPa, I plak ve sol L plak konfigürasyonunda 1.5 MPa olarak bulgulanmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemiğin spongioz kemiğe göre daha fazla strese maruz kaldığı gözlenmektedir. Tüm dolgusuz modellerde vestibul görünüşte fiksasyonlar çevresinde stres yayılımları benzer olup, stresin horizontal osteotomi hattının inferior kesimlerinde inferior sınır hattı boyunca basise doğru yayıldığı gözlenmektedir (Şekil 120-122). Bununla birlikte tüm dolgulu modellerde vestibul görünüşte osteotomize segmentin orta üçlüsü ve komşuluktaki fiksasyonlar boyunca ve inferior osteotomi hattı boyunca aşağı uzanan stres alanları dikkati çekicidir (Şekil 126-128).

Lingual görünüşte tüm dolgusuz modellerde belirgin bir stres lokalizasyonu gözlenmemiştir.(Şekil 123-125) Bununla birlikte tüm dolgulu modellerde lingual görünüşte osteotomize segmentin orta üçlüsü ile vertikal osteotomi hattının orta üçlüsünde laterale doğru uzanan stres lokalizasyon alanları dikkati çekmiştir (Şekil 129-131). Oblik yükleme altındaki tüm 3 mm süperior repozisyon konfigürasyonları genel olarak değerlendirildiğinde tüm Pmin değerlerinin Pmax değerlerinden büyük olduğu, mevcut konfigürasyonlardaki bu yükleme modelinde baskı streslerinin ağırlıklı olduğu gözlenmektedir.



Şekil 120: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 121: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri


Şekil 122: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 123: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 124: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 125: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 126: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda l plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 127: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 128: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri



Şekil 129: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda l plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 130: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş



Şekil 131: 3 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonlarda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresleri, lingual görünüş

Vertikal, oblik ve horizontal kuvvetler altında 3 mm süperior repozisyon simulasyonları sonucu bulgulanan tüm Von Mises, Pmax ve Pmin stres değerleri Grafik1-6'da özetlenmiştir.



Grafik 1: 3 mm süperior repozisyon-Plaklarda bulgulanan Von Mises stresler



Grafik 2: 3 mm süperior repozisyon-Vidalarda bulgulanan Von Mises stresler



Grafik 3: 3 mm süperior repozisyon Spongiyoz kemikte bulgulanan P max stresler



Grafik 4: 3 mm süperior repozisyon Spongiyoz kemikte bulgulanan P min stresler



Grafik 5: 3 mm süperior repozisyon Kortikal kemikte bulgulanan P max stresler





4.4. Beş mm süperior repozisyon-vertikal yükleme

4.4.1. Von Mises stresler

İki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların vertikal yükleme altında değerlendirildiği 5 mm süperior repozisyon modellerinde en yüksek stres değerinin 53.6 MPa ile horizontal osteotomi hattına yerleştirilen sol L plaklar üzerinde oluştuğu, bunu 37.6 MPa ile I plak ve 36.9 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değerinin 38.2 MPa ile sol L plak konfigürasyonundaki vidalarda oluştuğu, bunu 37.5 MPa ile I ve 31.3 MPa ile sağ L plak konfigürasyonundaki vidaların takip ettiği bulgulanmıştır.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değerinin 45.2 MPa ile sol L plak üzerinde oluştuğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 29.2 MPa ile sağ L plak ve 23.9 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği izlenmiştir. Vidalardaki en yüksek stres değeri 24.1 MPa ile sol L plak konfigürasyonundaki vidalarda bulgulanırken, bunu 23.6 MPa ile sağ L plak ve 21.2 MPa ile I plak konfigürasyonundaki vidalar takip etmiştir.

Plak ve vidalardaki Von Mises stres değerleri genel olarak değerlendirildiğinde dolgulu kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgusuz kombinasyonlara kıyasla daha düşük olduğu gözlenmiştir. Stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde tüm dolgusuz modellerde fiksasyonların horizontal osteotomi boşluğuna denk gelen bölümlerinde yoğun stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 132-134). Bu alan tüm dolgusuz modellerde 2.ve 3. vida arasında kalan plak bölümleridir. 3.vidadaki yoğun stres birikimi dikkat çekicidir.

Genel olarak değerlendirildiğinde tüm dolgusuz kombinasyonlardaki stres dağılımı benzerdir. Tüm dolgulu modeller değerlendirildiğinde fiksasyonların horizontal osteotomi boşluğuna denk gelen bölümlerinde stres yoğunluğu izlenmiştir (Şekil 135-137). Bu alan tüm dolgusuz modellerde 2.ve 3. vida arasında kalan plak bölümleridir. 3. vida çevresinde belirgin stres birikimi dikkat çekicidir. Ek olarak sağ L plakların dolgulu kombinasyonlarında 1. ve 2. vida arasında kalan plak kesimlerinde yoğun stres yayılımı izlenirken, sol L plakların ise 1. ve 2. vidalar ile 3. ve 4. vidalar arasında yoğun stres yayılımı izlenmiştir.



Şekil 132: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 133: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 134: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 135: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında l plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 136: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 137: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonlarda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.4.2.Pmax stresler

Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikte Pmax stresleri sırasıyla 11.8 MPa ile sol L plak, 9.2 MPa ile sağ plak ve 9.1 MPa ile I plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresleri sırasıyla 4.7 MPa ile sağ L plak ve 4.6 MPa ile sol L plak ve I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu kombinasyonlarda ise kortikal kemikte Pmax değerleri sırasıyla 9.8 MPa ile sağ L plak, 8.9 MPa ile sol L plak ve 6.5 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresleri 4.1 MPa ile sol L plak, 3.5 MPa ile I plak ve 1.8 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Stres lokalizasyonlarının genel olarak bulgulandığı bölge dolgusuz kombinasyonlarda vestibulde horizontal vertikal ve osteotomilerin kesişme noktası ve çevresidir (Şekil 138-140). Bu kesişme noktasından inferior oblik yönde yayılım izlenmiştir. Lingualde ise simfizde hafif stres yayılımı izlenmiştir (Şekil 141-143). Tüm dolgulu modellerde ise lingual görünüşte simfiz bölgesinde dolgusuz modellere kıyasla daha yoğun stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 147-149). Vestibulde horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ve çevresinden laterale yayılır tarzda stres yayılımı gözlenmiştir (Şekil 144-146). Dolgunun bu etkisinin inferior oblik yönde simfize doğru yönelen kuvvetlerin laterale doğru dağılımı sağlanarak horizontal osteotomi hattının inferiorunda kalan kısımlarının aşırı yüklenmeyi fiksasyon önleyici nitelikte olduğu düşünülebilir.



Şekil 138: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 139: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 140: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 141: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 142: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 143: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 144: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 145: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 146: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 147: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda l plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 148: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 149: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş

4.4.3.Pmin stresler

Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz modellerde kortikal kemikte sağ L plak konfigürasyonunda 19.5 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 17.5 MPa ile sol L plak ve 11.7 MPa ile l plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikteki Pmin stresleri değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 8.4 MPa ile sol L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Bunu 7.9 MPa ile sağ L plak, 7.7 MPa ile l plak konfigürasyonu takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise kortikal kemikte en yüksek stres değeri 19.7 MPa MPa ile sağ L plakta izlenmiştir. Bunu 16.2 MPa ile sol L plak ve 9.4 MPa ile I plak modeli takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise Pmin stres değerleri sırasıyla 6.3 MPa ile I plak, 5.5 MPa ile sol L plak ve 2.9 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Tüm modeller değerlendirildiğinde kortikal kemiğin spongiyoz kemiğe göre daha fazla strese maruz kaldığı tespit edilmiştir. Lingual görünüşte tüm dolgusuz modellerde vertikal ve horizontal osteotomi hatlarının kesişim noktası ve çevresinde hafif stres yayılımı gözlenmiştir (Şekil 153-155). Vestibulde ise dolgusuz modellerde ise fiksasyonlar çevresinde stres yayılımları benzer olup, stresin horizontal osteotomi hattının inferior kesimlerinde inferior sınır hattı boyunca basise doğru yayıldığı gözlenmektedir (Şekil 150-153). Bununla birlikte tüm dolgulu modellerde lingualde vertikal osteotomi hatlarında hafif stres yayılımları izlenmiştir (Şekil 159-161). Vestibulde osteotomize segmentin lateral kesimleri, fiksasyonlar çevresi ve vertikal osteotomi hatlarından laterale doğru uzanan stres lokalizasyon alanları dikkati çekmiştir (Şekil 156-158). Bununla birlikte horizontal osteotomi hatlından simfize ve inferior kenara uzanan stres yayılımları gözlenmiştir. Tüm dolgulu modellerde dolgusuz modellere kıyasla daha düşük yoğunlukta stres alanları izlenmiştir.

Vertikal yükleme altındaki tüm 5 mm süperior repozisyon konfigürasyonları genel olarak değerlendirildiğinde tüm Pmin değerlerinin Pmax değerlerinden büyük olduğu, mevcut konfigürasyonlardaki bu yükleme modelinde baskı streslerinin ağırlıklı olduğu gözlenmektedir.



Şekil 150: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 151: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 152: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 153: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 154: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 155: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 156: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 157: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 158: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 159: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda l plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 160: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 161: 5 mm süperior repozisyonda vertikal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş

4.5. Beş mm süperior repozisyon-horizontal yükleme

4.5.1. Von Mises stresler

İki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların horizontal yükleme altında değerlendirildiği 5 mm süperior repozisyon modellerinde en yüksek stres değerinin 52.4 MPa ile horizontal osteotomi hattına yerleştirilen sol L plaklar üzerinde oluştuğu, bunu 50.5 MPa ile sağ L plak ve 44.7 MPa ile I plak konfigürasyonunun takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri 28.7 MPa ile Sol L plak konfigürasyonundaki vidalarda bulgulanırken, bunu sırasıyla 26.7 MPa ile I plak ve 25 MPa ile sağ L plak konfigürayonundaki vidalar takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değerinin 17.5 MPa ile sağ L plak üzerinde oluştuğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 17.4 MPa ile I plak ve 16.6 MPa ile sol L plak konfigürasyonunun takip ettiği izlenmiştir. Vidalardaki stres değerleri ise sırasıyla 10 MPa ile I plak, 8.6 MPa ile sol L plak ve 7.7 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Plak ve vidalardaki Von Mises stres değerleri genel olarak değerlendirildiğinde dolgulu kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgusuz kombinasyonlara kıyasla belirgin olarak daha düşük olduğu gözlenmiştir. Burada greft uygulamasının horizontal kuvvetler altında fiksasyonları belirgin olarak desteklediği ve stresleri azalttığı düşünülebilir. Horizontal kuvvetler altında plaklar moment etkisi ile yoğun bükülme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. İnterpozisyonel greft uygulaması ile defekt rekonstrükte edilerek bükülme kuvvetlerine karşı kemik destekleyici etki oluşturulmakta ve fiksasyonlara etki eden stresin azalması sağlanmaktadır.

Stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde tüm dolgusuz modellerde fiksasyonların horizontal osteotomi boşluğuna denk gelen bölümlerinde stres yayılımları izlenmiştir (Şekil 162-164). Üçüncü vidadaki yoğun stres birikimi dikkat çekicidir. Genel olarak değerlendirildiğinde tüm dolgusuz kombinasyonlardaki stres dağılımı benzerdir. Tüm dolgulu modellerde ise fiksasyonların horizontal osteotomi boşluğuna denk gelen bölümlerinde 3. vida deliği civarında stres yayılımları izlenmektedir (Şekil 165-167). Streslerin en yoğun olduğu alan 3. vida ve çevresidir.



Şekil 162: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 163: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 164: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 165: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli konfigürasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 166: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli konfigürasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 167: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli konfigürasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.5.2. Pmax stresler

Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikte Pmax stresleri sırasıyla 8.9 MPa ile sağ L plak, 8.8 MPa ile I plak ve 6.7 MPa ile sol L plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresleri sırasıyla 1 MPa ile sağ L plak ve 0.8 MPa ile sol L ve I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu kombinasyonlarda ise kortikal kemikte Pmax değerleri sırasıyla 5.9 MPa ile sol L plak, 5.3 MPa ile I plak ve 4.9 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresler sırasıyla 3 MPa ile sağ L plak, 2.4 MPa ile sol L plak ve 0.7 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Tüm konfigürasyonlarda kortikal kemik spongiyoz kemiğe göre daha fazla strese maruz kalmaktadır. Tüm dolgusuz ve dolgulu modellerde lingualde stres lokalizasyonu temel olarak sağ tarafta osteotomi hatlarının kesişim noktasıdır (Şekil 171-173, Şekil 177-179). Stres konturları lateral-oblik yönde yayılım göstermektedir. Vestibul görünüşte ise stres lokalizasyonları genel olarak sağ tarafta osteotomi hatlarının kesişme noktası ile sağ tarafta kalan L plağın inferior osteotomi hattı altında kalan kısmı ile komşuluktaki alanlardır (Şekil 168-170, Şekil 174-176).



Şekil 168: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 169: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 170: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 171: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 172: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş


Şekil 173: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 174: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 175: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 176: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 177: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 178: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 179: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş

4.5.3.Pmin stresler:

Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz kombinasyonlarda kortikal kemikte sol L plak konfigürasyonunda 12.1 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 9.5 MPa ile sağ L plak ve 6.7 MPa ile I plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise Pmin stresler 0.8 MPa ile sağ ve sol L plak konfigürasyonunda, 0.6 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu modellerde kortikal kemikte en yüksek stres değeri 6.2 MPa ile sağ L plakta izlenmiştir. Bunu 4.1 MPa ile I plak ve 4.0 MPa ile sağ L plak modeli takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise Pmin stres değerleri sırasıyla 4 MPa ile sağ L plak, 3.9 MPa ile sol L plak ve 0.7 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemik spongiyoz kemiğe göre daha yoğun strese maruz kalmıştır. Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz modellerde I plağın dolgusuz kombinasyonlarında lingualde horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişim yerinde ve simfiz alt sınırında stres yayılımları dikkati çekmektedir (Şekil 185). Vestibul görünüşte ise osteotomi kesişim yerleri, simfiz alt sınırı ve horizontal osteotomi hattının altında kalan fiksasyonların çevresinde stres alanları bulgulanmıştır (Şekil 180). Dolgulu I plak kombinasyonlarında ise lingual görünüşte osteotomize segmentin üst kesimleri ile orta kısmında, sol vertikal kesi hattının medialinde korpusun lingual kısmı boyunca ve simfiz alt sınırında stres alanları gözlenmiştir (Şekil 189). Dolgulu I plak kombinasyonunda vestibul görünüşte stres alanlarının genel olarak bulgulandığı bölge simfizde sağ marjindir (Şekil 186). Sağ ve sol L plağın dolgusuz inferior kombinasyonlarında lingual görünüşte stres yayılımı I plağın dolgusuz kombinasyonları ile benzer olup, osteotomi köşelerinden mediale yaylır niteliktedir (Şekil 184-185). Vestibul görünüşteki stres dağılımı da benzer olup fiksasyonlar çevresinde ve simfiz alt kenarında stres yayılım alanları mevcuttur (Şekil 180-183). Dolgulu kombinasyonlarda sağ ve sol L plak konfigürasyonunda lingual ve vestibul görünüşte stres dağılımları benzerdir (Şekil 190-191, Şekil 187-188). Lingualde osteotomize segmentin orta kesimlerinde, simfiz alt kenarında ve sol vertikal osteotomi hattının lateralinde stres yayılımları izlenmiştir. Vestibulde ise fiksasyonlar çevresi ile simfiz alt kenarı çevresinde stres yayılımları gözlenmiştir.



Şekil 180: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 181: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 182: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 183: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 184: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 185: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 186: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 187: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 188: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 189: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 190: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 191: 5 mm süperior repozisyonda horizontal yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş

4.6.Beş mm süperior repozisyon-oblik yükleme

4.6.1.Von Mises stresler

İki adet I plak ile iki adet sağ ve sol L plak kullanılarak oluşturulan dolgusuz (greftsiz) kombinasyonların oblik yükleme altında değerlendirildiği 5 mm süperior repozisyon modellerinde en yüksek stres değerinin 123.9 MPa ile horizontal osteotomi hattına yerleştirilen sol L plaklar üzerinde oluştuğu, bunu 114.4 MPa MPa ile I plak ve 110.3 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği bulgulanmıştır. Vidalardaki stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri 82.6 MPa ile sol L plak konfigürasyonundaki vidalar üzerinde oluştuğu bulgulanmıştır. Bunu sırasıyla 67.8 MPa ile I plak ve 65 MPa ile sağ L plak konfigürasyonu takip etmiştir.

Dolgulu modellerde ise en yüksek stres değerinin 28.4 MPa ile sol L plak üzerinde oluştuğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla 21.7 MPa ile I plak ve 19.6 MPa ile sağ L plak konfigürasyonunun takip ettiği izlenmiştir. Vidalardaki stresler değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 17.4 MPa ile I plak konfigürasyonundaki vidalarda bulgulanmış olup, bunu sırasıyla 15.9 MPa ile sol L plak ve 13.4 MPa ile sağ L plak konfigürasyonundaki vidalar takip etmiştir.

Plak ve vidalardaki Von Mises stres değerleri genel olarak değerlendirildiğinde dolgulu kombinasyonlardaki stres değerlerinin dolgusuz kombinasyonlara kıyasla belirgin olarak daha düşük olduğu dikkat çekicidir. Stres lokalizasyonları değerlendirildiğinde dolgusuz modellerde en yoğun stres alanlarının osteotomi boşluğuna denk gelen 2. ve 3. vidalar arasındaki plak kısımları olduğu bulgulanmıştır (Şekil 192-194). Stres yoğunluğunun en fazla olduğu vida 3. vidadır. Dolgusuz sağ ve sol L plak konfigürasyonunda 1. ve 2 vida arasında kalan plak kesiminde lokalize stres yoğunluğu dikkat çekicidir.

modellerde tüm fiksasyonlarda yüksek stres Dolgulu alanlarının belirgin oranda azaldığı gözlenmiştir. Tüm dolgulu kombinasyonlarda stresler genel olarak 3. vida üzerinde kalan plak alanlarında lokalizedir (Şekil 195-197). Dolgulu sol L plak konfigürasyonunda 2. vidanın altında ve üzerinde kalan bölgelerde lokalize yüksek stres alanları dikkat çekicidir. Benzer şekilde dolgulu sağ L plak konfigürasyonunda 2. vidanın üzerinde ve altında kalan bölgelerde lokalize yüksek stres alanları dikkat çekici bulunmuştur. Dolgulu kombinasyonlarda Von Mises streslerin belirgin oranda azaldığı göz önünde bulundurulduğunda fiksasyonların, kemik grefti ile oblik kuvvet bileşenlerinin etkisi ile oluşan vertikal ve horizontal yönde deplasmana belirgin olarak karşı koyduğu düşünülebilir



Şekil 192: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 193: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 194: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 195: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında I plakta plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 196: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında sağ L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları



Şekil 197: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda horizontal osteotomi boşluğu hattında sol L plakta oluşan Von Mises stres yayılımları

4.6.2.Pmax stresler

Dolgulu ve dolgusuz tüm modellerde kortikal tabakada spongiyoz tabakaya kıyasla kuvvet dağılımları açısından streslerin daha yoğun olduğu izlenmektedir. Dolgusuz plak konfigürasyonlarında kortikal kemikte Pmax stresleri sırasıyla 14.5 MPa ile sol L plak, 11.9 MPa ile sağ L plak ve 9.4 MPa ile I plak konfigürasyonununda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresler sırasıyla 1.5 MPa ile sağ L plak, 1.4 MPa ile sol L plak ve 1.1 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Dolgulu kombinasyonlarda kortikal kemikte Pmax değerleri sırasıyla 12.1 MPa ile sağ L plak, 10 MPa ile sol L plak ve 7.9 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Spongiyoz kemikte ise Pmax stresler sırasıyla 3.3 MPa ile sağ L plak, 3.1 MPa ile sol L plak ve 0.9 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır. Dolgusuz kombinasyonlarda stres lokalizasyonları genel olarak benzer olup, lingual görünüşte osteotomi hatlarının kesişim köşelerinde lokalize hafif stres yayılımları ve simfizde lokalize ve inferior kenara uzanan hafif stres yayılımları ile karakterizedir (Şekil 201-203). Vestibul görünüşte ise osteotomi köşelerinde lokalize stres yayılımları ile karakterizedir (Şekil 198-200). Dolgulu kombinasyonlarda vestibul ve lingual görünüşte stres dağılımları benzerdir. Dolgulu modellerde lingual görünüşte osteotomi köşelerinden simfize yayılan ve tüm inferior kenarı kaplayan hafif stres yayılımları gözlenmektedir (Şekil 207-209). Bu stres alanlarının dolgusuz modellerde oranla daha geniş alanlara yayılması dikkat çekicidir. Vestibul görünüşte ise osteotomi köşelerinden inferior yönde seyreden stres alanları tespit edilmiştir (Şekil 204-206).



Şekil 198: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 199: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 200: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 201: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 202: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 203: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş



Şekil 204: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda l plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 205: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 206: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler



Şekil 207: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda l plak konfigürasyonunda Pmax stresler,lingual görünüş



Şekil 208: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmax stresler,lingual görünüş



Şekil 209: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmax stresler, lingual görünüş

4.6.3.Pmin stresler

Pmin stresleri değerlendirildiğinde dolgusuz kombinasyonlarda kortikal kemikte sol L plak konfigürasyonunda 21.9 MPa ile en yüksek stres yayılımı izlenmiştir. Bunu 18.4 MPa ile sağ L plak ve 6.7 MPa ile I plak takip etmiştir. Spongiyoz kemikte Pmin stresler tüm plak konfigürasyonlarında 0.8 MPa olarak bulgulanmıştır.

Dolgulu modellerde kortikal kemikte en yüksek stres değeri 12.1 MPa ile sağ L plakta izlenmiştir. Bunu 10 MPa ile sol L plak ve 7.9 MPa ile I plak modeli takip etmiştir. Spongiyoz kemikte ise Pmin stresler sırasıyla 5 MPa ile sağ L plak, 4.2 MPa ile sol L plak ve 0.6 MPa ile I plak konfigürasyonunda bulgulanmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemiğin spongioz kemiğe göre daha gözlenmektedir. yoğun streslere maruz kaldığı Pmin stresleri değerlendirildiğinde tüm dolgusuz modellerde lingual ve vestibul görünüşte stres dağılımları benzerdir (Şekil 210-212, Şekil 213-215). Lingual görünüşte horizontal osteotomi ve vertikal osteotomilerin kesiştiği köşede lokalize hafif stres yayılımları gözlenmiştir (Şekil 213-215). Vestibul görünüşte ise horizontal osteotomi hattı ve osteotomilerin kesişim köşelerinden simfize ve inferior kenara uzanan stres alanları ile fiksasyon çevresindeki stres alanları gözlenmiştir (Şekil 210-212). Dolgulu modellerde I plak konfigurasyonunda lingual görünüşte osteotomilerin kesişim noktalarında stres alanları gözlenmektedir (Şekil 219). Vestibul görünüşte ise horizontal osteotomi hattından simfize, inferior sınıra ve korpusun lateraline doğru uzanan stres yayılımları ile fiksasyonlar çevresinde lokalize stres yayılımları mevcuttur (Şekil 216). Osteotomize segmentin 2/3 inferior orta kesimlerindeki stres alanları dikkat çekicidir.

Dolgulu sağ L plak konfigürasyonunda lingual görünüşte osteotomi hatlarının kesişim noktaları ile mandibula inferior sınırda stres yayılımları mevcuttur (Şekil 220). Vestibul görünüş dolgulu I plak konfigürasyonu ile benzerdir (Şekil 217). Dolgulu sol L plak konfigürasyonunda vestibulde osteotomize segment orta kesiminde stres yayılımları, vertikal osteotomi hatlarından lateral korpusa ve horizontal osteotomi hattından inferior kenara uzanan stres yayılım alanları gözlenmiştir (Şekil 218). Lingual görünüşte ise horizontal ve vertikal osteotomilerin kesişme noktası ile simfize ve inferior marjine uzanan stres alanları bulgulanmıştır (Şekil 221).

Oblik yükleme altındaki tüm 5 mm süperior repozisyon konfigürasyonları genel olarak değerlendirildiğinde tüm Pmin değerlerinin

Pmax değerlerinden büyük olduğu, mevcut konfigürasyonlardaki bu yükleme modelinde baskı streslerinin ağırlıklı olduğu gözlenmektedir.



Şekil 210: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede l plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 211: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 212: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 213: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede I plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 214: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 215: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 216: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda I plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 217: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 218: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler



Şekil 219: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda l plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 220: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sağ L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş



Şekil 221: 5 mm süperior repozisyonda oblik yüklemede greftli kombinasyonda sol L plak konfigürasyonunda Pmin stresler, lingual görünüş Vertikal, oblik ve horizontal kuvvetler altında 5 mm süperior repozisyon simulasyonları sonucu bulgulanan tüm Von Mises, Pmax ve Pmin stres değerleri Grafik 7-12'de özetlenmiştir.



Grafik 7: 5 mm süperior repozisyon-Plaklarda bulgulanan Von Mİses stresler



Grafik 8: 5 mm süperior repozisyon-Vidalarda bulgulanan Von Mİses stresler



Grafik 9: 5 mm süperior repozisyon-Spongiyoz kemikte bulgulanan pmax stresler



Grafik 10: 5 mm süperior repozisyon-Spongiyoz kemikte bulgulanan Pmin stresler



Grafik 11: 5 mm süperior repozisyon-Kortikal kemikte bulgulanan Pmax stresler



Grafik 12: 5 mm süperior repozisyon-Kortikal kemikte bulgulanan Pmin stresler

5.TARTIŞMA

Günümüzde maksillofasiyal cerrahinin temel uygulama alanlarından biri olan ortognatik cerrahi çene kemikleri ve ilişkili yapılara yönelik iskeletsel, dentoosseöz ve yumuşak doku deformitelerinin düzeltilmesine yönelik uygulamaları içermektedir. Bu uygulamalar arasında yer alan segmental cerrahi teknikler çeneler arasında aşırı boyutsal uyuşmazlığın olmadığı, sadece hafif seviyelerdeki maloklüzyonlarla birlikte görülebilen dentoalveoler uyumsuzluklarda tercih edilen bir yöntem olarak kullanılabilmektedir¹⁶.

Segmental cerrahi tekniklerden biri olan mandibular anterior segmental osteotomi, mandibular dişler ve alveolü olası her yönde hareketlendirerek yeniden konumlandırabilmekte ve oklüzal düzlemin seviyelendirilmesi, alt ön dişlerin uzun eksen akslarının değiştirilmesi gibi çeşitli endikasyonlarda uygulanabilmektedir. Mandibular segmental osteotomiler tek başına olduğu gibi diğer cerrahi prosedürlerle birlikte iskeletsel olmayan açık kapanış ve bimaksiller protrüzyon gibi ortodontik anomalilerin tedavisinde de kullanılabilmektedir^{10, 18}.

Segmental cerrahi sonrasında operasyon sahasında oluşan çeşitli büyüklüklerdeki kemik defektlerinin sorunsuz iyileşebilmeleri ve fonksiyonun erken sürede sağlanabilmesi için alanlar otojen veya allojenik kemik greftleri ile desteklenmektedir. Gerek otojen kemik greftlerinin gerekse allojenik yapıda olan kemik greftlerinin kendi içlerinde çeşitli değişik avantaj ve dezavantajları taşıdıkları bilinmektedir. Ancak allojenik greftlerin ticari olarak istenilen miktarlarda elde edilebilmeleri, ikinci bir operasyona duyulacak olan ihtiyacı ortadan kaldırmaları greftlerin uzun süre saklanabilme kolaylığı gibi nedenler bu tür greftleri bugün için otojen greftlerden daha üstün kılmaktadır^{16 ,136,137}.

Kemiksel stabilizasyon, tel osteosentezi ve maksillomandibular fiksasyondan; rijit fiksasyon olarak adlandırılan metal plaklar, vidalar ve bunların çeşitli kombinasyonlarına doğru gelişim göstermiştir. Rijit fiksasyon iskeletsel segmentlerin kas çekimine, yumuşak doku kontraksiyonuna ve yerçekimi deplasmanına karşı pozisyonlarının kontrol edilmesinde standart bir yöntem haline gelmiştir. Lag vidası ve mini plak gibi birçok rijit fiksasyon yöntemi, hızlı kemik iyileşmesini sağlamak, postoperatif intermaksiller fiksasyondan kaçınmak, erken postoperatif mandibular fonksiyonu ve oral hijyen uygulamalarını başlatmak amacıyla osteotomi sonrasında segmentlere uygulanmaktadır.^{18,138-139}

Günümüzde birçok modern prosedürde internal fiksasyon için titanyum kullanılmaktadır. Titanyum yüksek oranda sertlik, dayanım ve biyouyumluluk gibi özellikleri dolayısıyla rijit fiksasyon plakları ve vidalar için tercih edilen bir materyal haline gelmiştir. Titanyumun bu özellikleri kemik segmentlerinin pozisyonlarının doğru bir şekilde muhafaza edilmesine yardım eder¹³⁹.

Titanyum vida ve plak sistemleri, osteosentez için uygun biyouyumluluk ve stabiliteye sahip olmasına rağmen bir yabancı cisim olarak hareket eder. Bu fiksasyon materyallerinin operasyon sahasından uzaklaştırılması için ek bir cerrahi gereklidir¹⁴⁰. Literatürde skar dokusunda titanyum kalıntılarına ve bu kalıntıların lenf nodları ve akciğere migrasyonuna ilişkin çeşitli vakalar rapor edilmiştir¹⁴¹⁻¹⁴³. Bununla birlikte pediatrik hasta populasyonunda da titanyum plakların çıkarılması gerekebilmektedir^{36,144}. Titanyuma ilişkin tüm bu dezvantajlar rezorbe olabilen plak kullanımını gündeme getirmiştir¹⁴⁵. Günümüzde rezorbe olabilen plak ve vida fiksasyon sistemleri kraniyomaksillofasiyal cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır^{28, 36-39, 146}.
İyi bir kemik kontağının bulunduğu ve uygun bir segment hareketlendirmesinin gerçekleştirildiği cerrahilerde herhangi bir fiksasyon tekniği kullanılabilmektedir. Bununla birlikte immediat dönemde mandibular fonksiyonun kritik olduğu durumlarda daha rijit fiksasyon tekniklerinin kullanımı önerilmektedir. İnce kemik yapısına sahip segmentlerde ve büyük hareketlendirmelerin gerekli olduğu durumlarda mini plaklar uygun fiksasyon tipi olarak gösterilmektedir¹⁴⁷.

Genel olarak oral ve maksillofasiyal cerrahide rijit internal fiksasyon için kullanılan osteosentez yöntemleri mini plaklar ve vidaların kombinasyonundan oluşmaktadır¹⁴⁸.

İlk kez 1973 yılında Michelet ve arkadaşları tarafından tanıtılan mini plak tekniğinde, mini plaklarla birlikte proksimal ve distal segmentlerin bukkal korteksine tutunan monokortikal vidalar kullanılmıştır¹⁴⁹. Bu teknik birçok araştırmacı tarafından başarılı bir şekilde kullanılmıştır¹⁵⁰⁻¹⁵⁴. Bu tekniğin intraoral olarak uygulanabilmesi, gerekli olduğunda anestezi ile uzaklaştırılabilmesi, lokal plakların manuplasyonunun kolay olması, kondil üzerinde minimal burulma etkisi ve inferior alveoler sinir hasarının daha az olması gibi avantajları mevcuttur^{149, 150}.

Mini plakların kullanıldığı bir rijit fiksasyon sistemi vidalar yardımıyla ve kemik-vida ara yüzeyi boyunca kemiğe tutunan plaktan oluşan bir sistem olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle rijit fiksasyon sistemlerinin biyomekanik fonksiyonu plak, vidalar ve kemik arasındaki etkileşime dayanmaktadır. Kemik-plak-vida sistemi plağın alttaki kemiğe iyi uyumunu gerektirir. Uyumlu bir temas olmaksızın vidaların plağa doğru sıkıştırılması segment pozisyonunda ve oklüzal ilişkilerde değişikliklere yol açar¹³⁸. Mini plakların, daha az rijiditeye sahip olmalarına rağmen postoperatif dönemde ilk haftalarda mastikatör kuvvetlerde belirgin bir azalma gözlenmesi nedeniyle kemik tamirinin ilk basamaklarında yeterli stabilizasyonu sağladıkları bildirilmiştir¹⁴⁷.

Mandibular osteotomilerde rijit fiksasyon, mandibulanın anatomisi ve fonksiyonlarına bağlı olarak daha komplekstir. Mandibular osteotomilerin fiksasyonunda birçok farklı vida ve plak tekniklerinin kullanımı yararlıdır. Mandibular anterior segmental osteotomilerde dentoalveoler segmentin uygun bir şekilde konumlandırılması ve intermaksiller fiksasyonun uygulanması sonrasında rijit fiksasyon mini plaklar. mikro plaklar va da monokortikal vidalar ile gerçekleştirilebilmektedir^{12,18}. Bununla birlikte hangi tip fiksasyon yönteminin en stabil olduğu hakkında literatürde görüş birliği mevcut değildir.

Mandibulanın biyomekanik davranışı birçok klinik durumda önemlidir. Çünkü mandibula implantların ya da kemik plaklarının yapıldığı madde ya da şekli ile etkileşim içindedir. Mandibula kasların, eklem ve dişlerin kompleks bir sinerji içerisinde çalıştığı özelleşmiş bir yapıdır. Yüksek oranda gelişmiş olan mastikatör sistem içerisinde mandibulanın form ve fonksiyonu çalışmaya adapte olmuştur⁹⁷. Mandibulanın mekanik özelliklerinin deneysel ölçümü imkansız olmamasına rağmen verilerin sayı ve tipi, hasta ulaşılabilirliği ve diğer faktörlerdeki kısıtlamalara bağlı olarak sınırlıdır¹³⁸.

Mandibula biyomekaniği birçok farklı yöntemle araştırılmıştır. Antropometrik çalışmalar temel alınarak araştırmalar mandibulanın fonksiyonel özellikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. İntraoral apareylerin kullanılması ve holografik interferometre ile deformasyonların indirek ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Diğer çalışmalarda ise elde edilen kübik örneklerle mandibulanın mekanik özellikleri ve materyal parametreleri araştırılmıştır. Gerinim ölçer ve holografik interferometre ile yapılan deneylerin dezavantajı bu apareylerin örnek içindeki gerinimleri tanımlanan pozisyonda ölçememesidir. Ek olarak bu yöntemlerin kullanımı ile vapılan araştırmalar yüzey deformasyonları ile sınırlı olup, dislokasyonlar ve stresler ölçülememektedir. Geçmişte bilgisayar simulasyon modelleri ile yapılan çalışmalarda, matematik modellerin yük transferi gibi mekanik faktörler ve materyallerin biyomekanik davranışına ilişkin doğruluğu gösterilmiştir. SEA yöntemi ile deneyler arasındaki yüksek korelasyon göz önünde bulundurulduğunda sonlu eleman hesaplamaları ile birçok bilgi elde edinilebilmektedir⁹⁷. SEA'nin kemiğin ilişkin doğruluğu biyomekanik davranışına çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir^{,95, 97, 155}.

Bugüne kadar bildirilmiş olan geleneksel deneysel yaklaşımların ya da klinik gözlemlerin analiz edilmesi mandibular segmental osteotomiler ve kullanılan fiksasyon konfigürasyonlarının biyomekaniğini belirlemek için yeterli bilgi sağlamamaktadır. Bununla birlikte SEA yöntemi ile mandibular anterior segmental osteotomilere ilişkin mekanik cevaplar elde edilebilir. Ortognatik cerrahi özellikle tüm cerrahi girişimlerin elektif olarak gerçekleştirildiği bir alan olduğu için optimal sonuçların elde edilmesinin gerekli olduğu göz önünde bulundurulduğunda¹³³ fiksasyon konfigürasyonlarının ve kullanılan greft materyallerinin biyomekanik etkinliğinin değerlendirilmesi büyük önem Biz de çalışmamızda mandibular anterior segmental taşımaktadır. osteotomilerde ostetomize segmentin değişik miktarlardaki süperior repozisyonları sonrasında greftli ya da greftsiz olarak uygulanan farklı fiksasyon konfigürasyonlarının erken dönem etkilerini SEA yöntemini kullanarak incelemiş, fiksasyonlar ve kemik doku bölgelerinde oluşan stres yayılımlarını ve miktarlarını analiz etmiş bulunmaktayız.

SEA, mühendislik ve hava-uzay sanayisinde sıklıkla kullanılan mekanik analitik bir sistemdir ve ayrıca dişhekimliği ve ortopedideki bazı komplike problemlerin çözülmesi amacıyla kullanılabilmektedir¹²².

Sonlu eleman modellemesi ile kompleks geometrik şekiller, materyal özellikleri ve deneylerde tekrarlanması zor olan sınır koşulları simüle edilebilmektedir¹⁵⁶.

SEA yönteminde, sonlu boyutlara sahip birçok elemandan oluşan bir sayısal model geliştirilir, böylece geliştirilen bu model gerçek yapıya iyi bir şekilde adapte edilir. Bu işlem diskretizasyon olarak adlandırılır. Belirlenen durumlardaki mevcut stres ve gerilim altında elemanların deformasyonları ve gerilmeleri hesaplanabilir. Elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlıdır. Elemanların düğümlere bağlı olma durumuna dayanılarak (düğümlerin yer değiştirmesi ve burulması bütün yönlerde aynıdır) bütün yapının her düğümdeki deformasyonu ve gerilmelerin yanı sıra bundan elde edilen değişkenler hesaplanabilir¹²². SEA stres dağılımına ilişkin ayrıntılı bilgi verebilmekle birlikte kullanımı statik durumlarla sınırlıdır⁷⁵.

SEA, mandibula geometrisinin yanı sıra materyal parametreleri ile ilgili kesin bilgileri gerektirmektedir. Kemiğin anatomisi ve materyal özellikleri, kullanılan plak sisteminin ve kemik greftinin materyal özellikleri, osteotomi dizaynı ve yükleme koşulları majör faktörlerdir¹⁵⁶. Mandibular gövdenin morfometrik verilerinin belirlenmesinde kullanılan non invaziv yöntem üç boyutlu BT'dir. Geometrik bilginin belirlenmesinden sonra Hounsfield birimleri ölçülür. Bilgiler kemik densite değerlerine çevrilebilir ve böylece Young modülü ile korelasyon gösterir. Bu aşamaların takip edilmesi ile hem geometrik parametreler hem de materyal özellikleri aynı zamanda elde edilir⁹⁷.

Biyomekanik çalışmalarında domuz kaburgası, koyun ya da kadavra mandibulalarından yararlanılabilmektedir. Aynı tür içerisinden ya da farklı türlerden alınan örneklerde anatomik ve yapısal farklılıklar olduğu için bu modellerde birçok kısıtlayıcı faktör mevcuttur. Doğal kemiğin anizotropik yapısı aynı türde bölgeler arasında mekanik farklılıklara yol açmaktadır. Bu farklılıklar kemik ve fiksasyon apareylerinin stabilite üzerindeki etkisinin belirlenmesini engellemektedir. Ek olarak türler ve örnekler arasında osteotomi konfigürasyonlarının tam olarak tekrarlanabilmesindeki zorluklar karşılaştırıcı analizlerin uygulanmasını güçleştirmektedir. Kemik ürünlerinin kullanıldığı çalışmalardan elde edilen güçtür^{157,158}. uyarlanması SEA sonuçların ise insan kemiğine çalışmalarında tekrarlanabilir koşulların oluşturulabilmesi ile bu kısıtlayıcı faktörler elimine edilmekte ve gerçeğe yakın sonuçlara ulaşmak kolaylaşmaktadır¹²².

Oral ve maksillofasiyal cerrahide travma, gelişimsel anomaliler, çeşitli patolojiler ya da cerrahi işlemler gibi çeşitli nedenlere bağlı olarak oluşan kemik defektlerinin tamirinde kemik greftlerinin kullanımına¹⁵⁹⁻¹⁶⁴ ilişkin literatürde birçok çalışma bulunmasına rağmen, ortognatik cerrahide interpozisyonel greft kullanımına ilişkin bilgilerin sınırlı olması¹⁶⁵⁻¹⁶⁷, segmental cerrahilerde ise greft kullanımına ve greftin biyomekanik etkinliğine ilişkin herhangi bir çalışmaya rastlanmaması bizim için son derece dikkat çekici olarak yorumlanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda mandibular anterior segmental cerrahi modelinde çeşitli düzeylerdeki süperior repozisyonlandırlamalar sonrasında farklı fiksasyon konfigürasyonları ile birlikte interpozisyonel olarak kullanılan kemik greftinin biyomekanik etkinliğinin de değerlendirilmesi ve bu konudaki tartışmalara zemin oluşturulması planlanmıştır.

Ortognatik cerrahide interpozisyonel greft kullanımının özellikle maksiller osteotomilerde kritik bir öneme sahip olduğu bildirilmiştir. Le Fort I osteotomileri sonrasında maksiller duvarların ince ve sinüsler ile doğrudan ilişkili olması, kritik limiti aşan osteotomi boşluğu varlığında gözlenen relaps riski ve fibröz iyileşme potansiyeli interpozisyonel greft kullanımını gündeme getirmiştir¹⁶⁸.

İnterpozisyonel greft kullanımının avantajları, mekanik bir basamak etkisi ile relapsın önlenmesi, sekonder osifikasyon için matriksin oluşturulması ve yumuşak doku herniasyonunun engellenmesidir. Böylece kemik devamlılığının oluşturulması ile kemik iyileşmesi arttırılmakta ve relaps azaltılarak cerrahi stabilitenin devam ettirilmesi sağlanmaktadır¹⁶⁸.

Santos ve arkadaşları¹⁶⁹ maksillanın inferior repozisyonunu interpozisyonel greft uygulamaksızın gerçekleştirdikleri 8 hastayı postoperatif olarak değerlendirmişlerdir. Rijit fiksasyonda 2 mm kalınlığında L mini plakların kullanıldığı bu çalışmada immediat postoperatif dönemde gerçekleştirilen sefalometrik ölçümlerde maksillada I noktasında ortalama 4.65 mm, ANS noktasında ortalama 5.32 mm ve A noktasında ortalama 5.32 mm inferior repozisyonun gerçekleştirildiği tespit Postoperatif dönemde en az 6 av sonra gerçekleştirilen edilmistir. sefalometrik ölçümlerde I noktasında ortalama 1.60 mm, ANS noktasında ortalama 2.23 mm ve A noktasında ortalama 2.10 mm relaps tespit edilmiştir. Araştırmacılar tercih edilen rijit fiksasyon yöntemi ile interpozisyonel greft uygulamaksızın gerçekleştirilen inferior repozisyonlandırmanın yeterli oranda maksiller stabilite sağlamadığı sonucuna varmışlar ve greft kullanımı ile daha stabil bir sonuç elde edilebileceğini vurgulamışlardır.

Interposizyonel greftlemede otojen mandibular kemik, kaburga, kraniyel ve iliak kemik greftleri, dondurulmuş kurutulmuş kemik, solid blok hidroksi apatit greftler ve pöröz blok hidroksi apatit greftler kullanılmaktadır. Otojen kemik greftleri osteoindüktif özellikleri ve osteogenez potansiyelleri nedeniyle altın standart olarak kabul edilmesine rağmen, verici saha morbiditesi, greft bloklarının şekillendirilmesindeki fizyolojik remodeling sürecinde gerçekleşen zorluklar ve kemik rezorpsiyonu gibi birtakım dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Alloplastik materyaller ise osteokondüktif olup, osteoindüktif özellikleri azdır ya da hiç yoktur. Hidroksi apatit gibi solid materyallerin rezorbe olması için uzun bir süre gereklidir. Bu nedenle osteotomi boşluğunda enfeksiyon ve iyileşmede gecikme riski mevcuttur¹⁶⁵.

Allogreftler ile otojen greft elde edilmesine ilişkin dezavantajlar elimine edilmiştir. Allogreftler doku bankaları aracılığı ile kadavralardan elde edilir. Mineralize ya da demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik (demineralize kemik matriksi) allogreftleri blok, partikül, macun ya da jel şeklinde kullanıma sunulur. Tüm bu özellikleri ile allogreftler otojen kemiğe alternatif olarak değerlendirilmektedir^{137,168}.

Literatürde allogreftlerin implant cerrahisi, dentoalveoler cerrahi ve periodontal cerrahide kullanımına ilişkin çeşitli çalışmalar mevcutken¹⁷⁰⁻¹⁷⁴, ortognatik cerrahide kullanımına ilişkin çalışmalar sınırlı sayıdadır^{168,175}. Bu çalışmalardan biri olan Lye ve arkadaşlarının¹⁶⁸ yaptıkları çalışmada Le Fort I osteotomisi yapılan 88 hastada ve genioplasti yapılan 46 hastada demineralize kemik matriksi interpozisyonel olarak uygulanmıştır. Toplam 113 hastadan oluşan bu gruptan elde edilen

veriler, 25'i Le Fort I ve 4'ü genioplasti olmak üzere toplam 29 hastadan oluşan ve greft kullanılmayan bu gruptan elde edilen veriler ile karşılaştırılmıştır. Demineralize matriks kullanılan grupta Le Fort I operasyonu geçiren 2 (%3.3) hastada sinüzit geliştiği, buna karşılık greft kullanılmayan grupta ise Le Fort I operasyonu geçiren 25 hastadan 2'sinde (%8) sinüzit geliştiği bildirilmiştir. Genioplastilerde ise koplikasyonla karşılaşılmamıştır. Araştırmacılar bu verilere dayanarak maksilla ve çene ucunu içeren ortognatik cerrahilerde allogreft kullanımının uygun olduğu sonucuna varmışlardır.

Epker ve arkadaşları¹⁷⁵ orta yüz ilerletmesi gerçekleştirdikleri 18 hastada dondurulmuş kurutulmuş kemik allogrefti kullanmışlardır. Tüm hastaların en az 12 ay takip edildiği bu çalışmada tüm hastalarda kemik iyileşmesinin sorunsuz olarak gerçekleştiği belirtilmiştir.

biyomekanik Bir kemik greftinin performansi greftin biyomekanik özellikleri, greft-kemik ara yüzeylerinin mekaniği ve tüm yapı üzerine etki eden kuvvetlerin doğası ile belirlenir. Greft-kemik ara yüzeyi ve bu yüzeyler arasındaki birleşme greft ve kemik arasındaki yük iletiminde kritik bir role sahiptir. Greft ve kemik arasındaki birleşmenin gerçekleşmesi için greft-kemik birleşiminde minimal stabilitenin sağlanması gereklidir. Bu da sıklıkla fiksasyon sistemlerinin kullanılmasını gerektirir. Bu durumda greftin biyomekanik yeterliliği, yük gereksinimleri ile ilişkili olarak greftin biyomekanik özellikleri ve greft-kemik ara yüzeyine bağlıdır¹⁷⁶. Greftlerin mekanik özelliklerini etkileyen diğer önemli faktörler koruma ve saklama koşulları ile strerilizasyon teknikleridir¹⁷⁷.

İskeletsel rekonstrüksiyondaki yapısal gereksinimler uygun tipteki greftin seçiminde göz önünde bulundurulmalıdır. Greftin mekanik özellikleri ve biyomekanik yanıtı ile greftin maruz kalacağı yüklerin tipi ve boyutu karşılıklı bir uyum içerisinde olmalıdır. Allogreftler biyomekaniksel bir bakış açısı ile değerlendirildiğinde dondurulmuş kemiğin greftin büyük burulumsal yüklere maruz kaldığı bölgelerde dondurulmuş kurutulmuş kemiğe göre daha uygun bir seçenek olduğu, greftin primer olarak baskıya maruz kaldığı bölgelerde ise dondurulmuş kurutulmuş kemiğin uygun bir seçenek olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle rekonstrükte edilen anatomik bölgenin biyomekaniğinin anlaşılması büyük öneme sahiptir¹⁷⁷.

Bu çalışmada çeşitli tiplerde deformasyonlara maruz kalan anterior mandibulada oluşturulan segmental osteotomi modellerinin bir kısmında osteotomi boşluğunda demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftini simule etmiş ve erken dönemde vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler altında fiksasyonlar ve çevre kemik yapılar üzerine etkiyen stresleri analiz etmiş bulunmaktayız.

Kompleks geometriye sahip problemlerin çözümünde SEA yöntemi gibi sayısal yöntemlerin kullanılması gereklidir. Dental kemikimplant sistemlerinin de son derece kompleks bir geometriye sahip olması nedeniyle SEA dental sistemlerin analizinde en uygun araç olarak kabul edilmektedir¹²³.

Dental sistemlerin mekanik davranışının simule edilmesinde karşılaşılan başlıca zorluk, insan kemik dokusu ve mekanik kuvvetlere verdiği cevabın modellenmesidir. Modellemenin gerçekleştirilmesi ve çözümleme sürecinin tamamlanması için belirli varsayımların yapılması gereklidir. Bunlar uygulanan kuvvetler, kemik özelliklerinin bölgesel dağılımları, kemik geometrisi, materyal özellikleri ve sınır koşullarıdır^{71,82}. Bununla birlikte kabul edilen bazı varsayımlar sonlu eleman modellerinin öngörülebilir doğruluğuna büyük oranda etki etmektedir^{73,123, 178}.

Bu çalışmada da materyal özelliklerine ve model oluşturulmasına ilişkin birçok varsayım ve basitleştirme yapılmıştır. SEA modellerinde kemik sıklıkla izotropik olarak modellenmektedir. Aslında kemik anizotropik bir karaktere sahiptir. Bu çalışmada kemik homojen, izotropik ve lineer elastik olarak modellenmiştir. Gerçek bir mandibulada inferior sınırda daha fazla kortikal kemik mevcutken, süperior sınırda daha az kortikal kemik mevcuttur¹⁵⁶. Bu çalışmada mandibulanın modellenen kısmı 2 mm'lik kortikal tabakanın çevrelediği kansellöz bir yapı olarak simule edilmiştir. Diğer bir sınırlama mini plakların bükülmediğinin varsayılmasıdır. Klinikte ise mini plaklar kemik konturlarına uyum sağlaması amacıyla bükülerek kemik yüzeylerine adapte edilmektedir. Monokortikal vidalar ise 2 mm çapında silindirik yapılar olarak modellenmiştir.

Mandibula farklı yönlede uygulanan kuvvetlere aynı yoğunlukta olsalar dahi farklı dinamik cevaplar verir. Bunun nedeni mandibulanın her bölümünün farklı materyal özelliklerine sahip olmasıdır. Bu nedenle analizlerin gerçekleştirilebilmesi için biyomekanik davranıştaki bu farklılıkları yansıtan doğruluktaki modellerin oluşturulması gereklidir¹⁷⁹.

İzotropik modeller gerinim dağılımlarının değerlendirildiği çalışmalarda kullanışlıdır. Gerinim seviyeleri ve değerlerinin belirlenmesinde mandibula yapısı sigmoid çentik, fasiyal tarafta ramusun orta kesimleri ve gonial açının fasiyal kısmı, korpusun molar ve premolar sahadaki fasiyal orta kısmı, retromolar saha ve kondil boynunun lingual tarafta kalan kısmı mekanik özelliklerdeki doğruluklara ve kalınlığa daha az hassastır. Bu alanlardaki gerinimin değerlendirilmesinde izotropik modeller yeterlidir. Bununla birlikte mandibula yapısı kondil boynunun fasiyal kısmı, anterior ramusun fasiyal kesimdeki alt bölgesi, fasiyal kesimde kalan retromolar saha, molar bölgedeki korpusun lingual kesimleri ve anterior ramusun lingualde kalan kesimlerinde kortikal kemik ortotropisi ve kalınlığına belirgin oranda hassastır. Bu alanlardaki gerinimlerin değerlendirilmesinde kortikal kemik için ortotropik özelliklerin kullanılması önerilmektedir¹⁸⁰.

SEA ile elde edilen stres değerleri gerçek değerlerle özdeş değildir¹⁸¹. Literatürde ise hesaplamalarda hangi streslerin kullanılacağına ilişkin herhangi bir kılavuz bulunmamaktadır¹⁵⁶. Asal stresler ve Von Mises stresleri çalışmalarda eşit oranda kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri mini plaklar gibi plastik deformasyon gösteren sünek materyaller icin deformasyonun baslangıcı olarak tanımlanmaktadır¹³³. Kemik mühendislik bakış açısı ile kırılgan bir materyal olarak değerlendirilebilir. Bu nedenle asal stresler kemiğin biyomekanik davranışının analizinde uygundur¹⁸². Maksimum ve minimum olarak iki gruba ayrılan asal stresler sırasıyla çekme ve baskı kuvvetlerininin ayrımının yapılmasında yardımcı olmaktadır. Maksimum asal stres pozitif bir değer olup en yüksek çekme stresini ifade ederken, minimum asal stres negatif bir değerdir ve en eder¹⁸³. Bu baskı stresini ifade çalışmada fiksasyon yüksek konfigürasyonlarının stres değerlerinin hesaplanmasında Von Mises stresler, komşu kemik yapıların stres değerlerinin hesaplanmasında ise asal streslerden yararlanılmıştır.

Üç boyutlu SEA yönteminin iki boyutlu SEA yöntemi ile karşılaştırıldığı bir çalışmada sadece üç boyutlu SEA yönteminin stres yapılarını uzayda gerçekçi bir şekilde simule edebileceği bildirilmiştir¹⁸⁴. Bu çalışmada da anterior mandibular segment, fiksasyonlar ve greft materyali üzerindeki stres dağılımlarının analiz edilmesi için üç boyutlu SEA kullanılmıştır.

Mandibuladaki mekanik yükler uzun kemiklerde gözlenen mekanik yüklerden farklılıklar göstermektedir. Femur ve tibia gibi uzun kemiklerde yükler primer olarak aksiyeldir. Mandibulada ise dorsoventral makaslama, mandibulanın uzun aksı boyunca burulması ve transvers bükülme gözlenmektedir. Bu mekanik yüklerin etkisi posteriordan anteriora doğru gelindikçe artış göstermektedir⁸².

Anterior mandibulada statik molar ve insizal yükleme esnasında çeşitli stres ve deformasyonlar oluşmaktadır. Hylander, mandibular simfizin üç tip deformasyon ve strese maruz kadığını belirtmiştir. Korporal rotasyon mandibulanın her iki yarısının dışa doğru rotasyonu olarak tanımlanmaktadır. Medial konverjans fonksiyon esnasında mandibular genişlikteki değişimi belirtirken, dorso-ventral kayma mandibula yarılarının birbirlerine rölatif olarak vertikal planda hareketlerini tanımlamaktadır⁹⁸. Mandibular anterior segmentin maruz kuvvetler karşısındaki mekanik kaldığı davranışı önünde göz bulundurulduğunda bu bölgede gerçekleştirilen osteotomilerde kullanılan fiksasyon yöntemlerinin maksimal stabiliteye ilişkin biyomekanik etkinliklerinin değerlendirilmesi önem kazanmaktadır.

Mandibular anterior segmental osteotominin çeşitli oranlardaki greftli ve greftsiz süperior repozisyonlarında uygulanan iki I plak, sağ L plak ve sol L plak konfigürasyonlarının biyomekanik etkinliğini değerlendirdiğimiz bu çalışmada sağ L plak konfigürasyonu biyomekanik olarak en etkin bulunmuştur.

Birçok biyomekanik çalışmada mandibular ortognatik cerrahiler sonrasında titanyum mini plak ve monokortikal vidalar, lag vidaları, bikortikal vidalar, rezorbe plak ve vida gibi farklı fiksasyon sistemleri değerlendirilmiştir. Erkmen ve arkadaşlarının¹³⁸ yaptıkları SEA çalışmasında 5 mm'lik ilerletmenin simüle edildiği BSSRO modelinde posterior oklüzal yükler altında monokortikal vida ve iki adet 6 delikli paralel konumda yerleştirilmiş mini plak, 4 monokortikal vidanın kullanıldığı 6 delikli tek mini plak, lineer konfigürasyonda yerleştirilen iki lag vidası ve üçgensel konfigürasyonda yerleştirilen üç lag vidası olmak üzere toplam 4 adet fiksasyon yönteminin biyomekanik etkinliği değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda üçgensel konfigürasyonda yerleştirilen üç adet lag vidasının rotasyonel hareketler karşısında en yüksek mekanik stabiliteye sahip olduğu bulgulanmıştır. Araştırmacıların 5 mm'lik geri almanın posterior yükler altında simule edildiği ve aynı tip fiksasyonların değerlendirildiği bir diğer çalışmasında, BSSRO modelinde üçgensel konfigürasyondaki lag vidası ve çift mini plak fiksasyonları, lineer lag vidası ve tek mini plak fiksasyonlarına kıyasla daha üstün bulunmuştur¹³⁹.

Ming-Yih ve arkadaşlarının¹²² yaptıkları SEA çalışmasında 10 mm'lik geri almanın simüle edildiği BSSRO modelinde posterior oklüzal yükler altında 6 tip vida konfigürasyonunun biyomekanik etkinliği değerlendirilmiştir. İki ya da üç vidanın lineer ya da üçgensel fiksasyon konfigürasyonları oluşturulmuştur. Bu çalışmada inferior alveoler sinire karşıt konumda yerleştirilen üçgensel vida konfigürasyonunun en rijit olduğu bulgulanmıştır.

Özden ve arkadaşları¹⁸⁵ mandibular sagittal split osteotomilerde kullanılan 10 farklı fiksasyon yönteminin biyomekanik stabilitesini karşılaştırmışlardır. Koyun hemimandibulalarına yerleştirilen fiksasyonlar üç nokta biyomekanik testi ile değerlendirilmiştir. Ters L pozisyonunda yerleştirilmiş üç adet bikortikal vidadan oluşan fiksasyon tipi mandibular kemik segmentlerinin stabilizasyonunda en etkin olarak bulunmuştur. Mini plak grupları arasında ise oblik olarak yerleştirilen ve iki bikortikal vida kullanılan çift plak grubu en etkin bulunmuştur.

Oral ve maksillofasiyal cerrahide yaygın olarak kullanılan rezorbe materyallerin temel avantajı fonksiyonel stresin kemiğe aşamalı olarak iletimi ile stres perdeleme etkisinin azaltılması ya da elimine edilmesidir¹⁸⁶.

Sarkarat ve arkadaşları¹⁸⁷ üç boyutlu SEA yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmada BSSRO modeli üzerinde rezorbe vidalar ve plaklarının kullanıldığı sekiz farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırılmıştır. Tek vida, vertikal konumda 2 vida, horizontal konumda 2 vida, L konfigürasyonunda 3 vida, ters L konfigürasyonunda 3 vida, 2 vidanın kullanıldığı 1 mini plak, 4 vidanın kullanıldığı 1 mini plak ve her plakta 4 vidanın kullanıldığı paralel 2 mini plak fiksasyonları 75,135 ve 600 N'luk oklüzal yükleme altında değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda dört delikli 2 adet mini plağın monokortikal vidalar ile birlikte kullanıldığı fiksasyon şeklinin en iyi biyomekanik stabiliteye sahip olduğu bulgulanmıştır.

Cilasun ve arkadaşlarının²⁹ yaptıkları çalışmada 10 koyun mandibulasının her iki yarısında 5 mm ilerletmenin yapıldığı BSSRO modeli oluşturmuştur. Kesilerin oluşturulduğu 20 hemimandibuladan 10 tanesinde 3 adet 2x13 mmlik titanyum bikortikal vida ve 10 hemimandibulada 2x13 mm'lik PLLA/PGA bikortikal vidalar ters L konfigürasyonunda uygulanmıştır. Tüm hemimandibulalar servohidrolik test ünitesine yerleştirilmiş ve kalıcı deformasyon oluşana kadar test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda titanyum rezorbe vida ve fiksasyonlarında stabilite açısından anlamlı bir fark bulunmamış ve PLLA/PGA vida sistemlerinin BSSRO için yeterli fiksasyon stabilitesini sağladığı sonucuna varılmıştır.

Dolanmaz ve arkadaşlarının¹⁴⁵ 12 koyun hemimandibulası üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada 5 mm'lik ilerletmenin gerçekleştirildiği BSSRO modelleri oluşturulmuştur. Mevcut osteotomi modellerinde fiksasyon için 6 hemimandibulada 4 delikli uzun titanyum mini plak ve vidalar kullanılmış, 6 hemimandibulada ise rezorbe olabilen 4 delikli uzun mini plak ve vidalar kullanılmıştır. 0-140 N arası oklüzal yüklemenin servohidrolik test ünitesinde uygulandığı bu çalışmada proksimal segmentteki deplasman miktarları kaydedilmiştir. Yük-deplasman ve yüksertlik eğrilerinde her iki grupta da rezidüel deformasyonun görülmemesi nedeniyle bu kuvvet aralığında absorbe olabilen materyallerin güvenli olduğu sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte erken postoperatif dönemde rezorbe plaklarla birlikte IMF uygulaması araştırmacılar tarafından önerilmiştir.

Uçkan ve arkadaşlarının¹⁸⁸ yaptıkları SEA çalışmasında Lefort I osteotomisi ile 5 mm'lik ilerletmenin simule edildiği hemimaksilla modelleri oluşturulmuştur. Bu modellerde apertura ve zigomatik butres bölgelerine yerleştirilen iki adet titanyum L plaklar ve rezorbe olabilen L plaklar ile fiksasyon gerçekleştirilmiştir. Tüm fiksasyon modellerinde 44 ve 125 N insizal kuvvetler ve 250 N molar kuvvetler altında deplasmanlar, asal stresler ve asal elastik gerinimler değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda titanyum mini plak ve vidaların test edilen tüm kuvvetler altında stabil olduğu bulgulanmıştır. Rezorbe plak grubunda ise 44 N'dan büyük insizal kuvvetler altında plak kırılması, vida deformasyonu ya da kaybı riski olduğu belirtilmiştir. Titanyum ya da absorbe materyallerden yapılan fiksasyon sistemlerinin sertlik ve dayanımının değerlendirildiği çalışmalar klinik pratiğinde hangi fiksasyon sisteminin seçileceğinin belirlenmesinde önemlidir. Bununla birlikte rezorbe materyallerin mekanik özelliklerine ilişkin literatür birçok konuda tartışmalı olup, bu materyallerin uygulanması konuşunda fikir birliğinin oluşturulmasını zorlaştırmaktadır. Bunun nedeni çalışmalarda farklı metodolojilerin ve fiksasyon tekniklerinin kullanımı, substrat olarak kullanılan materyaller ile rezorbe materyallerdeki çeşitlilik ile açıklanabilmektedir¹⁸⁶.

Mandibular kemik trabekülleri dişten kemiğe iletilen kuvvetleri karşılayacak şekilde dizilmişlerdir. Bükülme momentleri ve makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilen ve vidalar yolu ile kemiğe etki eden kuvvet trajektörlerinin doğal dentisyonda gözlenenden farklı olması nedeniyle kuvvet iletiminde farklılıklar gözlenmektedir. Bu durumda dış kuvvetler kemiğin dayanabileceği limitleri aştığı zaman vida dişleri çevresinde kemik rezorpsiyonu gözlenir⁷⁵.

Titanyum vida plak sistemlerindeki en son gelişmelerden biri kilitleme vida ve plak sistemlerinin tanıtılmasıdır. Konvansiyonel plaklara alternatif olarak geliştirilen bu teknikte daha az vida kaybı, daha fazla stabilite, daha az plak adaptasyonunun yeterli olabilmesi ve oklüzal ilişkilerde daha az değişim gibi çeşitli avantajlar rapor edilmiştir. Günümüzde kilitleme plak-vida sistemleri maksillofasyal travma tedavisinde sıklıkla kullanılırken, ortognatik cerrahilerde kullanımları araştırılmaktadır¹⁸⁹.

Oğuz ve arkadaşlarının¹⁸⁹ yaptıkları SEA çalışmasında 5 mm'lik ilerletmenin simüle edildiği BSSRO modelinde 200 N'luk posterior ısırma kuvvetleri altında 4 delikli 2 mm'lik titanyum mini plak vida fiksasyonu ile 2 mm'lik kilitleme mini plak-vida fiksasyonununun biyomekanik etkinliği karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda kilitleme mini plak-vida sisteminin plak boyunca stresleri dağıttığı ve her birime iletilen yük miktarının azaldığı tespit edilmiştir.

Ribero-Junior ve arkadaşlarının¹⁴⁸ yaptıkları in-vitro çalışmada 45 poliüretan hemimandibula üzerinde 4 mm'lik ilerletmenin gerçekleştirildiği BSSRO modellerinde konvansiyonel mini plak ve vida sistemleri ile kilitleme mini plak ve vida sistemlerini içeren 9 ayrı tip fiksasyon konfigürasyonunun etkinliği 3 nokta bükülme testi ile değerlendirilmiştir. Tüm gruplarda kilitleme mini plakların daha üstün biyomekanik performans sergilediği bulgulanmıştır.

Kilitleme vida-plak sistemlerinde plağın alt yüzeyi ve lateral kemik korteksi arasındaki baskı kuvvetleri konvansiyonel plak-vida sistemlerine göre belirgin oranda azdır. Kilitleme vida-plak sistemlerinde kuvvetler plağın dişli kısmı ile vida arasında oluşur. Bu kuvvet oluşumu ile birlikte stres perdeleme etkisi sınırlanır ve daha stabil bir fiksasyon sağlanır³⁵.

BSSRO modellerinde mini plak ve bikortikal vida fiksasyonlarına ilişkin çalışmalar genel olarak değerlendirildiğinde, bikortikal vidaların mini plaklara oranla daha güçlü dayanıma sahip olduğu rapor edilmektedir. Bu özellik, vidaların her iki segmente tutunarak işlev görmesi ve böylece üç boyutlu bir stabilizasyon sağlayarak fleksiyon ve burulma kuvvetlerinin önüne geçmesi ile ilişkilendirilmiştir¹⁴⁷. Mini plaklar monokortikal vidalarla kullanıldığında stabilizasyon segmentler arasında oluşturulan mini plak köprüsü ile sağlanmakta, bu durumda burulumsal kuvvetlerde daha fazla serbestlik oluşmakta ve tutunmaya daha az direnç sağlanmaktadır. Bununla birlikte bu tip bir bağlanma türünde segmentler

arasında daha az baskı ve kondiler tork oluşmaktadır. Büyük ilerletmeler ve asimetri vakalarında mini plaklar pozisyon vidalarına göre daha iyi bir alternatif olabilmektedir¹⁴⁷.

Korkmaz ve arkadaşlarının¹⁹⁰ yaptıkları SEA çalışmasında mini plak oryantasyonu ve şeklinin stabiliteye etki eden primer faktörler olmadığı, mini plak lokalizasyonunun ise stabilitede ana faktör olduğu belirtmiştir. Bununla birlikte uygulanan tüm kuvvetler plak tipi ve sayısından bağımsız olarak dengede kalmalıdır. Bu dengenin sağlanması ile yön değiştirmeye en çok dayanım gösteren alanlar boyunca oluşan stres dağılımı ile bir kuvvet cemberi olusturulacaktır. İnsan mandibulasında kemik yüzeyi boyunca tek tip strese maruz kalan bir pozisyon olmaması nedeniyle uygulanan herhangi bir plak, çeşitli ısırma konumlarında rotasyon ve makaslama kuvvetlerine karşı koyarken birçok stres koşulunda stabiliteyi koruyabilmelidir¹¹⁴.

Kemik defektleri sıklıkla travmatik yaralanmalar, hastalık ya da cerrahi işlemler sonucunda oluşmaktadır. Defekt kemiğin bir parçasının kayıp olduğu bir delik ya da boşluk olarak tanımlanabilmektedir¹⁹¹. Defekt tamiri belirgin miktardaki kemiğin spontan olarak rejenere olamaması nedeniyle tercih edilir. Defekt tamiri mandibula gibi organlarda ciddi sekellerin önlenmesinde büyük öneme sahiptir¹⁹².

Mühendislikte, yük taşıyan uniform bir yapının kesit ya da şeklindeki ani değişimlerin lokalize yüksek streslerin oluşumu ile sonuçlandığı bilinmektedir⁴⁶. Kemik çeşitli yüklere maruz kaldığında defekt çevresindeki kemik bölgesinde artmış mekanik stres seviyeleri gözlenmektedir. Bu streslerin boyutu ve büyüklüğü defektin şekli ve boyutlarına bağlı olarak değişkenlik göstermekte ve defekti çevreleyen kemiğin mekanik bütünlüğüne etki etmektedir¹⁹¹. Greft materyalinin yerleştirildiği bir kemik defektinin mekanik bütünlüğünün tahminine ilişkin bir analitik yöntem bulunmamaktadır. Bununla birlikte çeşitli yazılım programları, mühendislik bileşenlerinin tasarımında kullanılmaktadır. Delikler, köşeler ve çatlaklar gibi stres konsantrasyon özellikleri SEA ya da bilgisayar destekli diğer analiz programları yardımı ile araştırılabilmektedir. Böylece modellerin yorulma ve kırılma gibi biyomekanik davranışları incelenebilmektedir¹⁹¹.

Biz de yaptığımız SEA çalışmasında mandibular anterior segmental osteotominin süperior repozisyonları sonrasında oluşan osteotomi boşluklarının greft ile rekonstrükte edilmediği modellerde, rekonstrükte edilmiş modellere kıyasla komşu kemik yapılar üzerinde daha fazla stres oluştuğunu gözlemledik.

Kemik destekleme etkisi, kemikte fragmanlar arasındaki kompresyon ve buna bağlı olarak boşluk oluşumuna direnç yoluyla elde edilen bir dayanımdır¹⁹³. Kırılmış kemikte rijit fiksasyonun stabilitesi kırık fragmanların kemik destekleme etkisi ile artış göstermektedir¹³⁸. Bir kırık modelinde kemik destekleme etkisine bağlı olarak deplasmana artmış dayanım olduğu gösterilmiştir¹⁹⁴. Kemik destekleme etkisinin önemi ve rijit fiksasyona etkisi çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir^{195,196}. Ortognatik cerrahideki osteotomi hatları, plaklar osteotomi boşluğu üzerine verlestirildiğinde kemik destekleme etkisini oluşturmazlar ve kırık kemikteki rijit fiksasyon stabilitesinden elde edilen sonuçların ortognatik cerrahi modeller ile karşılaştırılması güçtür^{150,197}. Bunula birlikte rijit fiksasyon konfigürasyonları kemik rezorpsiyonu ve vida kaybına yol açan aşırı stresin önlenmesi ve değerlendirilmesi amacıyla karşılaştırmalar yapılabilmektedir¹⁹⁷.

Yaptığımız bu çalışmada osteotomi boşluklarının greft ile rekonstrükte edildiği modellerde fiksasyon konfigürasyonlarında özellikle horizontal ve oblik kuvvetler altında bulgulanan Von Mises streslerinde belirgin bir azalma olduğunu gözlemledik. Mandibular anterior segmental osteotomi modeli ile mandibular kırık modelleri benzerlik göstememekle ve horizontal osteotominin altında kalan mandibula alt sınırı intak kalmakla birlikte, interpozisyonel olarak uygulanan greftin defekt rekonstrüksiyonunu sağlayarak kemik bütünlüğüne katkıda bulunduğunu ve kemik destekleme etkisine benzer destekleyici bir etki oluşturarak fiksasyonların stabilitesine katkıda bulunduğunu düşünmekteyiz.

Plak ve vida dizaynı, materyal ve geometrik özellikleri ile kemik özellikleri plak-vida-kemik ünitesinin yük taşıma kapasitesine etki etmektedir¹³⁹. Bu çalışmamızda mini plaklar tüm konfigürasyonlarda kemiğe tam adaptasyon göstermekte olup, greftli ve greftsiz kombinasyonlarda sağ L plak osteotomize segmentin stabilizasyonunda yeterli rijiditeyi sağlamıştır.

Kırık hattında boşluk mevcudiyetinde gerçekleştirilen fiksasyonların yoğun bükülme etkisine maruz kaldığı ve bu nedenle kırık hattında kompresif etkinin oluşturulmasının kuvvetlerin iletiminde büyük öneme sahip olduğu bilinmektedir⁵⁹. Bununla birlikte ortognatik cerrahide segmentleri planlanan konumlarda pozisyonlandırılmakta, kemik cerrahinin tipine ve pozisyonlandırmaya bağlı olarak segmentler arasında değişen büyüklüklerde boşluklar oluşmaktadır. Kırık modeli ile benzer olarak kemik segmentleri, belirgin bir boşluk mevcudiyetinde fikse edildiğinde oklüzal kuvvetler altında fiksasyonların bükülme etkisine maruz kalacağı öngörülebilir. Bu boşlukların greft ile rekonstrüksiyonu plaklardaki bükülme etkisini azaltarak fiksasyon stabilitesine katkıda bulunabilir.

Yaptığımız bu çalışmada da greft ile rekonstrükte edilen modellerde fiksasyonlar üzerinde bulgulanan Von Mises streslerin greft ile rekonstrükte edilmemiş modellere göre belirgin olarak daha düşük olmasının kemik greftinin fiksasyonları destekleyici etkisi ile bükülme etkisini azalttığını düşünmekteyiz.

6.SONUÇLAR:

- 3 ve 5 mm'lik tüm süperior repozisyon simulasyonları Von Mises stresleri açısından genel olarak değerlendirildiğinde sağ L plak fiksasyonunun en stabil olduğu bulgulanmıştır.
- 2. Vertikal ve oblik kuvvetler altında sağ L plak daha stabil iken, horizontal kuvvetler altında I plağın saha üstün olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte fiksasyon konfigürasyonları ve komşu kemik yapıların vertikal, horizontal ve oblik kuvvetlerin kombinasyonuna maruz kaldığı göz önünde bulundurulduğunda sağ L plak tüm konfigürasyonlar arasında biyomekanik açıdan en üstündür.
- 3. 3 ve 5 mm'lik tüm süperior simulasyonlar genel olarak değerlendirildiğinde sol L plak konfigürasyonlarının yoğun streslere maruz kaldığı gözlenmiş olup en az stabil konfigürasyon olduğu bulgulanmıştır.
- 4. Greft rekonstrüksiyonu ile tüm plak konfigürasyonları üzerine etki eden Von Mises streslerinde belirgin azalma gözlenmiştir.
- 5. Greft rekonstrüksiyonunun stres azaltıcı etkisi özellikle horizontal ve oblik kuvvetler altında en belirgindir.
- Greft rekonstrüksiyonu ile dolgulu kombinasyonlarda kemik ve komşu yapılar üzerine etki eden çekme ve baskı stresleri genel olarak değerlendirildiğinde belirgin bir azalma olduğu gözlenmiştir.
- 7. 5 mm'lik süperior repozisyon modellerinde dolgulu ve dolgusuz kombinasyonlarda Von Mises, Pmax ve Pmin stresler genel olarak
 3 mm'lik süperior repozisyon modellerine göre daha yüksek bulgulanmıştır.
- 3 ve 5 mm'lik süperior repozisyon simulasyonlarında vertikal ve oblik kuvvetler altında tüm kemik yapılar belirgin oranda baskı streslerine maruz kalmıştır.

- Tüm fiksasyon konfigürasyonları oblik kuvvetler altında en yoğun streslere maruz kalmış olup, bunu sırasıyla horizontal ve vertikal kuvvetler takip etmiştir.
- 10. Plak ve vidalar genel olarak değerlendirildiğinde plaklar daha yoğun streslere maruz kalmıştır.
- 11.Kortikal kemik spongiyoz kemiğe göre daha fazla strese maruz kalmıştır.

7. ÖZET

Mandibular Anterior Segmental Osteotomilerde Osteotomize Segmentin Değişik Miktarlardaki Süperior Repozisyon Simulasyonları Sonrasında Greftli ya da Greftsiz Olarak Uygulanan Farklı Fiksasyon Konfigürasyonlarının Erken Dönem Etkilerinin Biyomekanik Açıdan İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı mandibular anterior segmental osteotomiler sonrasında vertikal, horizontal ve oblik anterior oklüzal kuvvetler altında farklı fiksasyon konfigürasyonlarının ve osteotomi boşluğunun rekonstrüksiyonu için kullanılan greft materyalinin mekanik davranışının incelenmesidir.

Bu çalışmada kadavra mandibulasının CBCT verilerinden elde edilen üç boyutlu sonlu eleman modellerinde mandibular anterior segmental osteotominin 3 ve 5 mm miktarlardaki süperior repozisyonları simule edilmiştir. Tüm süperior repozisyon modelleri için greftli ve greftsiz olmak üzere iki ayrı model oluşturulmuştur. Osteotomi boşluğu demineralize dondurulmuş kurutulmuş blok kemik allogrefti ile rekostrükte edilmiştir. Greftli ve greftsiz modeller için iki adet sağ ve sol L plak ile iki adet I plaktan oluşan üç farklı fiksasyon konfigürasyonu oluşturulmuştur. Osteotomize segment üzerinde üç yönde çiğneme kuvvetlerini yansıtan anterior oklüzal kuvvetler simule edilmiştir. Von Mises ve asal stres değerleri osteotomize segmentin farklı miktarlardaki süperior repozisyon simulasyonları için hesaplanmıştır.

Bu çalışmada sağ L plak konfigürasyonunun diğer fiksasyon yöntemleri ile karşılaştırıldığında en stabil fiksasyonu sağladığı sonucuna varılmıştır. Plaklar ve vidalar üzerindeki en yüksek Von Mises stres değerleri ve kemikler üzerindeki en yüksek asal stres değerleri greftsiz modellerde bulgulanmıştır. Von Mises ve asal stres değerleri 5 mm süperior repozisyonda 3 mm süperior repozisyona göre daha yüksek bulunmuştur. Greft materyali fiksasyonlar ve kemik üzerindeki streslerin azalmasına belirgin oranda katkıda bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, mandibular osteotomi, mandibular rekonstrüksiyon, çene fiksasyon teknikleri, kemik plakları, kemik vidaları

8. SUMMARY

Biomechanical Evaluation of Early Effects of Different Fixation Configurations Applied With or Without Grafting Material After Various Amounts of Superior Repositioning of The Osteotomized Segment in Mandibular Anterior Segmental Osteotomies

The aim of this study was to evaluate the mechanical behavior of different fixation methods and the graft material used for the reconstruction of the osteotomy gap under vertical, horizontal and oblique anterior occlusal loads following mandibular anterior segmental osteotomies.

In this study 3 and 5 mm of superior repositioning of mandibular anterior segmental osteotomies were simulated on the 3D finite element models obtained from CBCT data of cadaver mandible. Two distinct models which were either grafted of non-grafted were created for all superior repositioning models. The osteotomy gap was reconstructed with demineralized freze-dried block bone allograft. Three different fixation configurations consisting of two right and left L plates and I plates were created for grafted and non-grafted models. Anterior occlusal forces reflecting chewing forces in three directions were simulated on the osteotomized segment. Von Mises and principal stress values were calculated for simulations of different amounts of superior repositioning of the osteotomized segment.

It was concluded that the right L plate configuration provided the most stable fixation compared with other fixation methods used in this study. The highest Von Mises stress values on the plates, screws and principal stress values on the bones were found in non-grafted models compared with grafted models. Von Mises and principle stress values were found to be higher in 5 mm superior repositioning models when compared with 3 mm superior repositioning models. The graft material had a significant contribution for reducing stress values on fixations and bone.

Key words: Finite element analysis, mandibular osteotomy, mandibular reconstruction, jaw fixation techniques, bone plates, bone screws

9.KAYNAKLAR

- 1. Panula K. Correction of dentofacial deformities with orthognathic surgery. Outcome of treatment with special reference to costs, benefits and risks. PhD thesis. Oululu: University of Oulu; 2003.
- 2. AAOMS-Criteria for orthognathic surgery [online]. 2008 [cited 2013 June9]. Available from URL:
 - http://www.aaoms.org/docs/practice/ortho_criteria.pdf
- 3. Karabouta I MC. The TMJ dysfunction syndrome before and after sagittal split osteotomy of the rami. J Oral Maxillofac Surg 1985;13(4):185-8.
- 4. Magnusson T, Egermark I, Carlsson GE. A longitudinal epidemiologic study of signs and symptoms of temporomandibular disorders from 15 to 35 years of age. J Orofac Pain 2000;14(4):310-9.
- 5. Proffit WR, Phillips C, Tulloch JF, Medland PH. Surgical versus orthodontic correction of skeletal Class II malocclusion in adolescents: effects and indications. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1992;7(4):209-20.
- 6. Rodrigues-Garcia RC, Sakai S, Rugh JD, Hatch JP, Tiner BD, van Sickels JE, et al. Effects of major Class II occlusal corrections on temporomandibular signs and symptoms. J Orofac Pain 1998;12(3):185-92.
- 7. White CS, Dolwick MF. Prevalence and variance of temporomandibular dysfunction in orthognathic surgery patients. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1992;7(1):7-14.
- 8. Zarrinkelk HM, Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Sinn DP. Functional and morphologic changes after combined maxillary intrusion and mandibular advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg 1996;54(7):828-37.
- 9. Sekiçoğlu LT. Ortognatik cerrahi uygulanan hastaların retrospektif değerlendirilmesi, komplikasyonlarının ve iskeletsel relapslarının analizi [Uzmanlık tezi]. Adana: Çukurova Üniversitesi; 2006.
- 10. Miloro M, Ghali GE,Larsen PE, Waite PD, editors.Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 2nd ed. ed. London: BC Decker Inc; 2004.
- 11. Bloomquist DS. Anterior segmental mandibular osteotomies for the correction of facial-skeletal deformities. Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2007;19(3):369-79, vi.
- 12. Greenberg AM, Prein J,editors. Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery: Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique.New York: Springer-Verlag Inc; 2002.

- 13. Sun H, Ah Lee K, Kim JW, Kim YH, Yun SH. Mandibular advancement of anterior segmental osteotomy for aesthetic correction of mandibular retrusion. J Craniofac Surg 2012;23(3):742-5.
- 14. Park JU, Hwang YS. Evaluation of the soft and hard tissue changes after anterior segmental osteotomy on the maxilla and mandible. J Oral Maxillofac Surg 2008;66(1):98-103.
- 15. Brusati R, Gianni AB. Anterior mandibular apical base augmentation in the surgical orthodontic treatment of mandibular retrusion. Int J Oral Maxillofac Surg 2005;34(8):846-50.
- 16. Erkmen E, Yücel E, Günhan Ö. Spongioza blok kemik greftinin dura mater veya fascia lata greft materyalleri ile birlikte uygulandığı segmental osteotomiler sonrasında iyileşmenin histopatolojik olarak incelenmesi. GÜ Dişhek Fak Derg 2004; 21(3): 187-196.
- 17. Chu YM, Po-Hsun Chen R, Morris DE, Wen-Ching Ko E, Chen YR. Surgical approach to the patient with bimaxillary protrusion. Clin Plast Surg 2007;34(3):535-46.
- 18. Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, editors. Oral and Maxillofacial Surgery. Philadelphia: WB Saunders Company; 2000.
- 19. Proffit WR, White, Jr. RP, Sarver DM. Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity.St. Louis: Mosby; 2002
- 20. Bell WH, Proffit WR, White RP. Surgical correction of dentofacial deformities. Vol I. Ontario:WB Saunders Company; 1980.
- 21. Wolford LM, Karras SC, Mehra P. Considerations for orthognathic surgery during growth, part 1: mandibular deformities. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119(2):95-101.
- 22. Epker BN, Stella JP, Fish LC. Dentofacial Deformities: integrated orthodontic and surgical correction. 2nd ed.St. Louis:Mosby;1994
- 23. Dolce C, Hatch JP, Van Sickels JE, Rugh JD. Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121(6):610-9.
- Nemeth DZ, Rodrigues-Garcia RC, Sakai S, Hatch JP, Van Sickels JE, Bays RA, et al. Bilateral sagittal split osteotomy and temporomandibular disorders: rigid fixation versus wire fixation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89(1):29-34.
- 25. Olivera LB, Sant'Ana E, Manzato AJ, Guerra FL, Arnett GW.Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal split osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. J Appl Oral Sci 2012; 20(4): 419-26.
- 26. Mavili ME, Canter HI, Saglam-Aydinatay B. Semirigid fixation of mandible and maxilla in orthognathic surgery: stability and advantages. Ann Plast Surg 2009;63(4):396-403.

- 27. Hsu SS, Huang CS, Chen PK, Ko EW, Chen YR. The stability of mandibular prognatism corrected by bilateral sagittal split osteotomies: a comparison of bi-cortical osteosynthesis and monocortical osteosynthesis. Int J Oral Maxillofac Surg 2012; 41(2): 142-9.
- 28. Meslemani D, Kellman RM. Recent advances in fixation of the craniomaxillofacial skeleton. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg 2012;20(4):304-9.
- 29. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. Br J Oral Maxillofac Surg 2006;44(6):534-7.
- 30. Kumar I, Singh V, Singh A, Arora V, Bajaj A. Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs. 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fractures a retrospective study. Oral Maxillofac Surg 2012.
- 31. Haerle F, Champy M, Terry B. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis.2nd ed. Wemding: Georg Thieme Verlag; 2009.
- 32. Ernst A, Herzog M, O.Seidl R. Head and neck trauma: an interdisciplinary approach. Wemding: Georg Thieme Verlag; 2006.
- 33. Heidemann W, Gerlach KL. Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg 1999;27(4):252-5.
- 34. Tiwana PS, Kushner GM, Alpert B. Lag screw fixation of anterior mandibular fractures: a retrospective analysis of intraoperative and postoperative complications. J Oral Maxillofac Surg 2007;65(6):1180-5.
- 35. Singh V, Kumar I, Bhagol A. Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study. Int J Oral Maxillofac Surg 2011; 40(4): 372-7.
- 36. Stockmann P, Bohm H, Driemel O, Muhling J, Pistner H. Resorbable versus titanium osteosynthesis devices in bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible - the results of a two centre randomised clinical study with an eight-year follow-up. J Craniomaxillofac Surg 2010;38(7):522-8.
- Landes CA, Ballon A, Sader R. Segment stability in bimaxillary orthognathic surgery after resorbable Poly(L-lactide-co-glycolide) versus titanium osteosyntheses. J Craniofac Surg 2007;18(5):1216-29.
- 38. Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;98(4):386-97.
- 39. Eppley BL. Bioabsorbable plate and screw fixation in orthognathic surgery. J Craniofac Surg 2007;18(4):818-25.

- 40. Prein J. Manual of internal fixation techniques in the cranio-facial skeleton. Ochsenfurt-Hohenstadt: Springer-Verlag; 1998
- 41. Çalış AC. Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi;2006.
- 42. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- 43. Knudson D. Fundamentals of biomechanics. 2nd ed.New York: Springer; 2007.
- 44. Bayvas MŞ.Genel mekanik. 7. baskı. İstanbul: Milli Eğitim Basımevi; 2003.
- 45. Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. Crit Rev Oral Biol Med 2002;13(4):366-76.
- 46. Hughes SPF, McCarthy ID,editors.Sciences basic to orthopaedics. London: WB Saunders Company;1998.
- 47. Beer FP, Johnston Jr ER, Eisenberg ER. Mühendisler için vektör mekaniği. Gündoğdu Ö, Öz HR, Kopmaz O (Çev),7. basım, İzmir, İzmir Güven Kitabevi.
- 48. wikipedia.
- 49. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2009.
- 50. Bakioğlu M. Cisimlerin Mukavemeti. 2. basım. İstanbul: Beta; 2009.
- 51. Baumgart E. Stiffness--an unknown world of mechanical science? Injury 2000;31 Suppl 2:S-B14-23.
- 52. Cebeci T, Uzunlar MŞ, Boşkurt H. Akma Kriterleri ve uygulamaları. CBÜ Soma MYO Teknik Bilimler Dergisi 2009; 1(11): 2009.
- 53. Hearn EJ.Mechanics of Materials:An Introduction to the Mechanics of Elastic and Plastic Deformation of Solids and Structural Materials. 3rd ed.Oxford: Butterworth-Heinemann; 1997.
- 54. Patnaik S, Hopkins D. Strength of materials: A new modified theory for the 21st century. Elsevier; 2004.
- 55. Özdemir-Karataş M. Dişlerini sıkan bir hastanın temporomandibular eklemine gelen kuvvetlerin oklüzal splint varken ve yokken üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi. Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
- 56. Huiskes R, Van Rietbergen B.Biomechanics of bone.In: Mow VC, Huiskes R, editors. Basic orthopaedic biomechanics and mechanobiology. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; p.125-179.
- 57. Hayes WC. Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk. In: Mow VC, Hayes WC,editors. Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press;1991.p.93-142.

58. Microscobic sutructure of bone [online]. 2013 [cited 2013 June 9] Available from: URL:

http://blog.dearbornschools.org/renkom/2011/02/09/microscopic-structureof-bone/.

- 59. Johnson K, Tencer AF. Biomechanics in Orthopedic Trauma: Bone Fracture and Fixation. London: Martin Dunitz Ltd; 1994.
- 60. Burstein AH, Zika JM, Heiple KG, Klein L. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. J Bone Joint Surg Am 1975;57(7):956-61.
- 61. Ascenzi A, Bonucci E. The tensile properties of single osteons. Anat Rec 1967;158(4):375-86.
- 62. Ascenzi A, Bonucci E. The compressive properties of single osteons. Anat Rec 1968;161(3):377-91.
- 63. Ascenzi A, Bonucci E. The shearing properties of single osteons. Anat Rec 1972;172(3):499-510.
- 64. Bartel DL, Davy DT, Keaveny TM. Orthopaedic biomechanics: Mechanics and design in Musculoskeletal Systems.New Jersey: Pearson Education Inc; 2006.
- 65. Keavenly TM, Morgan EF, Yeh OC. Bone mechanics. In: Kutz M,editor. Standard handbook of biomedical engineering and design.1st edition:McGraw-Hill; 2002.
- 66. Burstein AH, Currey J, Frankel VH, Heiple KG, Lunseth P, Vessely JC. Bone strength. The effect of screw holes. J Bone Joint Surg Am 1972;54(6):1143-56.
- 67. McBroom RJ, Cheal EJ, Hayes WC. Strength reductions from metastatic cortical defects in long bones. J Orthop Res 1988;6(3):369-78.
- 68. Edgerton BC, An KN, Morrey BF. Torsional strength reduction due to cortical defects in bone. J Orthop Res 1990; 8(6): 851-5.
- 69. Clark CR, Morgan C, Sonstegard DA, Matthews LS. The effect of biopsy-hole shape and size on bone strength. J Bone Joint Surg Am 1977;59(2):213-7.
- 70. Ertem SY, Uckan S, Ozden UA. The comparison of angular and curvilinear marginal mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. J Craniomaxillofac Surg 2013;41(3):e54-8.
- 71. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintesssence Publishing Co., Inc; 1987.
- 72. Hylander WL. The human mandible: lever or link? Am J Phys Anthropol 1975;43(2):227-42.
- 73. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11(1):123-36.
- 74. Vitins V, Dobelis M, Middleton J, Limbert G, Knets I. Flexural and creep properties of human jaw compact bone for FEA studies. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2003;6(5-6):299-303.

- 75. Wong RC, Tideman H, Kin L, Merkx MA. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. Int J Oral Maxillofac Surg 2010;39(4):313-9.
- 76. Dechow PC, Hylander WL. Elastic properties and masticatory bone stress in the macaque mandible. Am J Phys Anthropol 2000;112(4):553-74.
- 77. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am J Phys Anthropol 2003;120(3):252-77.
- 78. Bacon GE, Bacon PJ, Griffiths RK. Orientation of apatite crystals in relation to muscle attachment in the mandible. J Biomech 1980;13(8):725-9.
- 79. Kingsmill VJ, Boyde A.Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status. J Anat 1998; 192(2): 233-44.
- 80. Kingsmill VJ, Boyde A. Mineralisation density of human mandibular bone quantitative backscattered electron image analysis. J Anat 1998;192(2): 245-56.
- 81. Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH, Lee SP. Direct measurement of trabecular bone anisotropy using directional fractal dimension and principal axes of inertia. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;104(1):110-6.
- 82. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg 1999;57(6):700-6; discussion 06-8.
- 83. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22(3):455-66.
- 84. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 1994;73(1):56-66.
- 85. Burch JG. Patterns of change in human mandibular arch width during jaw excursions. Arch Oral Biol 1972;17(4):623-31.
- 86. Goodkind RJ, Heringlake CB. Mandibular flexure in opening and closing movements. J Prosthet Dent 1973;30(2):134-8.
- 87. Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. J Oral Maxillofac Surg 2006;64(7):1015-22.
- 88. Picton DC. Distortion of the jaws during biting. Arch Oral Biol 1962;7:573-80.
- 89. Hylander WL. Mandibular function in Galago crassicaudatus and Macaca fascicularis: an in vivo approach to stress analysis of the mandible. J Morphol 1979;159(2):253-96.

- 90. Weijs WA, de Jongh HJ. Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. Arch Oral Biol 1977;22(12):667-75.
- 91. Hylander WL. The functional significance of primate mandibular form. J Morphol 1979;160(2):223-40.
- 92. Korioth TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Anthropol 1992;88(1):69-96.
- 93. Mongini F, Calderale PM, Barberi G. Relationship between structure and the stress pattern in the human mandible. J Dent Res ; 58(12): 2334-7.
- 94. Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. Am J Phys Anthropol 1993;90(3):291-306.
- 95. Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Crit Rev Oral Biol Med 1997;8(1):90-104.
- 96. Castano MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldan S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. Int J Comput Dent 2002;5(2-3):87-99.
- 97. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg 2000;28(2):91-6.
- 98. Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. Am J Phys Anthropol 1984;64(1):1-46.
- 99. Hylander WL, Johnson KR, Crompton AW. Loading patterns and jaw movements during mastication in Macaca fascicularis: a bonestrain, electromyographic, and cineradiographic analysis. Am J Phys Anthropol 1987;72(3):287-314.
- 100. Hylander WL, Johnson KR. Jaw muscle function and wishboning of the mandible during mastication in macaques and baboons. Am J Phys Anthropol 1994;94(4):523-47.
- 101. Smith RJ. The mandibular corpus of female primates: taxonomic, dietary, and allometric correlates of interspecific variations in size and shape. Am J Phys Anthropol 1983;61(3):315-30.
- 102. Turkozan NY, Mammadov C. Biomechanical properties of the body and angle of the sheep mandible under bending loads. Dent Traumatol 2011;27(3):179-83.
- Schwartz GT, Conroy GC. Cross-sectional geometric properties of the Otavipithecus mandible. Am J Phys Anthropol 1996;99(4):613-23.
- 104. Daegling DJ. Biomechanics of cross-sectional size and shape in the hominoid mandibular corpus. Am J Phys Anthropol 1989;80(1):91-106.

- 105. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg Am 1972;54(2):297-308.
- 106. Gutwald R, Schon R, Metzger M, Kreutzer K, Rahn B, Schmelzeisen R, et al. Miniplate osteosynthesis with four different systems in sheep. Int J Oral Maxillofac Surg 2011;40(1):94-102.
- 107. Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. Injury 1972;4(1):25-38.
- 108. Ellis JA, Jr., Laskin DM. Analysis of seating and fracturing torque of bicortical screws. J Oral Maxillofac Surg 1994;52(5):483-6; discussion 87-8.
- 109. Uhthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. J Bone Joint Surg Br 1973;55(3):633-9.
- 110. Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP. The holding power of orthopedic screws in vivo. Clin Orthop Relat Res 1975(108):115-26.
- 111. Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. J Orthop Trauma 2004;18(8):488-93.
- 112. Laurence M, Freeman MA, Swanson SA. Engineering considerations in the internal fixation of fractures of the tibial shaft. J Bone Joint Surg Br 1969;51(4):754-68.
- 113. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109(3):e21-7.
- 114. Rudderman RH, Mullen RL, Phillips JH. The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. Plast Reconstr Surg 2008;121(2):596-607.
- 115. Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A threedimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. J Biomech 2003;36(3):329-37.
- 116. Ichim I, Kieser JA, Swain MV. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. Arch Oral Biol 2007;52(5):465-73.
- 117. Fouad H. Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. Med Eng Phys 2010;32(7):783-9.
- 118. Kennady MC, Tucker MR, Lester GE, Buckley MJ. Histomorphometric evaluation of stress shielding in mandibular continuity defects treated with rigid fixation plates and bone grafts. Int J Oral Maxillofac Surg 1989;18(3):170-4.
- 119. Kennady MC, Tucker MR, Lester GE, Buckley MJ. Stress shielding effect of rigid internal fixation plates on mandibular bone grafts. A photon absorption densitometry and quantitative computerized

tomographic evaluation. Int J Oral Maxillofac Surg 1989;18(5):307-10.

- 120. Korkmaz T. Dişhekimliğinde holografi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 1998; 8(2): 81-5.
- 121. Cook D, Malkus D, Plesha ME. Concepts and applications of finite element analysis. 3rd ed. Canada; John Wiley &Sons Inc: 1989.
- 122. Ming-Yih L, Chun-Li L, Wen-Da T, Lun-Jou L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. J Plast Reconstr Aesthet Surg 2010;63(3):451-5.
- 123. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85(6):585-98.
- 124. Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA. Toward characterization of craniofacial biomechanics. J Craniofac Surg 2010;21(1):202-7.
- 125. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg 2009;20(4):1173-7.
- 126. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol 1996;22(2):104-10.
- 127. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg 2003;31(5):284-9.
- 128. Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg 2011;40(4):393-400.
- 129. Budynas RG, Nisbett JK. Shigley's mechanical engineering design.8th. ed. USA:McGraw-Hill Companies Inc;2006.
- 130. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmen E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular periimplant structures: a 3-dimensional finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;110(2):e1-11.
- 131. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi:Bölüm I: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Üniv Diş Hek Fak Derg 2010; 11(1): 18-23.
- 132. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24(2):80-8.
- 133. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg 2002;40(1):76-83.
- 134. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res 2002;13(3):334-41.
- 135. Mac Donald BJ. Practical stress analysis with finite elements. Ireland: Glasnevin Publishing; 2007. .
- 136. Elsalanty ME, Genecov DG. Bone grafts in craniofacial surgery. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 2009;2(3):125-34.
- 137. Kao ST, Scott DD. A review of bone substitutes. Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2007;19(4):513-21, vi.
- 138. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. Int J Oral Maxillofac Surg 2005;34(5):551-8.
- 139. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. Br J Oral Maxillofac Surg 2005;43(2):97-104.
- 140. Choi JP, Baek SH, Choi JY. Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. J Craniofac Surg 2010;21(4):1104-9.
- 141. Moberg LE, Nordenram A, Kjellman O. Metal release from plates used in jaw fracture treatment. A pilot study. Int J Oral Maxillofac Surg 1989;18(5):311-4.
- 142. Schliephake H, Lehmann H, Kunz U, Schmelzeisen R. Ultrastructural findings in soft tissues adjacent to titanium plates used in jaw fracture treatment. Int J Oral Maxillofac Surg 1993;22(1):20-5.
- 143. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. Int J Oral Maxillofac Surg 1994;23(6 Pt 2):450-2.
- 144. Siy RW, Brown RH, Koshy JC, Stal S, Hollier LH, Jr. General management considerations in pediatric facial fractures. J Craniofac Surg 2011;22(4):1190-5.
- 145. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg 2004;42(2):127-32.
- 146. Paeng JY, Hong J, Kim CS, Kim MJ. Comparative study of skeletal stability between bicortical resorbable and titanium screw fixation after sagittal split ramus osteotomy for mandibular prognathism. J Craniomaxillofac Surg 2012;40(8):660-4.
- 147. Sato FR, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation

techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg 2010;68(1):160-6.

- 148. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB.In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy.J Oral Maxillofac Surg 2010 68(4):724-30.
- 149. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011;111(1):58-63.
- 150. Brasileiro BF, Grempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg 2009;67(4):809-17.
- 151. Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. Int J Oral Maxillofac Surg 1988;17(6):371-6.
- 152. Lee J, Piecuch JF. The sagittal ramus osteotomy. Stability of fixation with internal miniplates. Int J Oral Maxillofac Surg. 1992; 21(6): 326-30.
- 153. Abeloos J, De Clercq C, Neyt L. Skeletal stability following miniplate fixation after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg 1993;51(4):366-9.
- 154. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. Int J Oral Maxillofac Surg 1994;23(3):127-31.
- 155. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC.Modeling the biomechanics of the mandible: a threedimensional finite element study.J Biomech 1992; 25(3):261-86.
- 156. Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different interimplant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. Med Eng Phys 2006;28(3):199-213.
- 157. Hadi G, Karine BG, Yves C, Pierre L. Stability of osteosynthesis with bicortical screws placed in a triangular shape in mandibular sagittal split 5 mm advancement osteotomy: biomechanical tests. Br J Oral Maxillofac Surg 2010;48(8):624-8.
- 158. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;90(5):574-80.
- 159. Aghazadeh A, Rutger Persson G, Renvert S. A single-centre randomized controlled clinical trial on the adjunct treatment of intra-

bony defects with autogenous bone or a xenograft: results after 12 months. J Clin Periodontol 2012;39(7):666-73.

- Margonar R, dos Santos PL, Queiroz TP, Marcantonio E. Rehabilitation of atrophic maxilla using the combination of autogenous and allogeneic bone grafts followed by protocol-type prosthesis. J Craniofac Surg 2010;21(6):1894-6.
- 161. Albanese M, Nocini PF, Fior A, Rizzato A, Cristofaro MG, Sancassani G, et al. Mandibular reconstruction using fresh frozen bone allograft after conservative enucleation of a mandibular odontogenic myxoma. J Craniofac Surg 2012;23(3):831-5.
- 162. Hassan KS, Marei HF, Alagl AS. Composite bone graft for treatment of osseous defects after surgical removal of impacted third and second molars: case report and review of the literature.Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011 112(6):e8-15.
- 163. Macisaac ZM, Rottgers SA, Davit AJ 3rd, Ford M, Losee JE, Kumar AR. Alveolar reconstruction in cleft patients: decreased morbidity and improved outcomes with supplemental demineralized bone matrix and cancellous allograft. Plast Reconstr Surg. 2012;130(3):625-32.
- 164. Rana M, Warraich R, Kokemuller H, Lemound J, Essig H, Tavassol F, et al. Reconstruction of mandibular defects clinical retrospective research over a 10-year period. Head Neck Oncol 2011;3:23.
- 165. Mehra P, Castro V, Freitas RZ, Wolford LM. Stability of the Le Fort I osteotomy for maxillary advancement using rigid fixation and porous block hydroxyapatite grafting. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002;94(1):18-23.
- 166. Kent JN. Zide MF, Kay JF, Jorcho M. Hydroxylapatite blocks and particles as bone graft substitutes in orthognathic and reconstructive surgery. J Oral Maxillofac Surg 1986; 44(8): 597-605.
- 167. Cottrell DA, Wolford LM. Long-term evaluation of the use of coralline hydroxyapatite in orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg 1998;56(8):935-41.
- 168. Lye KW, Deatherage JR, Waite PD. The use of demineralized bone matrix for grafting during Le Fort I and chin osteotomies: techniques and complications. J Oral Maxillofac Surg 2008;66(8):1580-5.
- 169. Santos SE, Moreira RW, de Moraes M, Asprino L, Araujo MM. Skeletal stability after inferior maxillary repositioning without interpositional graft. Int J Oral Maxillofac Surg 2012;41(4):477-81.
- 170. Guerrero JS, Al-Jandan BA. Allograft for maxillary sinus floor augmentation: a retrospective study of 90 cases. Implant Dent 2012;21(2):136-40.
- 171. Wood RA, Mealey BL. Histologic comparison of healing after tooth extraction with ridge preservation using mineralized versus

demineralized freeze-dried bone allograft. J Periodontol 2012;83(3):329-36.

- 172. Reynolds MA, Bowers GM. Fate of demineralized freeze-dried bone allografts in human intrabony defects. J Periodontol 1996; 67(2): 150-7.
- 173. Contar CM, Sarot JR, da Costa MB, Bordini J, de Lima AA, Alanis LR, et al. Fresh-frozen bone allografts in maxillary ridge augmentation: histologic analysis. J Oral Implantol 2011;37(2):223-31.
- 174. Contar CM, Sarot JR, Bordini J, Jr., Galvao GH, Nicolau GV, Machado MA. Maxillary ridge augmentation with fresh-frozen bone allografts. J Oral Maxillofac Surg 2009;67(6):1280-5.
- 175. Epker BN, Friedlaender G, Wolford LM, West RA. The use of freeze-dried bone in middle-third face advancements. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1976;42(3):278-89.
- 176. Davy DT. Biomechanical issues in bone transplantation. Orthop Clin North Am 1999;30(4):553-63.
- 177. Pelker RR, Friedlaender GE. Biomechanical aspects of bone autografts and allografts. Orthop Clin North Am 1987;18(2):235-9.
- 178. Gallas Torreira M, Fernandez JR. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. J Craniomaxillofac Surg 2004;32(5):303-7.
- 179. Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109(3):346-56.
- 180. Apicella D, Aversa R, Ferro F, Ianniello D, Perillo L, Apicella A. The importance of cortical bone orthotropicity, maximum stiffness direction and thickness on the reliability of mandible numerical models. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2010;93(1):150-63.
- 181. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. Head Face Med 2010;6:4.
- 182. Atac MS, Erkmen E, Yucel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4plate fixation using 3D-FEA. Part 1: advancement surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 2008;37(12):1117-24.
- Ertem SY. Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora tezi.Ankara: Başkent Üniversitesi; 2010.
- 184. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of twodimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implantol 1987;4(2):25-31.

- 185. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. Int J Oral Maxillofac Surg 2006;35(9):837-41.
- 186. Bregagnolo LA, Bertelli PF, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato AE. Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-L-DL-lactic acid) fixation systems on the mandibular angle fracture. Int J Oral Maxillofac Surg 2011;40(3):316-21.
- 187. Sarkarat F, Motamedi MH, Bohluli B, Moharamnejad N, Ansari S, Shahabi-Sirjani H. Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method. J Oral Maxillofac Surg 2012;70(6):1434-8.
- 188. Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. J Craniofac Surg 2009;20(3):775-9.
- 189. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;108(2):174-7.
- 190. Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;103(6):e1-13.
- 191. Brazel E, Taylor D. Predicting the structural integrity of bone defects repaired using bone graft materials. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2009;12(3):297-304.
- 192. Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. J Craniomaxillofac Surg 2006;34(4):201-9.
- 193. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J Oral Maxillofac Surg 2001;59(2):191-5.
- 194. Sikes JW, Jr., Smith BR, Mukherjee DP, Coward KA. Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. J Oral Maxillofac Surg 1998;56(4):468-73.
- 195. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. Int J Oral Maxillofac Surg 2005;34(2):174-7.
- 196. Ellis E, 3rd, Price C. Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible. J Oral Maxillofac Surg 2008;66(3):421-35.
- 197. Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MH. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9

methods via finite element method. J Oral Maxillofac Surg 2010;68(11):2765-9.

10.EKLER

Teşekkürler

Eğitim sürecim boyunca ilgi ve desteğini benden esirgemeyen, mesleki bilgi ve becerilerimi geliştirmemde her zaman yol gösterici olan, çalışmalarımda beni her zaman motive eden, mesleki bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, öğrencisi olmaktan büyük onur ve mutluluk duyduğum değerli doktora danışmanım Sayın Prof. Dr. Erkan ERKMEN'e,

Çalışmalarımda değerli fikir ve görüşleri ile beni destekleyen Sayın Prof. Dr. Derviş YILMAZ ile eğitim sürecim boyunca ilgi ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim Sayın Doç. Dr. Mustafa Sancar ATAÇ başta olmak üzere tüm bölüm hocalarıma,

Birlikte birçok şeyi paylaştığımız, destek ve sevgileriile her zaman yanımda olan asistan arkadaşlarım Sara SAMUR ERGÜVEN, Emre ÇOLAK, Erkan ÇIRAK ve Timuçin ÇAYAN başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmamın modelleme ve analiz aşamalarını gerçekleştiren Ahmet KURT'a

Doktora eğitimim boyunca verdiği maddi destekten dolayı Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)'na , Her zaman yanımda olan, maddi ve manevi anlamda desteklerini eksik etmeyen, çalışmalarım boyunca sonsuz sabır ve anlayış gösteren sevgili aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

11.ÖZGEÇMİŞ

Adı: Yeliz

Soyadı: KILINÇ

Doğum yeri: Amasya-Merzifon

Doğum tarihi: 15.02.1983

Konya Cumhuriyet İlkokulu, Ankara Rauf Orbay İlköğretim Okulu, Ankara Atatürk Anadolu Lisesi ve Antalya Anadolu Lisesi'nde ilk, orta ve lise öğrenimimi tamamladım.

Ankara Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2006 yılında dönem birincisi olarak mezun olup, 2007 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Ağız, Diş ve Çene hastalıkları Cerrahisi Anabilim dalında doktora eğitimine başladım.

2010 ve 2011 yıllarında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Anestezi ve Reanimasyon, Kulak Burun Boğaz, Acil Tıp, Genel Cerrahi ve Plastik Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Ana Bilim Dallarında toplam 9 ay sure ile rotasyon eğitimlerimi tamamladım.

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında doktora faaliyetlerime devam etmekteyim.

Yabancı dilleri: İngilizce Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği

YAYINLAR

1. Kılınç Y, Işık B. Dental treatment of a patient with central sleep apnea and phobic anxiety under sedation: report of a case and clinical considerations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012; 114(5): e9-e11.doi:10.1016/j.oooo.2011.09.013

2. Orhan K, Uyanık LO, Erkmen E, Kilinc Y. Unusually severe limitation of the jaw attributable to fibrodysplasia ossificans progressiva: a case report with cone-beam computed tomography findings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012; 113(3):404-9.doi:10.1016/j.tripleo.2011.03.11

3. Karaca IR, **Kilinc Y**, Oztemel A. Re: Odontogenic keratocyst in a 5-year-old child: a rare cause of maxillary swelling in children. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2008;61(5):587; author reply 588. Epub 2008 Mar 4.

4. **Kılınç Y**, Erkmen E. İmplant kaybı, risk faktörleri ve yüzeyin implant kaybına etkisi. Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi Cilt: 4, Sayı: 2, Sayfa: 595-602, 2010

5. **Kılınç Y**, Erkmen E. Dental implant yüzey teknolojisinde yeni yaklaşımlar. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 3(1), 2011

6. **Kılınç Y**, Ergüven SS, Erkmen E. İmplant Yüzey Özellikleri ve Biyolojik Ortamla Etkileşimler, Bölüm I: Doku İmplant Etkileşimleri ve Moleküler Olaylar, Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi, 5(1): 816-820, 2011. 7. **Kılınç Y**, Ergüven S, Erkmen E. İmplant Yüzey Özellikleri ve Biyolojik Ortamla Etkileşimler: Bölüm II: İmplant Yüzeyleri ve Özelikleri, Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi 5(1): 821-827, 2011.

8. Ergüven SS, **Kılınç Y**. Peri-implant Hastalıklar. Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi, 4(4): 730-738, 2011.

9. Ergüven SS, Işık B, **Kılınç Y**. Dişhekimliği fakültesine yeni başlayan öğrencilerle diş hekimliği fakültesi son sınıf öğrencilerinin dental kaygı düzeylerinin karşılaştırmalı değerlendirilmesi. (Acta Odontologica Turcica'da yayınlanmak üzere kabul edildi.

Poster sunumları:

1. Kilinc Y, **Loveless T**, Teppa J, Baur DA, Quereshy FA. Bone quality assessment in grafted versus non-grafted sites: A CBCT study. J Oral Maxillofac Surg 70(9); S2, pp.e1-e111, 2012

2. Quereshy FA, Baur DA, Nijhawan S, Kilinc Y, Teppa J. The Use of CBCT to Volumetrically Assess the Buccal Bone Defects. Academy of Osseointegration's 2013 Annual Meeting, March 7-9, 2013, in Tampa, Florida kongresi için poster sunumu olarak kabul edildi.

3. Kılınç Y, Çetiner S, Yücetaş Ş. Wharton kanalındaki dev sialolitin diyot lazer kullanılarak uzaklaştırılması. Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 18. Ulusal Kongresi 2-6 Ekim 2011 Antalya. 4. **Sarısoy ZŞ**, Kılınç Y, Okkan GS, Shuibat A, Yücel EZ. Rekürrent unikistik ameloblastoma. Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 18. Ulusal Kongresi 2-6 Ekim 2011 Antalya.

 Kılınç Y, Arslan M, Işık B. Senkop mu? Epilepsi mi? Türk Anesteziyoloji ve Reanimasyon Derneği 44. Ulusal Kongresi 227-31 Ekim 2010 Antalya

Sözlü sunumlar:

1. Işık B, **Kılınç Y**, Arslan M, Ataç MS. Retrospective evaluation of phobic or handicapped patient's sedation techniques for dental treatment. The 1st Scientific Congress of Hellenic, Israeli and Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (HIATOMS) in conjunction with The 17th Scientific Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (TAOMS), 14-17 October 2010, Istanbul, Turkey

2. **Ataç MS**, Kılınç Y, Samur S, Çolak E. Inverted L osteotomy for releasing bilateral TMJ ankylosis: Report of a technique. The 1st Scientific Congress of Hellenic, Israeli and Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (HIATOMS) in conjunction with The 17th Scientific Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (TAOMS), 14-17 October 2010, Istanbul, Turkey

3. Atac MS, Kılınç Y, Üçüncü N, Yücel E. Use of double layered autogenous symphyseal and xenograft packed with collagen membrane in reconstruction of alveolar cleft: Report of a technique. The 1st Scientific Congress of Hellenic, Israeli and Turkish Association of Oral

and Maxillofacial Surgeons (HIATOMS) in conjunction with The 17th Scientific Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (TAOMS), 14-17 October 2010, Istanbul, Turkey

Burs:

Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) Yurt İçi Doktora Burs Programı'ndan 5 yıl süreyle burs desteği aldım.